



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
ESCUELA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, TELECOMUNICACIONES
Y REDES

“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO MULTIMODAL EN
TIEMPO REAL PARA EMERGENCIAS AMBULATORIAS UTILIZANDO
TARJETAS DE DESARROLLO”

Trabajo de titulación

Tipo: Propuesta Tecnológica

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA, TELECOMUNICACIONES Y REDES

AUTOR: WILLIAM PAUL SHININ SILVA

TUTOR: ING. OSWALDO MARTÍNEZ, MsC.

Riobamba-Ecuador

2018

@2018, William Paul Shinin Silva

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
EN TELECOMUNICACIONES Y REDES

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO MULTIMODAL EN TIEMPO REAL PARA EMERGENCIAS AMBULATORIAS UTILIZANDO TARJETAS DE DESARROLLO”, de responsabilidad de William Paul Shinin Silva ha sido minuciosamente revisado por los miembros del Tribunal del Trabajo de Titulación, quedando autorizada su presentación.

NOMBRE	FIRMA	FECHA
Dr. Julio Santillán		
VICEDECANO FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA	_____	_____
Ing. Patricio Romero		
DIRECTOR DE ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN TELECOMUNICACIONES Y REDES	_____	_____
Ing. Oswaldo Martínez		
DIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	_____	_____
Ing. Jorge Paucar		
MIEMBRO DEL TRIBUNAL	_____	_____

Yo, William Paul Shinin Silva declaro ser el autor del presente trabajo de titulación: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO MULTIMODAL EN TIEMPO REAL PARA EMERGENCIAS AMBULATORIAS UTILIZANDO TARJETAS DE DESARROLLO”, que fue elaborado en su totalidad por mí, bajo la dirección del Ingeniero Oswaldo Martínez, haciéndonos totalmente responsables de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este Trabajo de Titulación y el patrimonio de la misma pertenece a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO.

William Paul Shinin Silva

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado en primer lugar a Dios por ser mi guía en cada instante de mi vida, por siempre brindarme sus bendiciones ayudándome a ser mejor persona cada día, a mi madre Margarita quien con su ejemplo han sabido educarme y brindarme su apoyo no solo económico sino también emocional, demostrándome que todo es posible conseguirlo, a mis hermanas que con su sonrisa y consejos me animan a seguir luchando por mis metas, y sobre todo a mis tíos Marcio y Audrey, a quienes aprecio mucho y fueron pilar fundamental para alcanzar mis metas, a mis sobrino Erick y Elian son mi motivación para seguir perseverando por alcanzar cada una de mis metas. Los quiero con todo mi corazón.

William

AGRADECIMIENTO

Primeramente, agradezco a Dios que me ha sabido dar salud para terminar mis estudios, así como guiar por el buen camino.

A mi Tío Marcio y a su esposa Audrey quienes siempre me apoyaron en los momentos difíciles en los que le necesite, el que me dio consejos para seguir adelante y no decaer, a mi mamá Margarita quien con sus enseñanzas y ejemplos me han llevado a ser lo que soy como persona, a mis hermanas Erica, Claudia y Karen ya que ellas me alentaron a terminar mi carrera, además de manera muy especial a mi tutor de tesis el Ingeniero Oswaldo Martínez quien me apoyo a lo largo de la vida estudiantil.

Por último, a toda mi familia y amigos quienes me apoyaron directa o indirectamente.

William

TABLA DE CONTENIDO

INDICE DE TABLAS	xi
INDICE DE FIGURAS	xii
RESUMEN	xvi
SUMARY	xvii
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	
1. MARCO REFERENCIAL	4
1.1. Telemedicina	4
<i>1.1.1. Telemedicina en el Ecuador</i>	5
<i>1.1.2. Aplicaciones de la telemedicina</i>	6
1.1.2.1. Teleconsulta.....	6
1.1.2.2. Telediagnóstico.....	6
1.1.2.3. Teleterapia	6
1.1.2.4. Telemetría.....	7
<i>1.1.3. Relación entre la telemedicina y las TIC's</i>	7
1.2. Sistema de telemedicina	7
<i>1.2.1. Elementos de un sistema de telemedicina</i>	8
1.3. Signos vitales (SV)	8
<i>1.3.1. Frecuencia Cardiaca o Pulso</i>	9
1.3.1.1. Características del pulso	10
1.3.1.2. Técnica para tomar el pulso arterial manualmente	10
<i>1.3.2. Frecuencia Respiratoria</i>	11
1.3.2.1. Características de la Respiración.....	11
1.3.2.2. Técnica para valorar la Frecuencia Respiratoria	12
<i>1.3.3. Presión Arterial</i>	12
1.3.3.1. Características de la Presión Arterial	13

1.3.3.2.	Técnica para valorar la Presión Arterial	13
1.3.4.	<i>Temperatura Corporal</i>	14
1.3.4.1.	Clasificación de la Fiebre.....	14
1.3.4.2.	Técnica para valorar la Temperatura Corporal	15
1.3.5.	<i>Oximetría</i>	15
1.3.5.1.	Características de la Oximetría	16
1.3.5.2.	Técnica para valorar la Oximetría	16
1.3.5.3.	Alteraciones de la Oximetría.....	16
1.4.	Redes WSN	17
1.4.1.	<i>Arquitectura de las redes WSN</i>	18
1.4.2.	<i>Topologías de las redes WSN</i>	20
1.5.	Tecnología Móvil	21
1.5.1.	<i>Tipos de tecnologías móviles</i>	22
1.5.1.1.	Primera Generación	22
1.5.1.2.	Segunda Generación	22
1.5.1.3.	Generación 2.5	22
1.5.1.4.	Tercera Generación	22
1.5.1.5.	Cuarta Generación	23
1.6.	Tecnología GPRS	23
1.6.1.	<i>Definición</i>	23
1.6.2.	<i>Características de GPRS</i>	24
1.6.3.	<i>Servicios de GPRS</i>	24
1.6.4.	<i>Ventajas de GPRS</i>	24
1.7.	Comandos AT	25
1.7.1.	<i>Comandos generales para saber la información del dispositivo</i>	25
1.7.2.	<i>Comandos para acciones realizadas por el módulo</i>	25
1.7.3.	<i>Comandos de obtención del servicio de red</i>	25
1.7.4.	<i>Comandos para la seguridad</i>	25
1.7.5.	<i>Comandos para agenda telefónica</i>	26

1.7.6.	<i>Comandos para mensajes de texto(SMS)</i>	26
1.8.	Arduino	26
CAPÍTULO II		
2.	MARCO METODOLÓGICO	28
2.1.	Metodología de la investigación	28
2.1.1.	<i>Tipo de investigación</i>	28
2.1.2.	<i>Método de investigación</i>	28
2.1.2.1.	Métodos Teóricos	28
2.1.2.2.	Métodos Empíricos	29
2.1.3.	<i>Técnicas de investigación</i>	29
2.2.	Requerimientos para el diseño e implementación del prototipo	30
2.3.	Esquema general del prototipo	30
2.3.1.	<i>Módulo transmisor</i>	31
2.3.1.1.	Módulo de identificación	31
2.3.2.	<i>Módulo receptor</i>	31
2.4.	Diseño del hardware del prototipo	31
2.4.1.	<i>Módulo transmisor</i>	31
2.4.2.	<i>Módulo receptor</i>	32
2.5.	Selección de componentes para desarrollar el prototipo	33
2.5.1.	<i>Plataforma Arduino</i>	33
2.5.1.1.	Selección del Arduino.....	33
2.5.1.2.	Arduino UNO	34
2.5.1.3.	Distribución de pines Arduino UNO.....	35
2.5.1.4.	Arduino NANO	38
2.5.1.5.	Distribución de pines Arduino NANO	39
2.5.2.	<i>Sensores</i>	42
2.5.2.1.	E-Health Sensor Shield V2.0	42
2.5.2.2.	Sensor de Pulso y Saturación de Oxígeno de la sangre (SpO2).....	44
2.5.2.3.	Sensor de Temperatura	45

2.5.2.4.	Sensor de Flujo de aire.....	46
2.5.3.	<i>Selección del medio de Transmisión y Recepción</i>	47
2.5.3.1.	Módulo GSM/GPRS SIM900	48
2.5.3.2.	Características del Módulo GSM/GPRS SIM900 y para SMS.....	49
2.5.3.3.	Descripción de Pines del Hardware	50
2.5.4.	<i>Bloque de Visualización de la Información</i>	51
2.5.5.	<i>Selección de la Raspberry Pi para el receptor</i>	51
2.5.6.	<i>Bloque de Alimentación</i>	52
2.6.	Diseño de conexión del prototipo multimodal para emergencias ambulatorias ..	53
2.6.1.	<i>Diseño del Transmisor</i>	54
2.6.1.1.	Esquema de conexión elaborado en Proteus	54
2.6.1.2.	Esquema de control para la transmisión de datos elaborado en Proteus	54
2.6.1.3.	Esquema de transmisión en 3D	55
2.6.1.4.	Módulo Transmisor ensamblado.....	55
2.6.1.5.	Diseño de la caja del módulo Transmisor en 3D.....	56
2.6.1.6.	Caja del módulo Transmisor impresa y ensamblada	57
2.6.2.	<i>Esquema de conexión del módulo Receptor</i>	58
2.7.	Descripción del software del prototipo multimodal para emergencias ambulatorias	59
2.7.1.	<i>Requerimientos para desarrollar el software</i>	59
2.7.1.1.	Condiciones para el desarrollo del software para el módulo transmisor.....	59
2.7.1.2.	Condiciones para el desarrollo del software para el módulo receptor	59
2.7.2.	<i>Descripción del software utilizado</i>	60
2.7.2.1.	Proteus	60
2.7.2.2.	Entorno de desarrollo de software para el hardware Arduino	61
2.7.2.3.	Libre Office	62
2.7.2.4.	Python.....	62
2.7.3.	<i>Programación para el módulo transmisor</i>	63
2.7.3.1.	Funciones del módulo transmisor	64

2.7.4.	<i>Programación para el módulo receptor</i>	64
2.7.5.	<i>Realización de la base de datos</i>	65
2.7.5.1.	Construcción de la interfaz	65
2.7.5.2.	Entorno gráfico	67
CAPÍTULO III		
3.	EVALUACIÓN Y COMPARACIÓN DE RESULTADOS	69
3.1.	Pruebas del hardware implementado.	69
3.1.1.	<i>Análisis del Sensor de frecuencia cardiaca y oxígeno en la sangre.</i>	70
3.1.2.	<i>Análisis del sensor de temperatura.</i>	74
3.1.3.	<i>Análisis del Funcionamiento de GRPS.</i>	76
3.2.	Pruebas del software implementado.	78
3.2.1.	<i>Base de datos de Libre Office.</i>	78
3.2.1.1.	Evaluación de la base de datos	79
3.3.	Análisis económico del prototipo.	83
CONCLUSIONES		85
RECOMENDACIONES		86
BIBLIOGRAFÍA		
ANEXOS		

INDICE DE TABLAS

Tabla 1-1: Consolidado de las cifras normales de los signos vitales según la edad	9
Tabla 2-1: Tecnologías Móviles.....	23
Tabla 1-2: Modelos de Arduino	33
Tabla 2-2: Características de los módulos GSM/GPRS	48
Tabla 3-2: Características Generales y especificaciones para SMS	49
Tabla 4-2: Descripción de Pines del SIM900	50
Tabla 5-2: Modelos de Raspberry Pi	52
Tabla 1-3: Análisis del sensor de pulsioximetría.....	71
Tabla 2-3: Análisis del sensor de temperatura.....	74
Tabla 3-3: Análisis económico del prototipo.....	83

INDICE DE FIGURAS

Figura 1-1: Sistema de Telemedicina	8
Figura 2-1: Pulso radial (Arteria radial)	11
Figura 3-1: Medición de la Frecuencia Respiratoria	12
Figura 4-1: Medición de la Presión Arterial	14
Figura 5-1: Medición de la Temperatura oral	15
Figura 6-1: Arquitectura de una red WSN	18
Figura 7-1: Arquitectura de un Nodo Inalámbrico	19
Figura 8-1: Tipos de Topologías WSN	20
Figura 1-2: Esquema general del prototipo	30
Figura 2-2: Módulo transmisor diagrama de bloques	32
Figura 3-2: Módulo receptor diagrama de bloques	33
Figura 4-2: Microcontrolador Arduino UNO	35
Figura 5-2: Interfaz de programación	35
Figura 6-2: Pines Analógicos	36
Figura 7-2: Pines Digitales	37
Figura 8-2: Pines de Comunicación	37
Figura 9-2: Pines PWM	38
Figura 10-2: Pines Power	38
Figura 11-2: Arduino NANO	39
Figura 12-2: Pines Analógicos	40
Figura 13-2: Pines Digitales	40
Figura 14-2: Pines de Comunicación	41
Figura 15-2: Pines PWM	41
Figura 16-2: Pines Power	42
Figura 17-2: E-Health Sensor Shield V2.0 parte frontal	43
Figura 18-2: E-Health Sensor Shield V2.0 parte trasera	44
Figura 19-2: Sensor de Pulso y Oxígeno en la Sangre (SpO2)	45
Figura 20-2: Sensor de Temperatura Corporal	46
Figura 21-2: Sensor de Flujo de Aire	47
Figura 22-2: Módulo GSM/GPRS SIM900	49
Figura 23-2: Pines de Comunicación del módulo SIM900	50
Figura 24-2: Pantalla de cristal líquido (LCD)	51
Figura 25-2: Batería Externa	53
Figura 26-2: Cargador AC - DC	53

Figura 27-2: Esquema del módulo transmisor	54
Figura 28-2: Esquema de control de datos	55
Figura 29-2: Visualización del módulo transmisor en 3D	55
Figura 30-2: Módulo transmisor ensamblado.....	56
Figura 31-2: Caja del módulo transmisor	56
Figura 32-2: Tapa del módulo transmisor.....	57
Figura 33-2: Módulo transmisor terminado	57
Figura 34-2: Módulo receptor	58
Figura 35-2: Interfaz base de datos.....	58
Figura 36-2: Interfaz gráfica de Proteus V8.0.....	60
Figura 37-2: Interfaz gráfica de Arduino IDE	61
Figura 38-2: Interfaz gráfica de Base	62
Figura 39-2: Diagrama de flujo del módulo transmisor	63
Figura 40-2: Diagrama de flujo del módulo transmisor	65
Figura 41-2: Creación de la tabla pacientes	66
Figura 42-2: Datos de la tabla pacientes.....	66
Figura 43-2: Creación del form en Base.....	67
Figura 44-2: Entorno grafico final	68
Figura 1-3: Prototipo ensamblado.	70
Figura 2-3: Toma de medidas con el pulsioximetro.....	71
Figura 3-3: Medición de flujo de aire.	73
Figura 4-3: Representación de las medidas tomadas con el sensor de flujo de aire.	73
Figura 5-3: Adquisición de Medidas corporales.	74
Figura 6-3: Shell Phyton. Receptor activado.....	76
Figura 7-3: Ingreso de la C.I. del paciente.	77
Figura 8-3: Visualización del aviso de SMS enviado.	77
Figura 9-3: Información recibida en Shell Phyton.	78
Figura 10-3: Interfaz gráfica de la base de datos.....	79
Figura 11-3: Consulta de C.I. del paciente.	80
Figura 12-3: Registro de variables fisiológicas del paciente.....	81
Figura 13-3: Tabla de pacientes actualizada.....	81
Figura 14-3: Mensaje de búsqueda no encontrada.....	82
Figura 15-3: Registro de un nuevo paciente.....	82

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

APL:	Arduino Programming Language (Lenguaje de Programación Arduino)
CE:	Chip Enable
CSN:	Chip Select
OXM:	Oximetría
ECG:	Electrocardiograma
EPM:	Elevated Plus Maze (Laberinto en Cruz Elevado)
FDMA:	Frequency Division Multiple Access (Acceso Múltiple por División de Frecuencia)
FC:	Frecuencia Cardíaca
FR:	Frecuencia Respiratoria
GND:	Ground (tierra)
GPRS:	General Packet Radio Service (Servicio General de Paquetes Vía Radio)
GSM:	Global System for Mobile Communications
GUI:	Graphical User Interface
GUIDE:	Graphical User Interface Development Environment
IEEE:	Institute of Electrical and Electronics Engineers (Instituto de Ingeniería Eléctrica y Electrónica)
INSPI:	Instituto Nacional de Investigación en Salud Pública
IoT:	Internet of Things (Internet de las cosas)
IP:	Internet Protocol (Protocolo de Internet)
IR:	Infrared (Infrarrojo)
JST:	Japanese Solderless Terminal (Terminal Japonesa sin Soldadura)
LDM:	Light-Dark Model. (Modelo Claro/Oscuro)
LTE:	Long Term Evolution (Evolución a Largo Plazo)
MISO:	Master Input Slave Output (Entrada Maestra Salida Esclavo)
MOSI:	Master Output Slave Input (Salida Maestra Entrada Esclavo)
OMS:	Organización Mundial de la Salud
PA:	Presión Arterial
PSD:	Position Sensitive Detector (Detector de Posición)
RF:	Radio Frecuencia

RXD:	Receive data (Receptor)
TC:	Temperatura Corporal
TDMA:	Time Division Multiple Access (Acceso Múltiple por División de Tiempo)
TXD:	Transmit data (Transmisor)
USB:	Universal Serial Bus (Bus Universal en Serie)
VSM:	Sistema Virtual de Modelado
VCC:	Voltaje de Corriente Continua
WIFI:	Wireless Fidelity (Fidelidad Inalámbrica)
WiMAX:	Worldwide Interoperability for Microwave Access (Interoperabilidad Mundial para Acceso por Microondas)
WPAN:	Wireless Personal Area Network (Red Inalámbrica de Área Personal)

RESUMEN

En el presente trabajo de titulación, se diseñó e implementó un prototipo multimodal en tiempo real para emergencias ambulatorias usando redes de sensores inalámbricos (WSN) y tecnología móvil de envío de paquetes vía radio (GPRS). En la implementación del prototipo se elaboró un módulo transmisor portátil encargado de la toma de las medidas fisiológicas humanas mediante los respectivos sensores inalámbricos los mismos que van conectados a una placa E-Health Sensor Shield y encima de esta un Arduino UNO, el cual almacena esta información y se comunica con un Arduino nano el cual es el encargado mediante un display mostrar estos datos en la caja del transmisor así como almacenar la cédula de identidad del paciente para posteriormente enviarla utilizando un módem SIM900 GSM/GPRS. Se implementó un módulo receptor cuya ubicación es fija con un Raspberry Pi 3, el cual consta de un Arduino UNO y su módem SIM900 que se comunican por el puerto serial del Arduino hacia el USB del Raspberry para recibir los datos del módulo transmisor a través del lenguaje de programación PYTHON y posteriormente almacenarlos en la base de datos realizada el libre office cuyo nombre es "BASE". La interfaz gráfica de la base de datos permite almacenar la frecuencia respiratoria, flujo de aire, etc, de los pacientes. En esta se encontrará información básica de las personas. Para la validación de los resultados obtenidos con el prototipo, la comparación se realizó con equipos que lleva la ambulancia. Se concluyó que las emergencias ambulatorias pueden ser manejadas de mejor manera ya que la casa de salud se prepararía con anticipación al saber el estado en el que está siendo trasladado el paciente y así profesional adecuado pueda acudir para solventar la emergencia de manera eficiente. Es recomendable dotar a las ambulancias de tecnologías como esta para poder salvar más vidas.

PALABRAS CLAVES: <TELECOMUNICACIONES>, <MEDICINA>, <RED DE SENSORES INALÁMBRICOS (WSN)>, <MEDIDAS FISIOLÓGICAS HUMANAS>, <SENSORES MÉDICOS>, <TECNOLOGÍA MÓVIL>, <SERVICIO GENERAL DE PAQUETES VÍA RADIO (GPRS)>, <SISTEMA GLOBAL PARA LAS COMUNICACIONES MÓVILES (GSM)>.

SUMMARY

In the present titling work, a multimodal prototype was designed and implemented in real time for ambulatory emergencies using wireless sensor networks (WSN) and mobile technology of packet transmission via radio (GPRS). In the implementation of the prototype, a portable transmitter module was created which is responsible for taking human physiological measurements through the respective wireless sensors, which are connected to an E-Health Sensor Shield and on top of this an Arduino UNO that stores this information and communicates with an Arduino Nano which is responsible of displaying this data in the transmitter box as well as storing the patient's identity card to later send it using a SIM900 GSM / GPRS modem. We implemented a receiver module whereof location is fixed with a Raspberry Pi 3 that consists of an Arduino UNO and its modem SIM900 that communicate through the serial port of the Arduino to the USB of the Raspberry to receive the data from the transmitter module through the PYTHON programming language and then store them in the database made in the free office whereof name is "BASE". The graphical interface of the database allows to store the respiratory frequency, air flow, etc., of the patients. In this it could be found basic information about people. For the validation of the results obtained with the prototype, a comparison was made with equipment carried by the ambulance. It was concluded that outpatient emergencies can be handled in a better way since the health house would be prepared in advance knowing the state in which the patient is being transferred and so the appropriate professional can go to solve the emergency in an efficient manner. It is advisable to equip the ambulances with technology like this in order to save more lives.

KEYWORDS: <TELECOMMUNICATIONS>, <MEDICINE>, <WIRELESS SENSOR NETWORK (WSN)>, <HUMAN PHYSIOLOGICAL MEASUREMENTS>, <MEDICAL SENSORS>, <MOBILE TECHNOLOGY>, <GENERAL PACKET RADIO SERVICE (GPRS)>, <GLOBAL SYSTEM FOR MOBILE COMMUNICATIONS (GSM)>.

INTRODUCCIÓN

ANTECEDENTES

Históricamente se puede decir que el primer desarrollo de un sistema de telemedicina fue hacia la década de 1950. Una de las primeras implementaciones se efectuó en la Universidad de Nebraska en los Estados Unidos, y consistió en un circuito cerrado de televisión bi-direccional comunicado por microondas, que se usó para tratamiento a distancia y educación médica. Otro proyecto pionero utilizó una conexión vía satélite entre un hospital de Anchorage, Alaska con otro de Sacramento en California. Los primeros proyectos, estuvieron dirigidos a la tele-consulta y a la tele-educación. (Camacho, 2010)

El advenimiento de las comunicaciones vía satélite a finales de los 60 fue otro hito decisivo que contribuyó al nivel actual de la Telemedicina, permitiendo la transmisión remota de imágenes de televisión. Sin embargo, la mayor revolución en este campo, la brindó el advenimiento de la computación, que posibilitó el almacenamiento masivo de datos médicos y su transferencia a otros sitios para ser consultados. (Camacho, 2010)

La telemedicina no es un tema reciente, su historia es anterior a la aparición de la comunicación electrónica, la cual muchos países la están aplicando, no necesariamente países industrializados, sino países del tercer mundo que, por carencia de recursos humanos y materiales, buscan en la telemedicina una alternativa eficaz para reducir costos y evitar el desplazamiento del médico o del paciente además de evitar las molestias que representan las grandes listas de espera. (Bolaños, 2010)

El escenario global en el que estamos inmersos, es aquel donde las redes de comunicaciones como Internet se encuentran al alcance de más personas y los avances tecnológicos de los últimos años han posibilitado a las tecnologías de la información y las comunicaciones (TIC's) el desarrollo de estrategias integrales que admitan incorporar nuevos dispositivos en el cuidado de la salud de los pacientes; tácticas que permitan aprovechar la tecnología disponible para realizar el monitoreo de la salud de múltiples pacientes, así como dar respuesta inmediata a determinadas alertas. Estas estrategias integrales ofrecidas a través de las TIC's forman parte del mundo de la tele-salud. (Bolaños, 2010)

En Ecuador, el Programa Nacional de Telemedicina/Telesalud es un Programa enmarcado en el

Plan Nacional del Buen Vivir, que tiene como meta fundamental fortalecer el modelo de atención de salud a través de una red de referencia y contrarreferencia desde la atención primaria, al nivel hospitalario de segundo y tercer nivel, a través de herramientas telemáticas contribuyendo a que el Sistema Nacional de Salud, SNS llegue de manera universal y sin costo a toda la población ecuatoriana, mediante consultas clínicas y de especialidad, a distancia, o con carácter emergente, consultas diagnósticas y de segunda opinión. Promoviendo programas de gestión, capacitación, consulta bibliográfica, así como promoción, prevención, investigación e interculturalidad, para garantizar los principios de universalidad, equidad, calidad y eficiencia del Sistema en su Red Pública Integral de Salud. (López *et al.*, 2010)

Además en Ecuador, El Programa Nacional de Telemedicina/Telesalud se lleva a cabo gracias al liderazgo del Ministerio de Salud Pública (MSP), a través del Proceso de Ciencia y Tecnología (PCYT) y la decidida participación y cooperación de diversas instituciones públicas y privadas; viabilizando la propuesta mediante el desarrollo de Proyectos que escalonadamente darán cobertura a las 24 provincias del País y con la suscripción de Convenios Interinstitucionales entre el MSP, MINTEL, Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo (SENPLADES), Secretaría Nacional de Telecomunicaciones (SENATEL), Fuerzas Armadas del Ecuador (FAE), Universidades, etc. (López *et al.*, 2010)

Este proyecto se realizó con el interés de implementar un sistema que optimice tiempo y recursos, en el cual se manejan datos en tiempo real por lo cual se deben considerar aspectos técnicos como el retardo en la transmisión, y en segundo lugar en la gestión de los datos. Las señales fisiológicas enviadas serán almacenadas en una base de datos, para un mejor tratamiento de la información por parte de especialistas calificados, teniendo así un mejor tiempo de respuesta hacia las emergencias ambulatorias y poder atender de manera más eficiente y rápida al paciente.

En base a estos antecedentes se planteó el siguiente objetivo diseñar e implementar un prototipo multimodal en tiempo real para emergencias ambulatorias utilizando tarjetas de desarrollo. A su vez para esta investigación se tiene como objetivos específicos:

- Investigar cuales son los parámetros fisiológicos medibles en una persona que requiera atención de emergencia, para determinar las variables a medir.
- Diseñar un sistema de adquisición de señales fisiológicas, que me permita procesarlas y enviarlas usando tecnología GPRS.
- Implementar elementos electrónicos que permitirán efectuar el prototipo.
- Elaborar protocolo de pruebas experimental, que me permita validar si el dispositivo trasmite correctamente la información.

FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

¿Debido a la importancia de disminuir el tiempo de atención en emergencias en que beneficiara diseñar e implementar un sistema que permita controlar y monitorizar la recolección de datos fisiológicos ambulatorios en tiempo real?

SISTEMATIZACIÓN DEL PROBLEMA

- ¿Cuáles son los parámetros fisiológicos medibles en una persona que requiere atención inmediata de emergencia?
- ¿Cómo será la forma de adquisición de señales de las constantes fisiológicas, para procesarlas y enviarlas a través de la tecnología GPRS?
- ¿Qué elementos son requeridos para el diseño e implementación del sistema electrónico a desarrollar?
- ¿Cumple el prototipo desarrollado con los requerimientos?
- ¿Cómo implementar?

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL

1.1. Telemedicina

Proviene del prefijo griego tele, el cual quiere decir distancia y colocado antes de cualquier palabra, en sentido estricto, telemedicina significa “medicina a distancia”. Siendo así la telemedicina la práctica médica que brinda servicios a pacientes que se encuentren en lugares geográficamente alejados, siempre que se encuentren conectados por sistemas de tecnología y comunicación. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

A principios del siglo XIX apareció la telemedicina, siendo el telégrafo el principal medio de comunicación, pues este permitía notificar a grandes distancias, en aquella época la telemedicina tuvo gran acogida en situaciones militares siendo el principal ejemplo en la guerra civil norteamericana donde se usó para solicitar suministros médicos e informar el número de muertos y heridos en el campo de batalla. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

Con la aparición de la computación se dio la mayor revolución en la telemedicina, la cual facilitó el almacenamiento de los datos médicos, a su vez permitía que estos sean enviados a otros lugares para ser revisados y consultados. Igualmente se logró acceder a grandes bases de datos e Historias Clínicas y poder ofrecer educación médica a distancia. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

La telemedicina se clasifica según el tiempo en:

- **Tiempo Diferido.-** Es cuando el paciente no se encuentra en comunicación directa con el profesional de la salud. También se le conoce “almacenamiento y envío”. El profesional de la salud acumula las solicitudes de telemedicina y en un momento dado las atiende y al terminar su trabajo devuelve al paciente los resultados. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

- **Tiempo Real.-** Es cuando el paciente y el profesional de la salud se encuentran en comunicación directa a través de un medio de comunicación. Casos típicos son la teleconsulta, la tele-asistencia y la tele-educación interactiva. Esto permite una interacción entre los dos actores que puede ser más eficaz que si se hiciera en tiempo diferido. Sin embargo, esto requiere anchos de banda superiores (por tanto, más costosos) adicional a que los actores remotos estén disponibles simultáneamente. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

Como beneficios de la telemedicina podemos mencionar:

- La disminución de los tiempos de atención.
- Diagnósticos y tratamientos más oportunos.
- Mejora la calidad del servicio.
- Reducción de los costos de transporte.
- Atención continuada.
- Tratamientos más apropiados.
- Disminución de riesgos profesionales.
- Posibilidad de interconsulta.
- Mayor cobertura.
- Campañas de prevención oportunas entre otras. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

1.1.1. Telemedicina en el Ecuador

Se han desarrollado programas de trabajo en el área de telesalud, llegando a varias zonas del Oriente, pero aún quedan muchos lugares por atender, y no precisamente en zonas tan apartadas como la Amazonía sino en barrios urbano-marginales en donde los centros de salud se encuentran saturados de personas que buscan solución a sus complicaciones sanitarias que en muchos casos no encuentran porque el centro de salud no cuenta con recursos suficientes para atender sus necesidades. (Bolaños, 2010)

El proyecto Manuela Espejo, que busca identificar personas con discapacidades en el territorio nacional, se encuentra en fase de diagnóstico y permitirá a la Vicepresidencia de la República iniciar una respuesta interinstitucional para ofrecer calidad de vida a este sector de conciudadanos. El proyecto está alcanzando a zonas a donde nadie ha llegado, se ha conseguido identificar a más de 20.000 de estas personas para quienes una única visita es muy poco ya que necesitan monitoreo

constante de su estado de salud, y no sólo eso sino, que las personas quienes están a su cargo requieren ser guiadas para brindar una mejor alimentación, rehabilitación diaria si fuera el caso, entre otros servicios. Estas experiencias de otros países evidencian que la tele-salud domiciliaria permitiría no dejar desatendido a este grupo tan vulnerable y apoyaría en la reducción de los costos en los centros de salud. (Bolaños, 2010)

1.1.2. *Aplicaciones de la telemedicina*

La Telemedicina posee variadas aplicaciones, las cuales van perfeccionando con el avance de la tecnología, con el fin de optimizar los recursos y maximizar su potencial de utilidad.

1.1.2.1. *Teleconsulta*

Este servicio se utiliza en la especialidad del Registro Clínico Electrónico (RCE). Los RCE son bancos de almacenamiento de información médica de pacientes asociados en una entidad de salud. Los registros de cada paciente contienen datos básicos como información personal, datos demográficos, información sobre visitas médicas y progreso en tratamientos, alergias, medicamentos, signos vitales, antecedentes médicos, historia familiar, registro de hospitalizaciones, vacunas, datos de laboratorio e informes de radiología. (Pinto *et al.*, 2011)

1.1.2.2. *Tele diagnóstico*

Este servicio es una práctica que permite a los expertos, generar un diagnóstico del paciente, estando a kilómetros de distancia y ahorra recursos humanos y tecnológicos. (Pinto *et al.*, 2011)

1.1.2.3. *Teleterapia*

Este es un servicio que permite a los expertos, controlar y supervisar tratamientos clínicos en pacientes que se encuentran topográficamente separados. (Pinto *et al.*, 2011)

1.1.2.4. Telemetría

Este servicio permite a los especialistas de la salud, por medio de imágenes y videos, recolectar información de forma remota acerca del estado de salud de los pacientes para consulta y diagnóstico. (Pinto *et al.*, 2011)

1.1.3. Relación entre la telemedicina y las TIC's

El progreso, integración y convergencia de las distintas tecnologías de la comunicación han dado lugar a las Tecnologías de la Información y Comunicación (TIC). Atribuido su alcance y aplicación en todas las áreas de desarrollo inclusive la Telemedicina, es importante el estudio de su relación con la misma, de esa manera se entenderá la relación que desempeña en el avance de todas las áreas de aplicación que abarca este instrumento útil de sobremanera para la sociedad. (Quintero y Caicedo, 2016)

El empleo de las TICs en la Telemedicina compone una potente herramienta, la cual ayuda al beneficio de los objetivos de salud propuestos por la organización médica en beneficio de la colectividad. Los identificadores que se logran mejorar con el uso de las tecnologías son: acceso, eficacia, eficiencia, calidad, seguridad, generación de conocimiento, impacto en la economía e integración; cada uno de ellos vinculados a las distintas áreas de aplicación de la telemedicina. (Quintero y Caicedo, 2016)

Aunque, para que esto sea práctico es condición necesaria avanzar, de manera coherente y sostenida, en el desarrollo de infraestructura e implementación de aplicaciones, validadas e interoperables, tanto en los ámbitos de la educación sanitaria como de la prevención de enfermedades, de la asistencia médica y de la gestión de los servicios. (Quintero y Caicedo, 2016)

1.2. Sistema de telemedicina

Es un sistema de telecomunicaciones complementario para las actividades médicas, este permite enviar información médica obtenida desde dispositivos médicos a través de un canal o medio de comunicación a un destinatario o especialista en el ámbito de la salud, el mismo que analizará la información recibida para emitir diagnósticos y tratamientos respectivos. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

1.2.1. Elementos de un sistema de telemedicina

Un sistema de telemedicina está compuesto generalmente por tres elementos:

- Paciente (transmisor). Está compuesto por una persona (paciente), un aparato médico que genera los datos y un equipo para enviar los mismos.
- Medio de transmisión. Son las redes o tecnologías de transmisión que permiten conectar al paciente (transmisor) con el médico (receptor). Entre ellas podemos mencionar: líneas dedicadas, par de cobre, coaxial, fibra óptica, comunicaciones inalámbricas, entre otras.
- Médicos (receptor). Está compuesto por dispositivos encargados de recibir y procesar los datos enviados desde el paciente (transmisor) y un médico especialista que analizará dichos datos para generar un diagnóstico y tratamiento. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

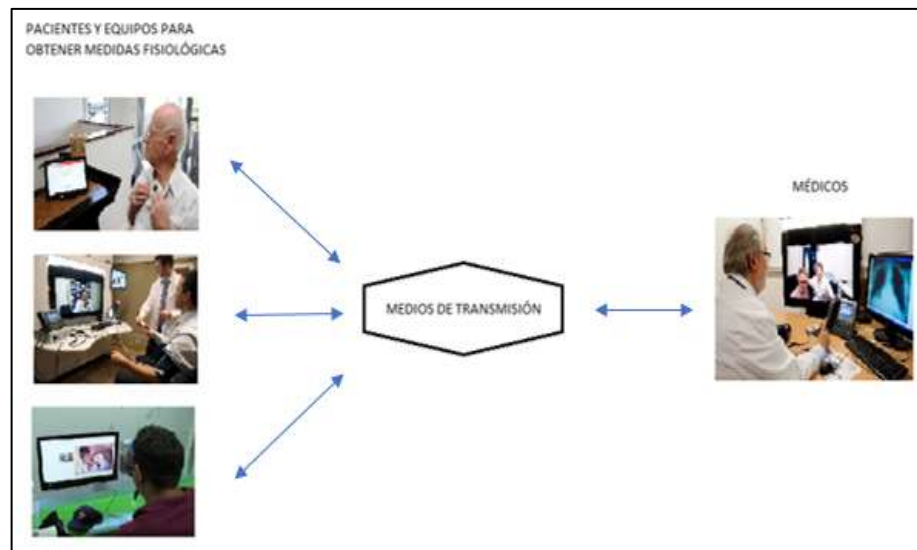


Figura 1-1: Sistema de Telemedicina

Realizado por: Shinin, W, 2018.

1.3. Signos vitales (SV)

Son valores que permiten apreciar la efectividad de la circulación, de la respiración y de las funciones neurológicas basales y su réplica a diferentes estímulos fisiológicos y patológicos. Por lo que es imperativo, que los médicos revisen acuciosamente estas medidas. Apoyados en las nuevas tecnologías, se detectan fácilmente las alteraciones en los SV que demandan del médico intervenciones propias y oportunas. (González, Arenas y González, 2012)

Los Signos Vitales son parámetros de acciones fisiológicas, como la frecuencia y ritmo cardíaco (FC), la frecuencia respiratoria (FR), la temperatura corporal (TC), la presión arterial (PA o TA) y la oximetría (OXM), que indican que una persona está viva y la calidad del funcionamiento orgánico. Los SV normales cambian de un individuo a otro y en el mismo ser en diferentes momentos del día. Cualquier alteración de los valores normales, orienta hacia un mal funcionamiento orgánico y por ende se debe sospechar de un estado mórbido. (González, Arenas y González, 2012)

En la tabla 1-1 se presentan los valores de los signos vitales dependiendo la edad.

Tabla 1-1: Consolidado de las cifras normales de los signos vitales según la edad

Edad	Temperatura	Respiración	Pulso	Presión Arterial
Recién nacido	36.6° C a 37.8° C	30 a 40/ min	120-160/min	70/50
Primer año	36.6° C a 37.8° C	26 a 30/ min	120-130/min	90/50
Segundo año	36.6° C a 37.8° C	25/ min	100-120/min	De 2 a 10 años: Sistólica: # años x 2 + 80 Diastólica: mitad de la sistólica +10
Tercer año	36.6° C a 37.8° C	25/ min	90-100/min	
4 a 8 años	36.5° C a 37° C	20 a 25/ min	86-90/min	
8 a 15 años	36.5° C a 37° C	18 a 20/ min	80-86/min	De 10 a 14 años: Sistólica: # años +100 Diastólica: mitad de la sistólica +10
Edad adulta	36.5° C	16 a 20/ min	60-80/min	120/80 + ó -10
Vejez	36.0 ó menos	14 a 16/ min	60 ó menos	

Realizado por: Shinin, W, 2018.

Fuente: (González, Arenas y González, 2012)

1.3.1. Frecuencia Cardíaca o Pulso

Es la onda pulsativa de la sangre, originada en la contracción de la cavidad izquierda del corazón y que resulta en la expansión y contracción regular del diámetro de las arterias; representa el rendimiento del latido cardíaco y la adaptación de las arterias. Así mismo, proporciona información sobre el funcionamiento de la válvula aórtica. El pulso periférico se palpa con facilidad en las muñecas, cuello, cara y pies. Realmente puede palpase en cualquier zona donde una arteria, pueda ser fácilmente comprimida contra una superficie ósea. La velocidad del pulso (latidos por minuto) por lo general corresponde a la frecuencia cardíaca (FC). (González, Arenas y González, 2012)

En la Tabla 1-1 se presentan los valores normales de la frecuencia cardiaca o pulso, dependiendo de la edad.

1.3.1.1. Características del pulso

1. Frecuencia: Es el número de ondas divisadas en un minuto. Los valores normales de la frecuencia cardiaca (FC) varían de acuerdo con la edad. (ver Tabla 1-1).
2. Ritmo: El ritmo normal es regular. La irregularidad está asociada con trastornos del ritmo como en la fibrilación auricular. El latido regular con pausas (latidos omitidos) o los latidos adicionales reflejan contracciones ventriculares o auriculares prematuras. (González, Arenas y González, 2012)
3. Volumen o amplitud: Es la potencia de la sangre en cada latido y cumple a la presión diferencial o presión de pulso. Se habla de amplitud normal cuando el pulso es fácilmente palpable, desaparece de manera intermitente y todos los pulsos son simétricos, con elevaciones plenas, fuertes y rápidas. El pulso disminuido, débil, filiforme o hipoquinésico se asocia con disfunción ventricular izquierda, hipovolemia o estenosis aórtica. Por el contrario, el pulso fuerte, rápido ó hiperquinésico (pulso saltón) refleja la eyección rápida del ventrículo izquierdo, como en el caso de la insuficiencia aórtica crónica. (González, Arenas y González, 2012)
4. Elasticidad: Es la capacidad de expansión o de deformación de la pared arterial bajo la onda pulsátil. Una arteria normal, por lo general, es lisa, suave y recta. La elasticidad refleja el estado de los vasos sanguíneos. Arterias arterioscleróticas son duras propias de la senectud. (González, Arenas y González, 2012)

1.3.1.2. Técnica para tomar el pulso arterial manualmente

1. El paciente debe estar cómodo con la extremidad apoyada o sostenida con la palma hacia arriba.
2. Aplique suavemente las yemas de su dedo índice, medio y anular en el punto en que la arteria pasa por encima de hueso (parte externa de la muñeca).
3. Cuente los latidos durante 15, 20 ó 30 segundos y multiplique ese valor por 4, 3 ó 2 respectivamente si el pulso es regular. Si el pulso refleja alguna irregularidad, se debe llevar el conteo durante un minuto completo o incluso más.
4. Registre e interprete el hallazgo y tome las decisiones pertinentes. (González, Arenas y González, 2012)

En la *Figura 2-1* se muestra la forma de medición de la frecuencia cardiaca.



Figura 2-1: Pulso radial (Arteria radial)

Fuente: (González, Arenas y González, 2012)

1.3.2. Frecuencia Respiratoria

El ciclo respiratorio o frecuencia respiratoria comprende un período de inspiración y otra de espiración. La frecuencia respiratoria (FR) es el número de veces que una persona respira por minuto. Suele medirse cuando la persona está en reposo (y sin tener conciencia de estar haciéndolo) y consiste en contar el número de respiraciones durante un minuto visualizando las veces que se eleva el tórax. La FR puede aumentar con la fiebre y otras condiciones médicas. Cuando se miden las respiraciones, es importante tener en cuenta también si la persona tiene dificultad para respirar. (González, Arenas y González, 2012)

La FR normal de un adulto que esté en reposo oscila entre 15 y 20 ciclos por minuto. Cuando la FR en reposo es mayor de 25 respiraciones por minuto es menor de 12, podría considerarse anormal. (González, Arenas y González, 2012)

En la Tabla 1-1 se presentan los valores normales de la frecuencia respiratoria, dependiendo de la edad.

1.3.2.1. Características de la Respiración

La presencia de la respiración se puede ver a través de la expansión del tórax cuando el aire entra y su depresión cuando sale.

Se sobresalta por las propiedades anatómicas de la pared torácica, la cavidad torácica, las vías aéreas superiores e inferiores. La respiración involuntaria es controlada por el bulbo raquídeo. En la respiración además de los órganos del aparato respiratorio, intervienen las diferentes estructuras de la caja torácica. Es así como las lesiones a este nivel, es indispensable el control de este signo vital. (González, Arenas y González, 2012)

Inspiración: fase activa. Se debe a la contracción del diafragma y de los músculos intercostales.

Espiración: fase pasiva. Depende de la elasticidad pulmonar. En condiciones patológicas intervienen los músculos accesorios de la inspiración (escalenos y esternocleidomastoideo) y de la espiración (abdominales). (González, Arenas y González, 2012)

1.3.2.2. *Técnica para valorar la Frecuencia Respiratoria*

1. Lo más cómodo posible y sin alertar al paciente mire y cuente los movimientos torácicos.
2. Cuente durante 30" y multiplique este valor por 2 si la respiración es regular. Controle durante 1 minuto o más tiempo si es necesario, en pacientes con respiración irregular.
3. Registre el dato, interprete y actúe según el hallazgo.
4. Existe también el método auscultatorio y palpatorio (o combinando la inspección, la palpación y la auscultación). (González, Arenas y González, 2012)



Figura 3-1: Medición de la Frecuencia Respiratoria

Fuente: (Educa,2018)

1.3.3. *Presión Arterial*

La presión arterial deriva de la fuerza ejercida por la columna de sangre impulsada por el corazón hacia los vasos sanguíneos. La fuerza de la sangre frente a la pared arterial es la presión sanguínea y la resistencia opuesta por las paredes de estas es la tensión arterial. Estas dos fuerzas son contrarias y equivalentes. La presión sistólica es la presión de la sangre debida a la contracción de los ventrículos y la presión diastólica es la presión que queda cuando los ventrículos se relajan. (González, Arenas y González, 2012)

La presión arterial media (PAM) se calcula con la siguiente fórmula: presión sistólica + 2 veces la presión diastólica / 3, siendo lo normal una cifra menor de 95 mmHg. La PA está determinada por el gasto cardiaco y la resistencia vascular periférica; por ello la PA refleja tanto el volumen de eyección de la sangre como la elasticidad de las paredes arteriales. (González, Arenas y González, 2012)

Se cuantifica por medio de un manómetro de columna de mercurio o aneroide (tensiómetro), sus valores se registran en milímetros de mercurio (mm/Hg). (González, Arenas y González, 2012)

Un correcto control de la PA permite clasificar a las personas en normotensas (PA normal), hipotensas (PA baja) o hipertensas (PA alta). El punto de demarcación entre normalidad y anormalidad es convencional. (González, Arenas y González, 2012)

En la Tabla 1-1 se presentan los valores normales de la presión arterial, dependiendo de la edad.

1.3.3.1. Características de la Presión Arterial

Dentro de los límites fisiológicos, el corazón expulsa toda la sangre que fluye hacia él, sin crear estancamiento sanguíneo excesivo en los vasos. (González, Arenas y González, 2012)

Cuanto mayor sea la presión de arriba que obliga a pasar la sangre de las venas al corazón, tanto mayor será el volumen de sangre expulsada; la PA, se eleva durante la sístole y disminuye durante la diástole. (González, Arenas y González, 2012)

Tensiómetros: Para medir la PA, se pueden utilizar un monitor anerode, que tiene un indicador esférico y se lee mirando la aguja, o bien un monitor digital, en el que la lectura aparece en una pequeña pantalla. (González, Arenas y González, 2012)

Monitor anerode: El monitor anerode es más económico y de manejo más simple que el monitor digital. El manguito se infla a mano, apretando una perilla de goma. Algunos tienen incluso un aparato especial para que sea más fácil aplicarse el manguito con una sola mano. Sin embargo, el monitor se descalibra fácilmente, con lo que resulta menos exacto. Dado que la persona que lo utiliza debe escuchar los latidos del corazón con el estetoscopio, puede no ser adecuado para quienes tengan problemas de audición. (González, Arenas y González, 2012)

Monitor digital: El monitor digital es automático y la cifra de la presión de la sangre aparece en una pequeña pantalla. Como la cifra es fácil de leer, es el dispositivo para medir la PA más popular para la medición en el hogar. También es más fácil de usar que el anerode y toda vez que no es necesario escuchar los latidos a través del estetoscopio; es una buena opción para los hipoacúsicos. Una desventaja es que con los movimientos de cuerpo o con latidos irregulares puede variar la exactitud. (González, Arenas y González, 2012)

Monitores de la presión, de dedo o de la muñeca: Se ha demostrado que los aparatos que miden la PA en el dedo o en la muñeca no son tan exactos como los demás tipos de monitores. Además, los monitores electrónicos son muy costosos y delicados. (González, Arenas y González, 2012)

1.3.3.2. Técnica para valorar la Presión Arterial

1. Idealmente el paciente debe estar descansado, acostado o sentado. Ubicar el brazo apoyado en su cama ó mesa en posición supina.
2. Colocar el tensiómetro en una mesa cercana, de manera que la escala sea visible.
3. Fijar el brazalete alrededor del brazo, previa selección del manguito de tamaño adecuado (niño, adulto, obesos o extremadamente delgados) con el borde inferior 2.5 cm. por encima de la articulación del codo, altura que corresponda a la del corazón, evitando excesiva presión del brazo.
4. Palpe la arteria radial, insufla en forma continua y rápida hasta el nivel que deje de percibir el pulso: esto equivale a presión sistólica palpatoria. (González, Arenas y González, 2012)



Figura 4-1: Medición de la Presión Arterial

Fuente: (González, Arenas y González, 2012)

1.3.4. Temperatura Corporal

La temperatura corporal (TC) se define como el nivel de calor conservado por la proporción entre el calor generado (termogénesis) y el calor perdido (termólisis) por el organismo. (González, Arenas y González, 2012)

Factores que afectan la termogénesis: 1. Tasa metabólica basal 2. Actividad muscular 3. Adrenalina, noradrenalina y estimulación simpática 4. Producción de tiroxina. (González, Arenas y González, 2012)

Factores que afectan la termólisis: 1. Conducción 2. Convección 3. Evaporación. (González, Arenas y González, 2012)

El centro termorregulador está situado en el hipotálamo. Cuando la TC sobrepasa el nivel normal se activan mecanismos como la vasodilatación, hiperventilación y sudoración que promueven la pérdida de calor. Si, por el contrario, la TC cae por debajo del nivel normal se activan otros procesos como aumento del metabolismo y contracciones espasmódicas que producen los escalofríos y generan calor. (González, Arenas y González, 2012)

La TC normal, de acuerdo con la Asociación Médica Americana, oscila entre 36,5° y 37,2° C. (González, Arenas y González, 2012)

En la Tabla 1-1 se presentan los valores normales de la Temperatura Corporal, dependiendo de la edad.

1.3.4.1. Clasificación de la Fiebre

- **Según la intensidad de la temperatura.**
Febrícula: temperatura hasta 38° C.
Fiebre moderada: temperatura entre 38° C y 39° C.
Fiebre alta: temperatura superior a 39° C. (González, Arenas y González, 2012)
- **Según la forma de la curva térmica (tipos de fiebre).**
Fiebre continua ó constante: TC sostenidamente alta, con oscilación diaria inferior a un grado.

Fiebre remitente: En ellas se dan una gran variedad de fluctuaciones en la temperatura, desde la hipotermia hasta temperatura por encima de la normalidad a lo largo de las 24 horas.

Fiebre intermitente: La TC alterna eutermia o hipotermia con hipertermia, en periodos más prologados.

Fiebre reincidente: Se dan cortos periodos febriles de pocos días intercalados con periodos de 1 a 2 días de temperatura normal. (González, Arenas y González, 2012)

1.3.4.2. *Técnica para valorar la Temperatura Corporal*

El valor de la TC es un procedimiento, el cual busca medir el grado de calor del organismo para valorar el estado de salud ó enfermedad. (González, Arenas y González, 2012)

1. Asegúrese que la columna de mercurio marque menos de 35° C, induce a error no hacerlo.
2. Para la temperatura bucal, el paciente debe sostener bajo la lengua por 3 minutos, el termómetro previamente aséptico y lavado. Se efectúa en personas sin alteración de conciencia con el termómetro personal.

En la axila o ingle, deben estar secas. Coloque el termómetro bajo la axila o en la ingle por 3 a 5 minutos, pidiéndole al paciente que cruce la extremidad (brazos ó piernas) hacia el lado contrario; se prefiere la zona inguinal en pacientes muy delgados.

Toma rectal: Con el paciente en decúbito lateral con genuflexión de los miembros inferiores, introducir en el recto el termómetro lubricado y con sumo cuidado, se espera 1 minuto para su lectura. Su uso no es rutinario y es empleado por el médico para documentar casos especiales.

3. Para todos los casos, retire el termómetro y léalo. Limpie el termómetro después con una torunda de algodón con alcohol desde región distal hacia el bulbo, luego bájelo. Use termómetro individual.

4. Interprete y actúe ante evidencia de alteración. (González, Arenas y González, 2012)



Figura 5-1: Medición de la Temperatura oral

Fuente: (González, Arenas y González, 2012)

1.3.5. *Oximetría*

De la mano de una adecuada función respiratoria y circulatoria, ha ganado espacio la oximetría (OXM) que se basa en los principios fisiológicos de que la hemoglobina oxigenada y desoxigenada tiene diferente espectro de absorción. La hemoglobina desoxigenada absorbe más luz en la banda roja (600 a 750 nm) y la oxigenada absorbe más luz en la banda infrarroja (850 a 1000 nm). La prueba del oxímetro emite luz a diferentes longitudes de onda, abarcando los dos espectros nombrados, la cual se transmite a través de la piel y es medida por un fotodetector; de acuerdo con el radio de la absorbancia de la luz, se correlaciona con la proporción de hemoglobina saturada y desaturada en el tejido. Se considera que aproximadamente una saturación periférica de oxígeno (SpO₂) de 85% corresponde a una presión arterial de oxígeno (PaO₂) mayor de 50 mmHg. Los valores mínimo y máximo normal de saturación medida por oximetría de pulso durante la respiración regular de los recién nacidos (RN) de término a nivel del mar son de 97 a 100% y en los RN pretérmino de 95 a 100%. Estas características las convierten (FR y OXM) indispensables en la valoración de pacientes con enfermedades agudas y crónicas (sepsis, traumatismos, hemorragias, posoperatorios, estados dolorosos, convulsiones, EPOC, asma, cardiopatías incluidas las coronariopatías, etc.) (González, Arenas y González, 2012)

1.3.5.1. Características de la Oximetría

Se maneja en la clínica desde 1984. Da una confiabilidad del oxímetro de pulso de acuerdo con una sensibilidad de 100% con especificidad baja, ambas para detectar PaO₂ mayor de 90 mmHg.

El oxímetro calcula para cada longitud de onda la diferencia entre la luz emitida y la recibida, indicándonos la cantidad de luz que ha absorbido la sangre pulsátil. Este dato sirve para calcular la rata de oxihemoglobina y desoxihemoglobina en circulación o lo que es lo mismo, la saturación de la hemoglobina, mediante la siguiente fórmula: $SaO_2 = HbO_2 / (HbO_2 + Hb)$. HbO₂ es la hemoglobina oxigenada y Hb es la desoxigenada. (González, Arenas y González, 2012)

1.3.5.2. Técnica para valorar la Oximetría

Esta técnica suele ser muy simple: Se precisa de un aparato de pulsioximetría, que dispone de un sensor en forma de pinza en la que se aloja un productor de luz que se refleja en la piel del pulpejo del dedo para estimar la cantidad de la oxihemoglobina circulante en el paciente que depende de la luz absorbida por ella. (González, Arenas y González, 2012)

Se debe masajear el pulpejo del dedo del paciente, luego se coloca el sensor y se espera recibir la información.

Brinda varios datos: 1. Índice de saturación de oxígeno, 2. Frecuencia cardíaca y 3. Curva del pulso. (González, Arenas y González, 2012)

1.3.5.3. Alteraciones de la Oximetría

Divisa pacientes normosaturados (mayor de 95%) o con desaturación leve (saturación entre 93 y 95%), moderada (saturación entre 88 y 92%) y grave (saturación entre menor de 88%). (González, Arenas y González, 2012)

1.4. Redes WSN

De acuerdo con Akyildiz 2012, las Redes Inalámbricas de Sensores WSN por sus siglas en inglés (Wireless Sensor Networks), se constituyen como una agrupación de múltiples sensores pequeños, dispersos en un determinado espacio con un fin específico, con la característica de ser redes de bajo costo, con poco consumo de energía y que transmiten señales a cortas distancias. (Campaña y Londoño, 2013)

Entre las principales características tenemos:

- Permiten tener precisión y frecuencia en las mediciones.
- Permiten gran facilidad de despliegue Ad-hoc a gran escala sobre una superficie.
- No utiliza infraestructura de red para poder operar porque sus nodos pueden ser emisores o receptores.
- Nodos con poco consumo de energía y memoria.
- Facilidad de remplazo y mejoramiento de la red.
- Utilizan tecnologías de corto alcance, para el encaminamiento de dos nodos sin visión directa se realiza a través de comunicaciones multisalto.
- Poseen una topología dinámica es decir nodos auto-configurables, tolerancia a fallos y elevada fiabilidad.
- Dispositivos pequeños de bajo costo y facilidad de instalación.
- Son redes que permiten escalabilidad.
- Interacción con otras tecnologías como: la medicina, agricultura, biología, etc.
- Mayor tiempo de vida ya pueden operar sin mantenimiento durante varios meses o años. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

Las redes inalámbricas de sensores pueden ser utilizadas en varias aplicaciones de gran importancia como son:

- Aplicaciones militares.
- Sistemas inteligentes de transporte.
- Agricultura.
- Detección de incendios forestales e inundaciones.
- Monitoreo del medio ambiente.
- Aplicaciones médicas (Cuidado y Monitoreo de pacientes).
- Estudios sísmicos.
- Seguridad de estructuras.
- Prevención de desastres.
- Monitoreo de animales.
- Domótica.
- Aplicaciones industriales.
- Seguimiento de vehículos y monitoreo del tráfico, entre otras. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

1.4.1. Arquitectura de las redes WSN

Las redes WSN tienen una arquitectura de red basada en sensores que actúan en el área de influencia o trabajo, los cuales son los encargados de la captura de datos, también se encuentran los sensores nodo o principales denominados “sink”, quienes reciben la información de los demás sensores y permiten determinar la ruta para la transmisión de esta hacia la puerta de enlace (Gateway) y luego al servidor principal de procesamiento. (Campaña y Londoño, 2013)

Los nodos de un sensor para las redes WSN son de una dimensión físicamente pequeña y con funciones de monitoreo y procesamiento de datos y comunicación. La información es convertida en señal digital en el propio nodo para luego ser divulgada fuera de la red de sensores a través de la puerta de enlace o Gateway a una estación base en la que puede ser almacenada y tratada de forma temporal hasta llegar a un servidor de mayor capacidad que permita realizar análisis de los datos. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

En la Figura 6-1 se muestra los elementos de la arquitectura de las redes WSN.

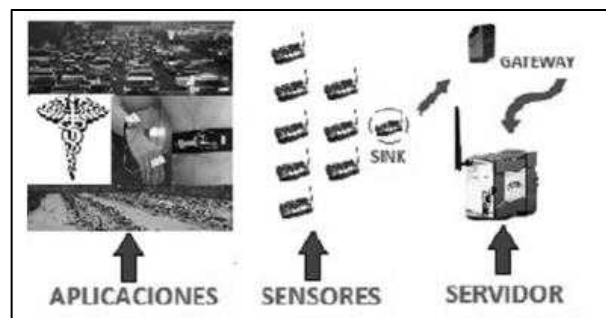


Figura 6-1: Arquitectura de una red WSN

Fuente: (Campaña y Londoño, 2013)

Una red inalámbrica de sensores se compone de tres componentes principales: nodos, gateways y software. Los nodos están distribuidos de forma espacial y junto con los sensores tienen la función de monitorear el equipo o su entorno. Los datos adquiridos son transmitidos de manera inalámbrica al gateway, el cual puede operar independientemente o conectarse a un sistema principal donde se puede reunir, procesar, analizar y presentar sus datos usando software. (Cuji y Pazmiño, 2015)

Existen dos arquitecturas:

- Arquitectura Centralizada en la que los nodos se comunican únicamente con el gateway o coordinador.
- Arquitectura Distribuida en la que los nodos sensores se comunican sólo con otros nodos sensores dentro de su alcance. (Cuji y Pazmiño, 2015)

Dentro de los aspectos importantes de la arquitectura y características de las redes WSN se pueden mencionar los siguientes:

- **Localización:** Al momento de instalar los equipos, es importante conocer las coordenadas de ubicación de cada nodo, para esto sería óptimo que cada nodo cuente con receptores GPS, pero el precio y el tamaño, hacen que sea una opción inviable. Por esto se recurre a técnicas como la colocación de balizas o estaciones base.

- **Enrutamiento:** Las redes WSN necesitan de protocolos que usan descriptores antes de transmitir la información, evitando así parte de la redundancia.
- **Difusión directa:** La cual se basa en enrutamiento reactivo, que evita pasar por redundancia reduciendo el tiempo de transmisión.
- **Ahorro de energía:** Las redes al ser usadas en lugares donde no se cuenta con energía eléctrica, es importante contar con un ahorro de energía, es decir modo sleep.
- **Multicamino:** Siempre es necesario disponer de caminos adicionales por donde la información pueda dirigirse, en el caso de que un nodo o dispositivo deje de funcionar. (Cuji y Pazmiño, 2015)

Dentro de la arquitectura de las redes WSN encontramos los nodos inalámbricos los cuales se llaman motas ya que son dispositivos electrónicos de reducido tamaño y gran ligereza, capaces de captar información de cualquier entorno en el que se encuentren permitiendo procesarla y trasmitirla en forma inalámbrica hacia otro destino. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

En la Figura 7-1 se muestra los elementos de la arquitectura de un nodo inalámbrico.

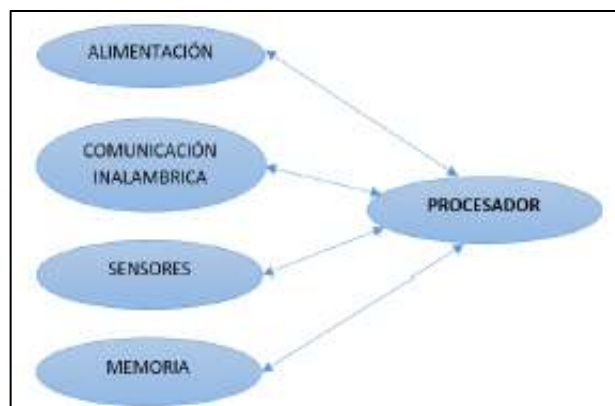


Figura 7-1: Arquitectura de un Nodo Inalámbrico

Fuente: (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

En el diseño del nodo inalámbrico está compuesto por: Procesador, Alimentación, Comunicación Inalámbrica, Sensores y Memoria.

- **Procesador.-** Es el encargado de descifrar y procesar los datos para tramitarlos a otra estación. Además, permite gestionar el almacenamiento de datos en la memoria.
- **Alimentación.-** Son baterías que pueden ser recargables o no recargables o transformadores con una salida adecuada para el nodo en caso de disponer de un toma corriente.
- **Comunicación inalámbrica.-** Es un dispositivo que permite enviar y recibir datos vía radio para lograr la comunicación con otros dispositivos que se encuentren dentro de su rango de transmisión.
- **Sensores.-** Son dispositivos hardware que permiten medir determinadas magnitudes físicas del área que se encuentran monitorizando siendo estas señales analógicas continuas las mismas que son digitalizadas por un convertidor analógico-digital para posteriormente ser enviadas al procesador.
- **Memoria.-** Las más importantes son la memoria que viene integrada en el chip del microcontrolador y la memoria flash la misma que tiene un bajo costo y gran capacidad

de almacenamiento, la memoria que se encuentra fuera del chip o RAM no es muy utilizada. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

1.4.2. Topologías de las redes WSN

Las topologías usadas en redes son:

- **Bus:** Cada nodo está conectado a un cable común o compartido, esta topología es la más usada en las redes Ethernet. En el caso de redes inalámbricas es equivalente a una red malla.
- **Estrella:** Los nodos se encuentran conectados directamente al coordinador, los datos pasan a través del coordinador antes de llegar a su destino final (HMI). Es la topología estándar en una red inalámbrica.
- **Línea:** Los nodos se encuentran conectados mediante una línea, y cada nodo se conecta con sus nodos vecinos, excepto el último nodo. Se puede considerar una topología punto a punto cuando existe una línea con dos nodos.
- **Árbol:** En este tipo de topología los nodos están conectados en una combinación de topologías bus y estrella. Es ideal para proveedores de servicio de internet.
- **Anillo:** Los nodos se conectan entre si formando un lazo cerrado, y cada nodo se encuentra conectado directamente con dos nodos.
- **Malla completa:** Todos los nodos o dispositivos están conectados entre sí, es una tecnología de alto coste, pero sumamente confiable. Usada ZigBee y WiFi.
- **Malla parcial:** A diferencia de la malla completa, algunos nodos están conectados solamente con uno o dos dispositivos de la red. por tal motivo los enlaces redundantes se reducen. (Cuji y Pazmiño, 2015)

La Figura 8-1 muestra las diferentes topologías mencionadas.

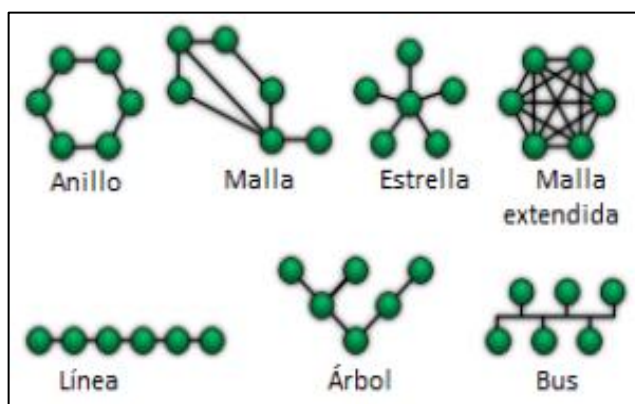


Figura 8-1: Tipos de Topologías WSN

Fuente: (Cuji y Pazmiño, 2015)

1.5. Tecnología Móvil

La expresión “comunicaciones móviles” se refiere a cualquier radioenlace para la comunicación entre dos terminales, del cual uno o ambos están en movimiento o detenidos en ubicaciones indeterminadas. Lo anterior se aplica tanto a las comunicaciones móvil-a-móvil como a las móvil-a-fijo. (López Pavez, 2007)

En los años modernos se ha experimentado un gran desarrollo de nuevas tecnologías de comunicación tanto en países industrializados como en los que están en vías de desarrollo. Una manifestación evidente de este avance tecnológico es la expansión notoria de la telefonía móvil e infraestructura necesaria para el funcionamiento de estos medios de comunicación que hacen uso del espectro radioeléctrico. (Reinoso y Tocaín, 2009)

En la época actual, el número de usuarios de telefonía móvil e internet se ha incrementado en gran magnitud; en un inicio, las redes de telefonía móvil GSM (Global System for Mobile Communication) fueron diseñadas para transmitir voz y operar en un modo de transmisión de circuitos conmutados "extremo a extremo", en el cual los circuitos son reservados a lo largo del sistema para el uso de una sola comunicación. Esta tecnología no se adapta a las necesidades de la transmisión de datos con terminales móviles por lo que es necesaria la fusión con la tecnología GPRS (General Packet Radio System), la cual unifica el mundo de los protocolos de internet TCP/IP con la telefonía móvil, creándose así una red paralela a la red GSM y orientada exclusivamente a la transmisión de datos utilizando conmutación de paquetes. (Reinoso y Tocaín, 2009)

Una tecnología de tercera generación como UMTS (Universal Mobile Telephone System), es el sistema esperado para revolucionar las comunicaciones móviles ofreciendo servicios avanzados. Pero cuando UMTS tenga la infraestructura necesaria y los dispositivos para ofrecer estos servicios, no alcanzará las velocidades máximas prometidas por los analistas del sector de las comunicaciones, por lo que GPRS, siendo en un inicio el puente para la migración de GSM a UMTS, cobra mayor importancia día a día en el servicio de datos a través del dispositivo móvil, permitiendo el despegue definitivo de los servicios móviles de datos. (Reinoso y Tocaín, 2009)

Las ventajas de la tecnología móvil son las siguientes:

- El protocolo IP está basado en paquetes.
- Velocidad de transmisión alta: fruto de la evolución de la tecnología, hoy en día se pueden alcanzar velocidades superiores a los 3Mbps por usuario móvil.
- Más velocidad de acceso.
- UMTS, sumado al soporte de protocolo de Internet (IP), se combinan para prestar servicios multimedia y nuevas aplicaciones de banda ancha.
- La calidad de la transmisión de voz es comparable a la de las redes fijas.
- Herramienta muy práctica para realizar actividades importantes en cualquier momento y lugar.
- Los precios son cada vez más accesibles y cada persona elige el que más se adapte a sus necesidades. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

Las desventajas de la tecnología móvil son las siguientes:

- Cobertura limitada, dependiendo de la localización y área geográfica.
- Disminución de la velocidad, si el dispositivo desde el que nos conectamos está en movimiento.

- No orientado a conexión. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

1.5.1. Tipos de tecnologías móviles

Los detalles adecuados a cada una de las generaciones de las tecnologías móviles son revisados a continuación.

1.5.1.1. Primera Generación

Estas redes tenían altos niveles de interferencia (lo cual llevaba a una calidad de llamada impredecible), pobres handovers (que a menudo resultaban en conexiones perdidas), baja capacidad y casi ninguna seguridad. Otra desventaja es que los dispositivos terminales tenían que ser muy grandes para que pudieran incorporar los receptores necesarios para capturar la señal analógica. (López Pavez, 2007)

1.5.1.2. Segunda Generación

Estos sistemas usan protocolos de codificación más sofisticados, que soportan velocidades de transmisión más altas para voz, pero limitadas para la comunicación de datos (9.6 - 19.2 kbps). Además, pueden ofrecer servicios adicionales tales como datos, fax, SMS y otros de valor agregado, así como diferentes niveles de encriptación. (López Pavez, 2007)

1.5.1.3. Generación 2.5

Para compensar la demanda creciente de aplicaciones de servicios de datos, implicó necesaria la migración de las redes de conmutación de circuitos a conmutación de paquetes. Así, esta generación ofrece características extendidas ya que cuenta con capacidad adicional en comparación con los sistemas 2G. Es más rápida (logran velocidades de transferencia de datos de hasta 144 kbps) y el upgrade de una red 2G a una 2.5G sólo requiere una actualización de software, sin mayores modificaciones de hardware. (López Pavez, 2007)

1.5.1.4. Tercera Generación

Esta generación se define por la convergencia de voz y datos con acceso inalámbrico a Internet, es decir, es competente para aplicaciones multimedia y transmisiones de datos a altas velocidades. Los protocolos utilizados soportan altas velocidades de transmisión y están enfocados a aplicaciones tales como descarga de MP3, video en movimiento, videoconferencia, acceso rápido a Internet, entre otras. (López Pavez, 2007)

1.5.1.5. Cuarta Generación

Los sistemas de cuarta generación buscan la convergencia de diferentes tecnologías inalámbricas existentes con las tecnologías celulares de 3G, asimismo de un manejo más eficiente del espectro a través de tecnologías de radio como OFDM. Promete rapidez del orden de cientos de Mbps, mecanismos de calidad de servicio y uso transparente de las tecnologías inalámbricas para el usuario. A nivel de aplicación, el concepto de telefonía móvil tendería a desaparecer pues permitiría el desarrollo de aplicaciones que integren voz, imagen y datos, simultáneamente. (López Pavez, 2007)

Tabla 2-1: Tecnologías Móviles

Tecnología	1G	2G	2.5G	3G	4G
Inicio diseño	1970	1980	1985	1990	2000
Implementación	1984	1991	1999	2002	2010
Servicio	Voz análoga, datos síncronos a 9.6 kbps	Voz digital, mensajes cortos	Mayor capacidad, datos paquetizados	Mayor capacidad, datos de banda ancha hasta 2 Mbps	Mayor capacidad, completamente orientado a IP, multimedia, datos a cientos de Mbps
Estándares	AMPS, TACS, NMT, etc.	TDMA, CDMA, GSM, PDC	GPRS, EDGE, 1xRTT	WCDMA, CDMA 2000	Estándar único
Ancho de banda de datos	1.9 kbps	14.4 kbps	38.4 kbps	2 Mbps	200 Mbps
Multiplexación	FDMA	TDMA/CDMA	TDMA/CDMA	CDMA	CDMA
Núcleo de red	PSTN	PSTN	PSTN, red de paquetes	Red de paquetes	Internet

Realizado por: Shinin, W, 2018.

Fuente: (López Pavez, 2007)

1.6. Tecnología GPRS

1.6.1. Definición

GPRS por sus siglas en inglés (General Packet Radio Service) es una tecnología inalámbrica que comparte el rango de frecuencias de la red celular GSM por sus siglas en inglés (Global System for Mobile, utilizando una transmisión de datos por medio de paquetes. La conmutación de paquetes es un procedimiento más adecuado tanto para transmitir datos como para la transmisión de voz, en lugar de la conmutación de circuitos que se venía utilizando al transmitirse datos en GSM. (Viloria, Cardona y Lozano, 2009)

1.6.2. Características de GPRS

Las principales características de esta tecnología son:

- El sistema proporciona diferentes tasas de transmisión gracias a la transmisión multislot y las nuevas codificaciones de canal las cuales son: CS-1: 9.05 Kbps, CS-2: 13,4 Kbps, CS-3: 15,6 Kbps y CS-4: 21 Kbps.
- La velocidad máxima teórica de CS-4 171,2 Kbps, que le multiplica la velocidad de CS-4 con 8 slots (21,4 Kbps x 8 slots).
- Para acceder al canal del sistema GPRS se basa en sesiones de transferencia de datos limitados por medio del móvil y la unidad de control de paquete que se llaman TBF (Temporary Block Flow), que seccionan, codifican y modifican en bloques RLC (Radio Link Control).
- En el sistema GPRS, los canales lógicos serán transportados por el canal físico como PDCH (Packet Data Channel).
- GPRS tiene canales dedicados en comparación con la tecnología GSM. (Cherrez Escobar, 2017)

1.6.3. Servicios de GPRS

- Con el dispositivo adecuado puede emplearse como modem.
- Ofrece servicio de mensajes cortos a los que todos los usuarios llaman SMS.
- Trabaja con mensajería instantánea.
- GPRS añadió a sus servicios de mensajería multimedia.

- Con esta nueva tecnología utiliza servicios WAP (Wireless Application Protocol). (Cherrez Escobar, 2017)

1.6.4. Ventajas de GPRS

- Las ventajas más importantes que se puede hablar de GPRS son:
- Su tasa de transmisión varía entre los 56 a 155 Kbps.
- Combina 2 tecnologías al mismo tiempo ya que puede hacer llamadas GSM y enviar información GPRS.
- Como el sistema GPRS es evolución de la tecnología GSM es compatible con otras tecnologías como LAN WAN e INTERNET.
- La tecnología GPRS permite mediante internet enviar y recibir información con destino a una dirección IP. (Cherrez Escobar, 2017)

1.7. Comandos AT

Estos comandos AT son protocolos codificados que conforman un lenguaje de comunicación entre un terminal MODEM y el hombre. Estos comandos fueron establecidos por Dennis Hayes en el año de 1977 para servir como una interfaz de comunicación con un MODEM y de esta manera poder configurarlo y suministrar instrucciones como marcar un número telefónico.

No obstante, al inicio fueron creados principalmente para la comunicación con MODEMS, la telefonía móvil también lo maneja como estándar para poder comunicarse con sus terminales permitiendo de esta forma realizar llamadas de datos o de voz, leer y escribir en la agenda de contactos y enviar mensajes SMS, además de muchas otras opciones de configuración del terminal. (Alvarado y Arévalo, 2010)

1.7.1. Comandos generales para saber la información del dispositivo

- AT+CGMI: identificación del fabricante.
- AT+CGSN: obtener número de serie.
- AT+CIMI: obtener el IMSI.
- AT+CPAS: leer estado del modem. (Alvarado y Arévalo, 2010)

1.7.2. Comandos para acciones realizadas por el módulo

- ATH: descuelga el teléfono.
- ATI: revisa la memoria ROM del módulo.
- ATM: conexión/Desconexión del altavoz. (Alvarado y Arévalo, 2010)

1.7.3. Comandos de obtención del servicio de red

- AT+CSQ: obtener calidad de la señal.
- AT+COPS: selección de un operador.
- AT+CREG: registrarse en una red.
- AT+WOPN: leer nombre del operador. (Alvarado y Arévalo, 2010)

1.7.4. Comandos para la seguridad

- AT+CPIN: introducir el PIN.
- AT+CPINC: obtener el número de reintentos que quedan.
- AT+CPWD: cambiar password (contraseña). (Alvarado y Arévalo, 2010)

1.7.5. Comandos para agenda telefónica

- AT+CPBR: leer todas las entradas.
- AT+CPBF: encontrar una entrada.
- AT+CPBW: almacenar una entrada.
- AT+CPBS: buscar una entrada. (Alvarado y Arévalo, 2010)

1.7.6. Comandos para mensajes de texto(SMS)

Para configurar los módulos GSM/GPRS es necesario utilizar comandos AT para enviar y recibir mensajes de texto.

- AT+CPMS: seleccionar lugar de almacenamiento de los SMS.
- AT+CMGF: seleccionar formato de los mensajes SMS.
- AT+CMGF=0, en modo PDU.
- AT+CMGF=1, en modo texto.
- AT+CMGR: leer un mensaje SMS.
- AT+CMGR=1, lee el mensaje 1.
- AT+CMGL: listar los mensajes almacenados.
- AT+CMGS: enviar mensaje SMS.
- AT+CMGW: almacenar mensaje en memoria.
- AT+CMSS: enviar mensaje almacenado en la memoria.
- AT+CSCA: establecer el Centro de mensajes a usar.
- AT+WMSC: modificar el estado de un mensaje.
- AT+CNMI: nuevas indicaciones del mensaje de texto. (Alvarado y Arévalo, 2010)

1.8. Arduino

Plataforma electrónica open source es decir de código abierto, combinada de hardware y software para diseñar, desarrollar y realizar análisis de productos, y, sobre todo, prototipos electrónicos. El hardware se compone de un microcontrolador con otros componentes electrónicos que pueden ser programados usando el software para una amplia variedad de aplicaciones. La simplicidad del lenguaje Arduino (Arduino Programming Language, APL), basado en el lenguaje Wiring, hace que su uso sea muy fácil para cualquier aficionado a la electrónica, ya que no es necesario tener amplios y complejos conocimientos de algoritmos, códigos, en cuanto a desarrollo de software, como así mismo tampoco requiere profundo entendimiento de los fundamentos electrónicos para desarrollo de hardware. (Casco, 2014)

Al ser open source ha sido la primordial razón de su rápido crecimiento. Ya que es de este tipo, todos los archivos afines a sus aplicaciones están disponibles para uso personal o comercial, ya

que no se requiere ningún tipo de licencia para su desarrollo, uso, redistribución o incluso venta, a excepción del nombre Arduino, que es marca patentada. (Casco, 2014)

Software.- El hardware de esta plataforma usa un circuito integrado como microcontrolador que necesita ser programado para realizar la tarea requerida. Los programas se desarrollan usando el APL. Estos, luego de compilarse, se cargan en la memoria del microcontrolador usando el propio software Arduino. (Casco, 2014)

Hardware.- Creado para comprimir las complicaciones en la circuitería. Posee un ISP (System Programmer), que permite a los usuarios transferir el software dentro del microcontrolador sin necesidad de retirarlo del circuito. El modelo básico de Arduino consiste en un microcontrolador AVR de 8 bits con otros componentes necesarios como un regulador de 5 voltios, un cristal de 16 MHz, resonador cerámico, conectores de salida, adaptador de entrada, etc. Los puertos de entrada-salida están posicionados de forma que sea fácil su conexión con módulos intercambiables de extensión, llamados shields, de forma a extender las capacidades de la plataforma (por ejemplo, el xbee shield, usado para establecer una conexión inalámbrica). (Casco, 2014)

CAPÍTULO II

2. MARCO METODOLÓGICO

2.1. Metodología de la investigación

Para impulsar el presente trabajo de titulación se estableció los requerimientos más óptimos para llevarlo a cabo. Se efectuó un estudio mediante el uso de métodos y técnicas de investigación que se detallan a continuación.

2.1.1. *Tipo de investigación*

Esta investigación se determinó como una propuesta tecnológica, se requirió de un estudio mediante los métodos y técnicas de investigación de tipo básica/aplicativa. Se eligió este tipo de investigación debido a que se ajusta en aplicar y utilizar los conocimientos adquiridos durante la investigación del problema establecido, siguiendo de ese modo una investigación básica. Con la aplicación de la investigación aplicada se buscó mejorar el tiempo de medición de los signos vitales, para así obtener las medidas fisiológicas en un menor tiempo y así poder determinar el hardware y software necesario y específico para la implementación de los sistemas de monitoreo y envío de datos.

2.1.2. *Método de investigación*

Se resolvió emplear la mezcla de métodos teóricos y empíricos, los cuales son:

2.1.2.1. *Métodos Teóricos*

Revisión de documentación: Con la finalidad de adquirir información que se relacione con el diseño e implementación del prototipo multimodal en tiempo real para emergencias ambulatorias y dispositivos que permitan mejorar el rendimiento de este tipo de pruebas, información sobre los avances tecnológicos existentes en el campo de la electrónica y en particular en el área de sensores, módulos de transmisión y recepción de datos.

Sistematización: Para poder emplear la información recolectada al diseño de los sistemas de monitoreo para evaluar la efectividad del prototipo.

2.1.2.2. *Métodos Empíricos*

Experimentación: Imprescindible para poder evaluar cada uno de los bloques compuestos en el sistema.

Observación: Se utilizó para validar los sistemas diseñados e implementados.

Al analizar cada método se sigue una serie de pasos los mismos son:

- a. Análisis de las variables fisiológicas humanas para su evaluación.
- b. Descripción de los distintos tipos de transmisión de la información.
- c. Selección del tipo de sistema de envío de datos que más se adapte para despachar correctamente la información.
- d. Diseño e implementación del *hardware* y *software*.
- e. Realización de pruebas y comprobación de los sistemas.
- f. Validación de resultados, conclusiones y recomendaciones.

2.1.3. *Técnicas de investigación*

Para la recopilación de información que será necesaria para la implementación de los módulos de envío-recepción de datos, se empleará las siguientes técnicas de investigación:

Documental: Recopilación de la información de: artículos de revista científicos, libros, investigaciones, las cuales serán necesarios para poder definir parámetros, elegir dispositivos que se deben adaptar a los sistemas para su implementación, los mismos que deben ser adecuados para su correcto funcionamiento.

De campo: Una vez seleccionados los elementos que forman parte de cada sistema, es necesario verificar la eficiencia tanto de envío como recepción de la información, validando con equipos certificados de la ambulancia, para determinar el correcto funcionamiento del prototipo.

2.2. Requerimientos para el diseño e implementación del prototipo

Basado en la investigación previa, se plantea los requerimientos de diseño que debe tener el prototipo multimodal en tiempo real para emergencias ambulatorias los cuales son:

- Ser de bajo costo, portable, liviano, de fácil instalación y operación.
- Proporcionar información en tiempo real de las medidas fisiológicas humanas.
- Transmitir la cédula de identidad y los valores de las medidas fisiológicas humanas.
- Mantener una comunicación a larga distancia.
- Proporcionar una base de datos que almacene la cédula de identidad y los valores de las medidas fisiológicas humanas recibidas.

2.3. Esquema general del prototipo

El diseño del prototipo multimodal en tiempo real para emergencias ambulatorias se presenta en la *Figura 1-2* donde podemos observar los dos módulos fundamentales: módulo transmisor o entorno de la emergencia y módulo receptor o entorno de la casa de salud. Estos dos módulos se comunican inalámbricamente utilizando tecnología GPRS vía mensajes (SMS).

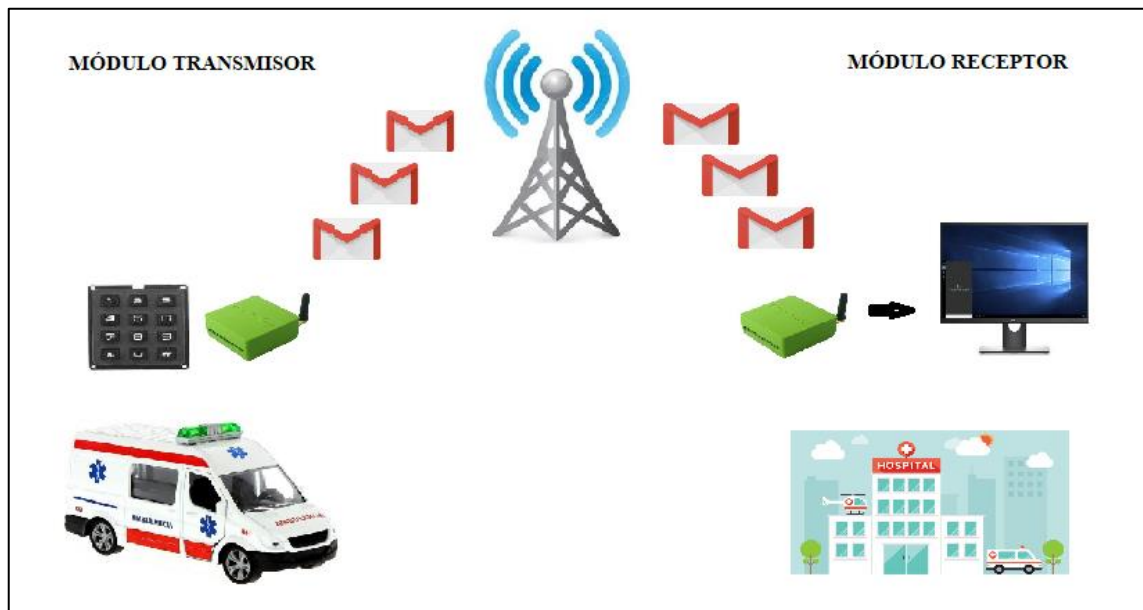


Figura 1-2: Esquema general del prototipo

Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.3.1. Módulo transmisor

Su función principal es medir y transmitir las medidas fisiológicas humanas proporcionadas por los sensores en tiempo real. Consta de un bloque de sensores médicos, un bloque de procesamiento de información, un bloque de visualización de información, una regleta de control, un bloque de transmisión de información que utiliza la tecnología GPRS que permite comunicación con cualquier dispositivo que la posea, una fuente de alimentación y adicionalmente consta de un módulo de identificación.

2.3.1.1. Módulo de identificación

Es el encargado de pedir el número de cédula del paciente al momento de la toma de las medidas fisiológicas humanas, consta de un bloque de procesamiento de información, un bloque para el ingreso de datos y un bloque de transmisión de información.

2.3.2. Módulo receptor

Es el responsable de recibir todas las lecturas de las medidas fisiológicas humanas, así como el número de ciudadanía del paciente, transmitidas por GPRS desde el módulo transmisor. Las visualiza y almacena en una base de datos que tiene un entorno de interfaz “Base” basado en software libre en la plataforma Raspberry Pi, donde serán evaluadas por personal médico.

2.4. Diseño del hardware del prototipo

Una vez definido los requerimientos del prototipo se empezó a diseñar cada uno de los módulos del sistema tanto el transmisor como el receptor del proyecto.

2.4.1. Módulo transmisor

En el módulo transmisor de la *Figura 2-2* se muestra la interconexión que existe entre los bloques que lo integran. Cuatro de estos bloques contienen los sensores médicos, encargados de la toma

de las medidas fisiológicas humanas, conectados estos a un Arduino UNO conectados al bloque de procesamiento que consta de un Arduino NANO que recibe la información de los sensores, se la entrega al panel de visualización el cual mostrara los valores que se midan al paciente mediante un display, el botón de control permite introducir la cedula del individuo, esta información se almacena en la memoria del Arduino para ser enviada posteriormente. La información es entregada al bloque de envío de información para ser entregada al módulo receptor por medio de tecnología GPRS. Además, el sistema cuenta con una placa de control de voltaje, la cual, si se sumista un voltaje superior al necesario esta lo regulara al necesario para poder operar, por el contrario, si el voltaje es menor no se encenderá el equipo.

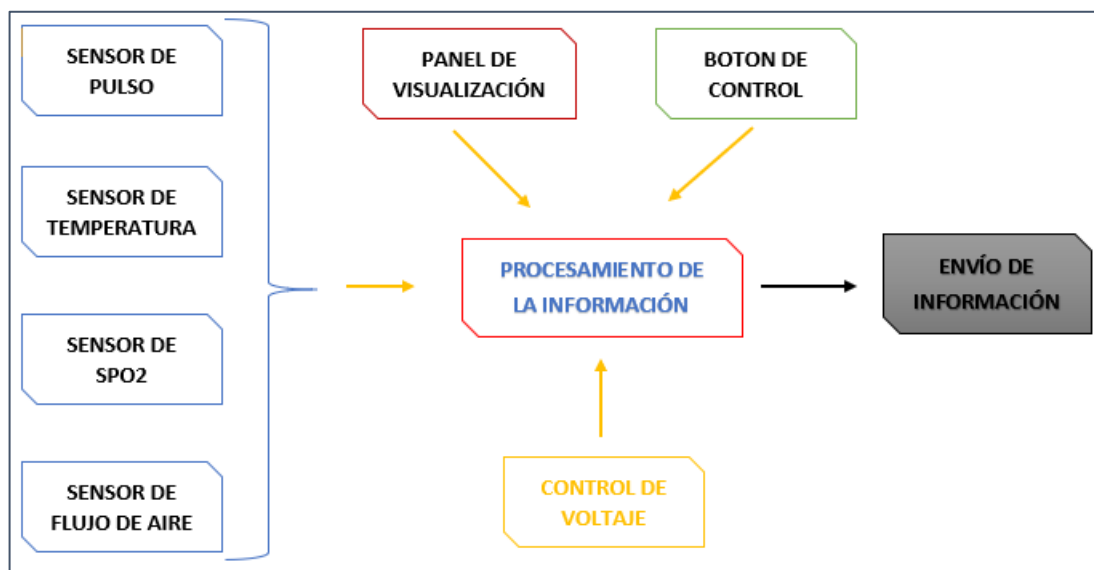


Figura 2-2: Módulo transmisor diagrama de bloques
Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.4.2. *Módulo receptor*

En el diagrama de bloques del módulo receptor presentado en la *Figura 3-2*, muestra la interconexión entre recepción, procesamiento visualización y almacenamiento de información, del sistema, así como su respectiva alimentación por medio de la Raspberry Pi. El bloque de recepción de información está compuesto por un módulo GPRS, el cual recoge todas las lecturas de las medidas fisiológicas humanas transmitidas por GPRS mediante mensaje de texto desde el módulo transmisor, estas pasan al Raspberry a través de la comunicación serial que tiene con el Arduino UNO. La Raspberry cuenta con su propio sistema operativo Raspbian, el cual, mediante Python recibe los datos por el puerto serial y los almacena en una base de datos creada en Base que hace referencia a un office de código abierto.

En lo referente a la alimentación del módulo receptor se usa la proporcionada por la Raspberry mediante el puerto USB de este ya que abastece el sistema eficientemente.

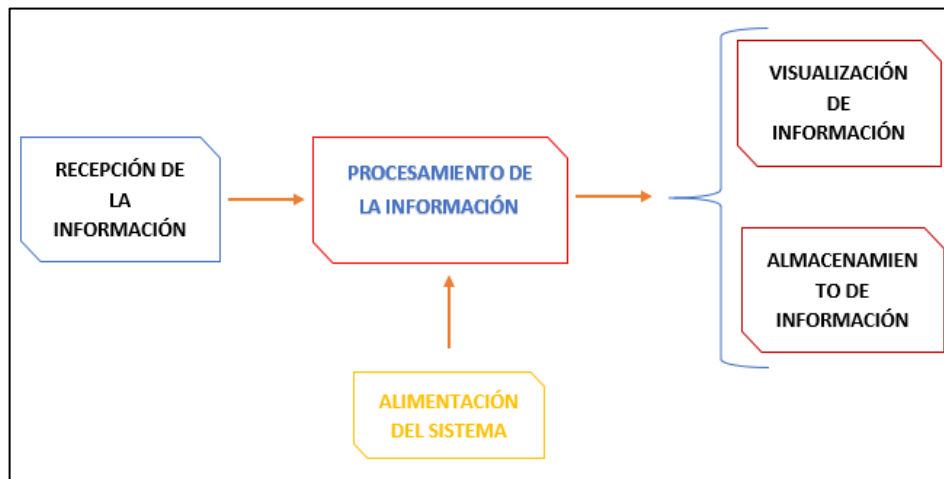


Figura 3-2: Módulo receptor diagrama de bloques
Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.5. Selección de componentes para desarrollar el prototipo






Para elección de los diferentes componentes se realizó una comparativa entre algunos de los dispositivos existentes en el mercado, en donde se seleccionaron los más adecuados para que se adapten a las necesidades a desarrollar.

2.5.1. Plataforma Arduino

2.5.1.1. Selección del Arduino

En la tabla 1-2 se presenta las características de algunos modelos de Arduino existes.

Tabla 1-2: Modelos de Arduino

Modelo	YUN	NANO	101	UNO	MEGA 2560
Imagen					

Dimensiones	73 x 53 mm	45 x 18 mm	68.6 x 53.4 mm	45 x 18 mm	101.52 x 53.3 mm
Memoria	32 KB	16, 32 KB	196 KB	32 KB	256 KB
Microcontrolador	ATmega32 U4	ATmega168 o ATmega328	Intel Curie	ATmega328	ATmega2560
Puerto Serial	1	1	1	1	4
Pines Analógicos	12	8	6	6	16
Pines Digitales	20	14	14	14	54
Pines PWM	7	0	4	6	15
Alimentación	5 VDC	7 – 12 VDC	7 – 12 VDC	7 - 12 VDC	7 – 12 VDC
Observación	Microprocesador Linux, Ethernet, Wifi, USB,	Conector mini USB, Boton de Reset	Conector USB, Power Jack ICSP, Boton de Reset	Conector USB, Power Jack ICSP, Boton de Reset	Conector USB, Power Jack ICSP Botón Reset

Fuente: (Cherrez Escobar, 2017)

Realizado por: Shinin, W, 2018.

Dadas las necesidades y requerimientos técnicos del prototipo, se resolvió para el módulo transmisor, la utilización de un Arduino UNO y Arduino NANO, en el caso del módulo de recepción tan solo se hará uso de un Arduino UNO para el prototipo multimodal.

La elección del Arduino UNO, se basó en la compatibilidad que presenta con el E-Health Sensor Shield V2.0 y los sensores médicos, su conexión USB sirve como una interfaz entre el dispositivo y la computadora para cargar los programas al microcontrolador, así como proporcionar la alimentación requerida para su funcionamiento que es de 5v y su capacidad de almacenamiento FLASH, EEPROM y SRAM son suficientes. También se debe considerar la cantidad de puertos serie disponibles en este módulo, ya que para el prototipo se requiere al menos un puerto serial teniendo la opción de configuración de varios puertos seriales virtuales usando librerías especiales. El procesamiento central lo realiza el Arduino NANO ya que enviara los datos tanto al panel de visualización como al módulo GRPS respectivamente, se eligió este dispositivo por su reducido tamaño ya que el prototipo al ser móvil sus dimensiones tendrán que ser lo más reducidas posibles para poder maniobrarlo adecuadamente y hacer que su traslado sea más fácil.

En el receptor se da necesidad de utilizar también un Arduino UNO, ya que se necesitará otro módulo GPRS para la recepción de los datos.

2.5.1.2. *Arduino UNO*

Arduino es una plataforma de hardware libre, basada en una placa con un microcontrolador y una interfaz de programación (Figura 5-2), diseñada para facilitar el uso de la electrónica en proyectos multidisciplinarios. (González *et al.*, 2014)

Para la recolección de los datos emitidos por los sensores se escogió esta placa.

En la figura 4-2 se muestra la placa Arduino UNO.

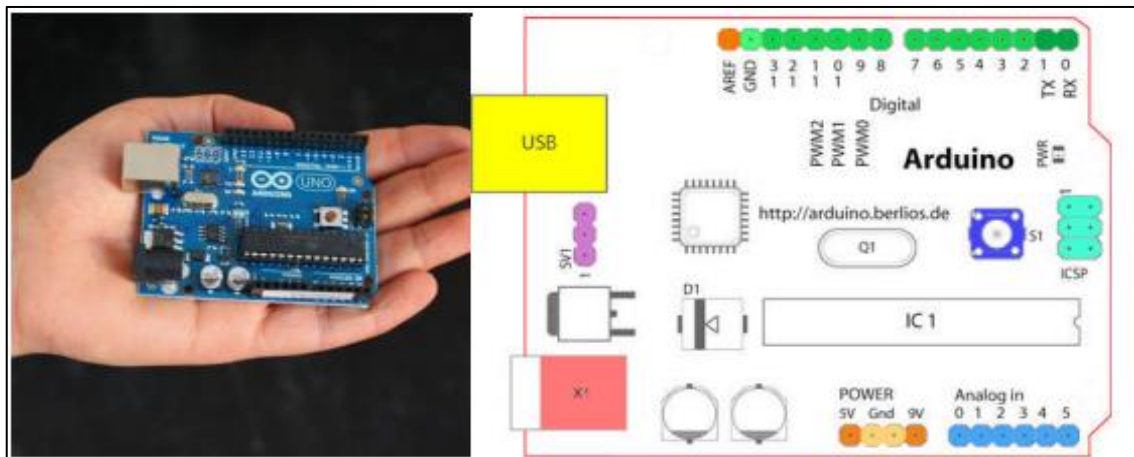


Figura 4-2: Microcontrolador Arduino UNO

Realizado por: Shinin, W, 2018.

```
Archivo Editar Sketch Herramientas Ayuda
MasterV1
#define DEBUG(a) Serial.println(a);
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <Keypad.h>
#include <SoftwareSerial.h>

#define I2C_ADDR 0x27
LiquidCrystal_I2C lcd(I2C_ADDR,2, 1, 0, 4, 5, 6, 7);
SoftwareSerial ECG(10, 11); // RX, TX
SoftwareSerial SIM(12, 13); // RX, TX
char pulsacion;
const byte Filas = 4; //Cuatro filas
const byte Cols = 4; //Cuatro columnas
String data;
String D1="";
String D2="";
String D3="";
String D4="";
String numero="AT+CMGS=\n"+593988574574\n";
```

Figura 5-2: Interfaz de programación

Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.5.1.3. Distribución de pines Arduino UNO

El Arduino UNO es distribuido en 5 grupos de pines los cuales son:

- Pines Analógicos
- Pines Digitales
- Pines de Comunicación

- Pines PWM
- Pines Power

Pines Analógicos:

La ubicación de estos pines se puede observar en la Figura 6-2.

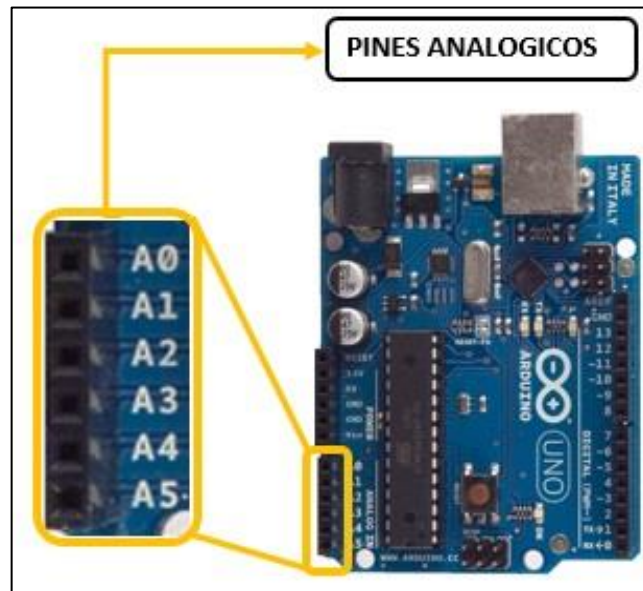


Figura 6-2: Pines Analógicos

Fuente: (Cherrez Escobar, 2017)

Pines Digitales:

Estos pines funcionan con 5 voltios como se puede ver en la Figura 7-2.

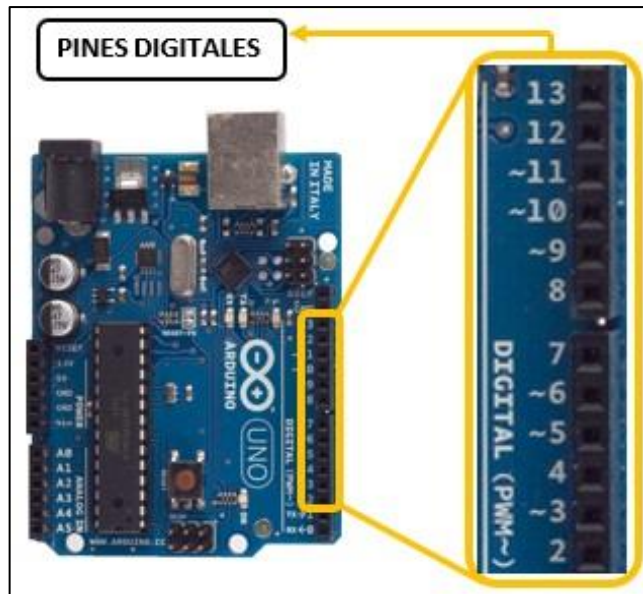


Figura 7-2: Pines Digitales

Fuente: (Cherrez Escobar, 2017)

Pines de Comunicación:

Estos pines sirven para transmisión y recepción de información de cualquier elemento que esté conectado respectivamente como se muestra en la *Figura 8-2*.

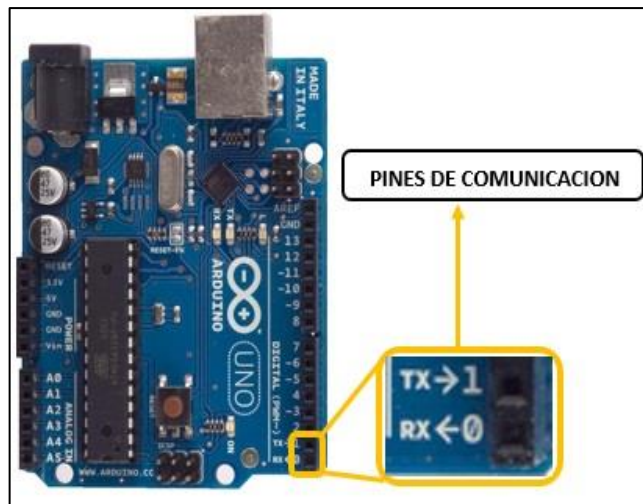


Figura 8-2: Pines de Comunicación

Fuente: (Cherrez Escobar, 2017)

Pines PWM:

Esta señal de modulación por ancho de pulso (PWM), son pines que también son digitales y tienen salida PWM de 8 bits como en el como se muestra en la *Figura 9-2*.

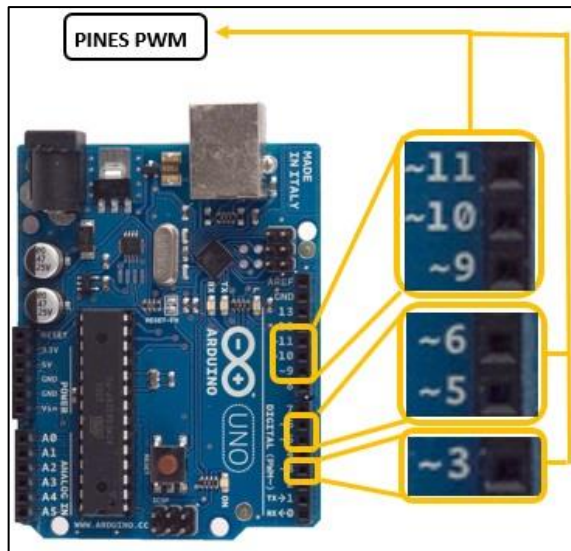


Figura 9-2: Pines PWM
 Fuente: (Cherrez Escobar, 2017)

Pines Power:

Estos son muy importantes para el funcionamiento del Arduino, ya que su alimentación será proporcionada de acuerdo con su datasheet como se ve en la *Figura 10-2*.

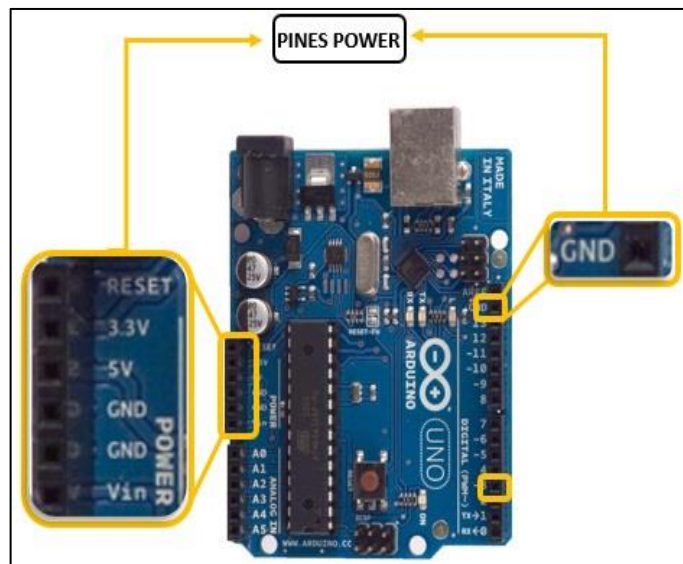


Figura 10-2: Pines Power
 Fuente: (Cherrez Escobar, 2017)

2.5.1.4. *Arduino NANO*

A pesar de que es un modelo de los más pequeños del mercado es completo, así como se describió anteriormente, cumple todas las necesidades para sus funciones como permitir visualizar la información de los sensores, así como entregarla al módulo GPRS para su envío.

En la *Figura 11-2* el modelo del Arduino NANO.

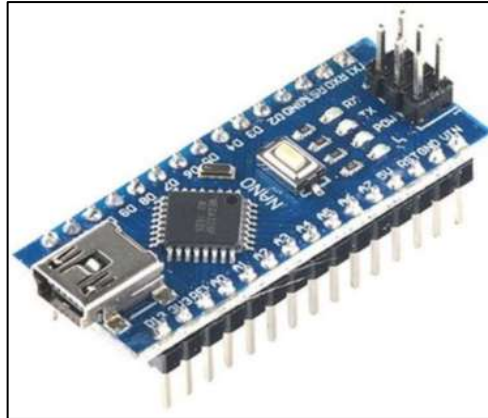


Figura 11-2: Arduino NANO
Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.5.1.5. Distribución de pines Arduino NANO

Al igual que el Arduino UNO, este es distribuido en 5 grupos de pines los cuales son:

- Pines Analógicos
- Pines Digitales
- Pines de Comunicación
- Pines PWM
- Pines Power

Pines Analógicos:

La ubicación de estos pines se puede observar en la *Figura 12-2*.

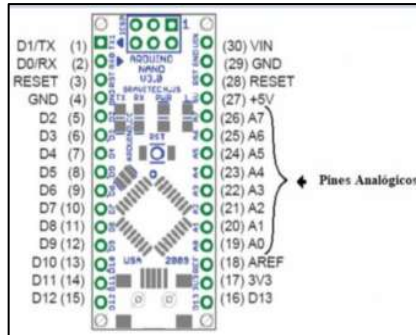


Figura 12-2: Pines Analógicos
Realizado por: Shinin, W, 2018.

Pines Digitales:

Estos pines funcionan con 5 voltios como se puede ver en la *Figura 13-2*.

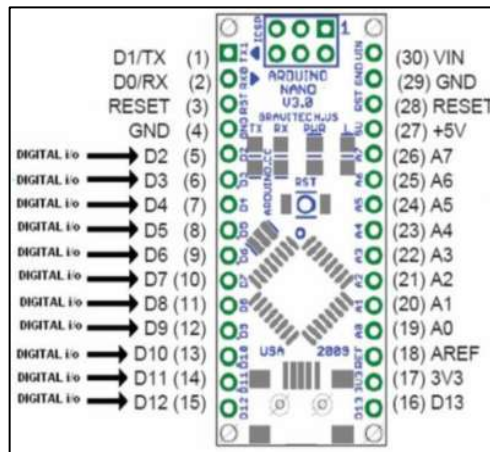


Figura 13-2: Pines Digitales
Realizado por: Shinin, W, 2018.

Pines de Comunicación:

Estos pines sirven para transmisión y recepción de información de cualquier elemento que esté conectado respectivamente como se muestra en la *Figura 14-2*.

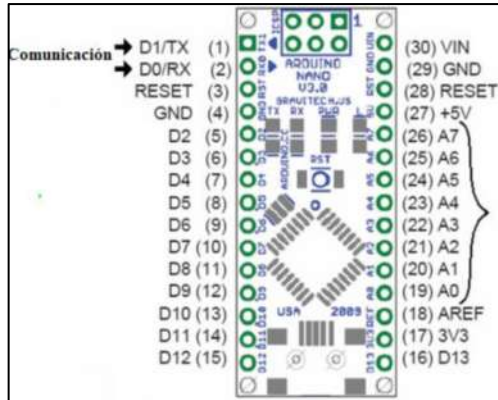


Figura 14-2: Pines de Comunicación
Realizado por: Shinin, W, 2018.

Pines PWM:

Esta señal de modulación por ancho de pulso (PWM), son pines que también son digitales y tienen salida PWM de 8 bits como en el como se muestra en la *Figura 15-2*.

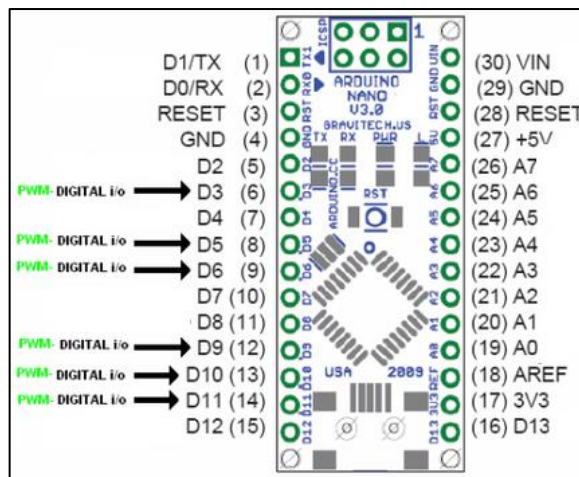


Figura 15-2: Pines PWM
Realizado por: Shinin, W, 2018.

Pines Power:

Estos son muy importantes para el funcionamiento del Arduino, ya que su alimentación será proporcionada de acuerdo con su datasheet como se ve en la *Figura 16-2*.

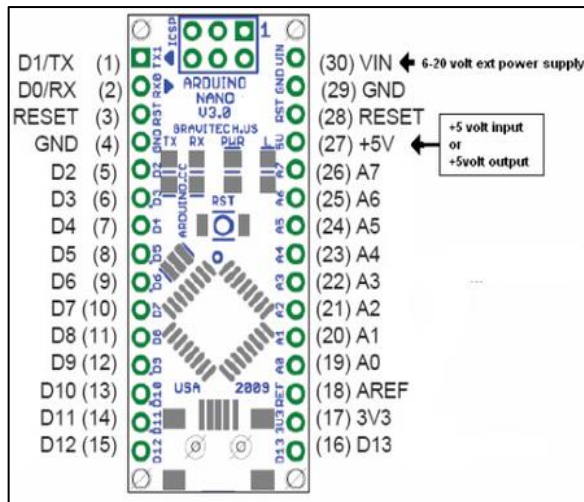


Figura 16-2: Pines Power
Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.5.2. *Sensores*

Aquí se especifica los sensores médicos utilizados y la tarjeta de desarrollo que permitió la utilización de estos en el prototipo para emergencias ambulatorias.

2.5.2.1. *E-Health Sensor Shield V2.0*

El E-Health Sensor Shield, es compatible con tarjetas de desarrollo como: Arduino, Raspberry Pi e Intel Galileo las cuales nos permiten desarrollar aplicaciones biométricas en telemedicina y médicas para monitorear el estado del paciente en tiempo real o a su vez para obtener datos sensibles con el propósito de analizarlos posteriormente para un diagnóstico médico utilizando diferentes sensores. (Ramírez, Marín y Rodríguez, 2018)

Esta E-Health es compatible con algunos sensores como:

- Pulso y oxígeno en la sangre (SpO2).
- Flujo de aire (respiración).
- Temperatura corporal.
- Electrocardiograma (ECG).
- Glucómetro.
- Respuesta galvánica de la piel (GSR - sudoración).
- Presión arterial (esfigmomanómetro).
- Posición del paciente (acelerómetro). (Ramírez, Marín y Rodríguez, 2018)

La información biométrica recopilada se puede enviar de forma inalámbrica utilizando cualquiera de las 6 opciones de conectividad disponibles: Wi-Fi, 3G, GPRS, Bluetooth, 802.15.4 y ZigBee, según la aplicación. (Libelium, 2013)

Los datos pueden ser enviados a la nube para almacenarse permanente o visualizarse en tiempo real enviando los datos directamente a una computadora portátil o teléfono inteligente. Las aplicaciones de iPhone y Android se han diseñado para ver fácilmente la información del paciente. (Libelium, 2013)

En la *Figura 17-2* y *Figura 18-2* observamos la placa E-Health y las diferentes conexiones para cada uno de los sensores que son compatibles, así como su parte frontal y parte trasera.

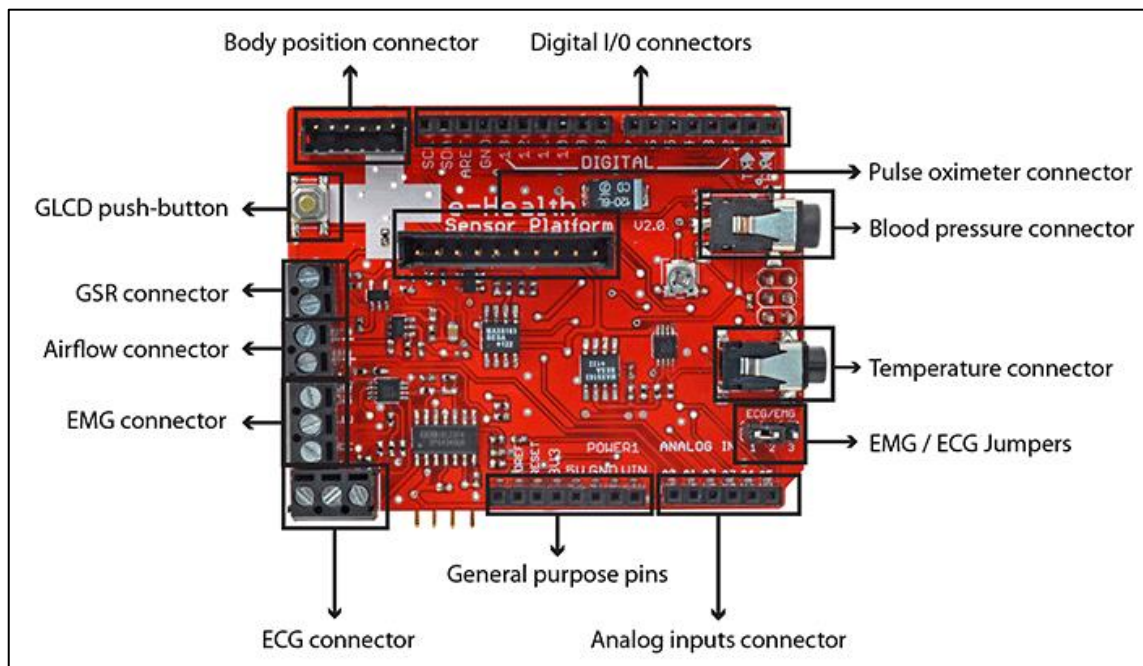


Figura 17-2: E-Health Sensor Shield V2.0 parte frontal

Fuente: (Libelium, 2013)

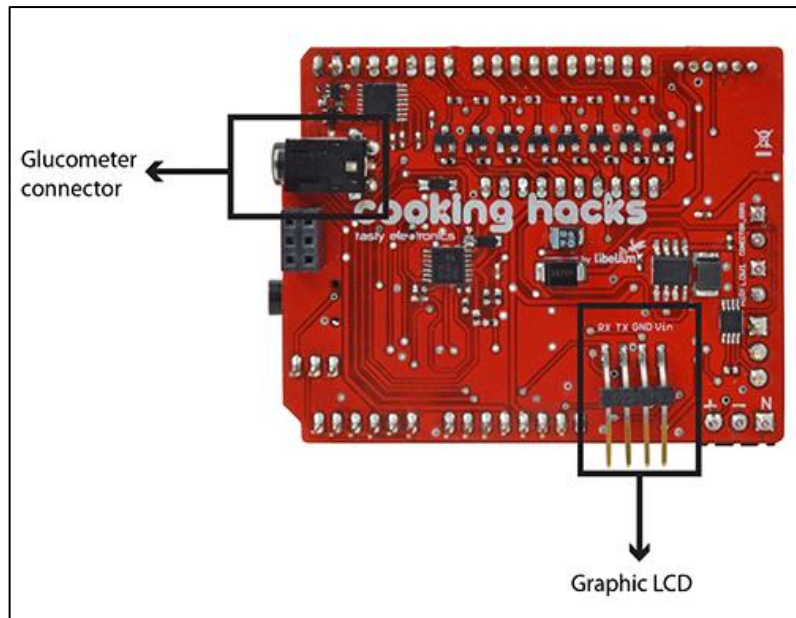


Figura 18-2: E-Health Sensor Shield V2.0 parte trasera
 Fuente: (Libelium, 2013)

Para la realización del prototipo se optó por la utilización de tres sensores médicos inalámbricos los cuales son: Sensor de pulso y oxígeno en la sangre, sensor de flujo de aire y sensor de temperatura corporal.

2.5.2.2. *Sensor de Pulso y Saturación de Oxígeno de la sangre (SpO2)*

Este sensor permite ser colocado de forma no invasiva al paciente y muestra medición continua de oximetría de pulso. Con esta medida se hace el seguimiento contiguo del porcentaje de hemoglobina saturada con oxígeno, por el paso de longitudes de onda específicas a través de la sangre. Asimismo, este sensor es capaz de medir la actividad eléctrica del corazón, mediante el registro de la frecuencia cardiaca.

En la *Figura 19-2* se muestra las dos lecturas del sensor conectados a la placa E-Health Sensor Shield.



Figura 19-2: Sensor de Pulso y Oxígeno en la Sangre (SpO₂)

Fuente: (Libelium, 2013)

Características del sensor:

- Display: 64K color OLED.
- SpO₂: Rango de medición: 35~99%.
Resolución: ±1%.
Exactitud: ±2% (70% ~99%).
- Frecuencia del pulso: Rango de medición: 30~255bpm.
Resolución: ±1%.
Exactitud: ±2bpm o ±2% (seleccionar más larga).
- Voltaje: 1.5v.
- Tensión de alimentación: 2.6~3.6v.
- Corriente de trabajo: ≤ 30mA.
- Dimensiones y peso: 57 (largo) × 31(ancho) × 32(alto)mm.
50g (con batería). (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

2.5.2.3. *Sensor de Temperatura*

La temperatura corporal depende del lugar del cuerpo en el que se realiza la medición y de la hora del día y el nivel de actividad de la persona. Diferentes partes del cuerpo tienen diferentes temperaturas. (Libelium, 2013)

La temperatura promedio del cuerpo comúnmente aceptada (tomada internamente) es de 37.0 ° C (98.6 ° F). En adultos sanos, la temperatura corporal fluctúa alrededor de 0.5 ° C (0.9 ° F) a lo

largo del día, con temperaturas más bajas en la mañana y temperaturas más altas al final de la tarde y la noche, a medida que cambian las necesidades y actividades del cuerpo. (Libelium, 2013)

En la *Figura 20-2* se puede observar el sensor médico para medir la temperatura corporal.



Figura 20-2: Sensor de Temperatura Corporal

Fuente: (Libelium, 2013)

Sus principales características técnicas son:

- Voltaje: GND -0.3v a +6.5v.
- Corriente de salida: 5.0mA.
- Rango de temperatura de operación: -40°C a +125°C.
- Rango de temperatura de almacenamiento: -55°C a +150°C.
- ESD susceptibilidad (modelo del cuerpo humano): 2kv.
- Temperatura de soldadura: 215°C por 60seg (calor de fase).

220°C por 15seg (IR). (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

2.5.2.4. *Sensor de Flujo de aire*

Las tasas respiratorias anormales y los cambios en la frecuencia respiratoria son un indicador amplio de inestabilidad fisiológica importante, y en muchos casos, la frecuencia respiratoria es uno de los primeros indicadores de esta inestabilidad. Por lo tanto, es crítico monitorear la frecuencia respiratoria como un indicador del estado del paciente. El sensor de flujo de aire puede proporcionar una alerta temprana de hipoxemia y apnea. (Libelium, 2013)

El sensor de flujo de es un dispositivo que se utiliza para medir la frecuencia respiratoria en un paciente que necesita ayuda respiratoria o persona. Este dispositivo consiste en un hilo flexible que encaja detrás de las orejas y un juego de dos puntas que se colocan en las fosas nasales. La respiración se mide por estos dientes. (Libelium, 2013)

En la *Figura 21-2* se puede observar el sensor médico para medir el flujo de aire.

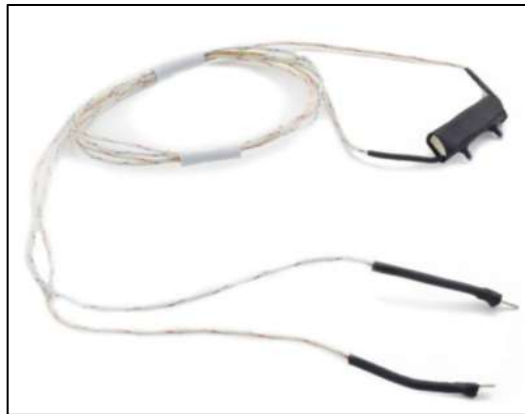


Figura 21-2: Sensor de Flujo de Aire

Fuente: (Libelium, 2013)




Entre sus principales características técnicas tenemos:

- Cable conductor: dos conductores de aproximadamente 200cm.
- Terminales: 1.5mm alfileres de seguridad (terminales personalizados).
- Sensor: sonda oral flexible, para ser introducida en una cavidad nasal.
- Tiempo constante: un segundo o más. El uso de un tiempo más corto constante puede atenuar las formas de onda.
- Configuración del filtro: frecuencia baja: 0.1Hz, frecuencia alta: 15Hz (1.5Hz termistor).
- Sensibilidad: la respuesta depende de una variedad de variables tales como la aplicación del sensor, el esfuerzo del paciente, la temperatura ambiente, etc. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

2.5.3. Selección del medio de Transmisión y Recepción

Una vez que se tenga almacenada la información de los sensores anteriormente descritos se resolvió utilizar el servicio general de paquetes vía radio (GPRS), ya que es una tecnología inalámbrica que tiene cobertura en la mayor parte del país, lo cual es beneficioso ya que donde sea que se encuentre la ambulancia y haya cobertura o disponibilidad se podrá enviar la información. La parte del receptor también contará con recepción GSM/GPRS. En la Tabla se observa los diferentes módulos GSM/GPRS.

Tabla 2-2: Características de los módulos GSM/GPRS

MODELO	GSM/GPRS SIM 900	ICOMSAT	GSM/GPRS Shield	GPS/GSM/GPRS SIM 808
Imagen				
Dimensiones	110 x 58 x 19 mm	77.2 x 66 x 1.6 mm	101.6 x 76.2 mm	50.13x77.64 mm
Procesador	Sim900	Sim900	Quectel M10	Sim 808
Puerto de Antena	Si	Si	No	Si
Velocidad de Subida/Bajada	42.8/85.6 Kbps	42.8/85.6 Kbps	85.6 Kbps	42.8/85.6 Kbps
Frecuencias	850/900/1800 y 1900 MHz	850/900/1800 y 1900 MHz	850/900/1800 y 1900 MHz	850/900/1800 y 1900 MHz
Soporta	TCP/HTTP/ FTP	TCP/HTTP/ FTP	TCP/UDP, HTTP	TCP/HTTP/ FTP
Funciones	SMS, Llamadas, Datos	SMS, Llamadas, Datos	SMS, Llamadas, Datos	SMS, Llamadas, Datos
Alimentación	4.8 – 5.2 VDC	4.5 – 5.5 VDC	5 VDC	3.5 – 4.2 VDC

Fuente: (Cherrez Escobar, 2017)

Realizado por: Shinin, W, 2018.

En vista de las diferentes características técnicas y compatibilidad con las tarjetas de desarrollo anteriormente seleccionadas se decidió optar por el módulo SIM900, ya que cumple con los requisitos necesarios para operar de manera eficiente con el Arduino por su mismo voltaje y su reducido tamaño lo hace beneficioso para el prototipo ya que mientras más compacto y liviano sea más fácil será su traslado y manipulación.

2.5.3.1. Módulo GSM/GPRS SIM900

Este módulo se comunica mediante la red de telefonía móvil para enviar y recibir datos desde una ubicación lejana a través de SMS (Servicio de Mensajes cortos), MMS, GPRS y audio.

EL módulo SIM900 *Figura 22-2* es un módulo inalámbrico ultra compacto y confiable. Este es Quad-band GSM/GPRS, de tipo SMT (Surface Mounting Technology) y diseñado con un potente procesador de un solo chip y núcleo integrado AMR926EJ-S, permitiendo al usuario beneficiarse de pequeñas dimensiones. (Mendez y Campos, 2016)



Figura 22-2: Módulo GSM/GPRS SIM900

Fuente: (Libelium, 2013)

El SIM900 ofrece su servicio en GSM/GPRS en las bandas 850/900/1800/1900 MHz para voz, SMS, Data y Fax; con bajo consumo de energía. Su tamaño de 24mm x 24mm x 3mm, le permite encajar en casi todos los requerimientos de espacio para aplicaciones M2M (machine to machine), especialmente para diseños compactos y delgados como es el caso de nuestro prototipo. (Mendez y Campos, 2016)

2.5.3.2. Características del Módulo GSM/GPRS SIM900 y para SMS

Las características generales y las especificaciones para SMS vía GSM/GPRS que ofrece el SIM900 se puede observar en la Tabla 3-2: Características Generales y Especificaciones para SMS.

Tabla 3-2: Características Generales y especificaciones para SMS

Características Generales	Especificaciones para SMS vía GSM/GPRS
<ul style="list-style-type: none"> • Quad-Band 850/900/1800/1900 MHz • GPRS multi-slot class 10/8 • GPRS mobile station class B • Cumple con GSM phase 2/2+ • Clase 4 (2 W @850/ 900 MHz) • Clase 1 (1 W @ 1800/1900MHz) • Dimensiones: 24 x 24 x 3 mm • Peso: 3.4g 	<ul style="list-style-type: none"> • Point to point MO and MT • SMS cell broadcast • Text and PDU mode

<ul style="list-style-type: none"> • Control via comandos AT (GSM 07.07 ,07.05 and SIMCOM enhanced AT Commands) • SIM application toolkit • Rango de Voltaje: 3.1 a 4.8 V DC • Bajo consumo de corriente: 1.5mA (modo sleep) • Temperatura de Operación: -40°C a +85 °C • Interfaz serial 	
---	--

Fuente: (Mendez y Campos, 2016)
 Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.5.3.3. Descripción de Pines del Hardware

En la *Figura 23-2* podemos observar cómo está compuesta esta shield.

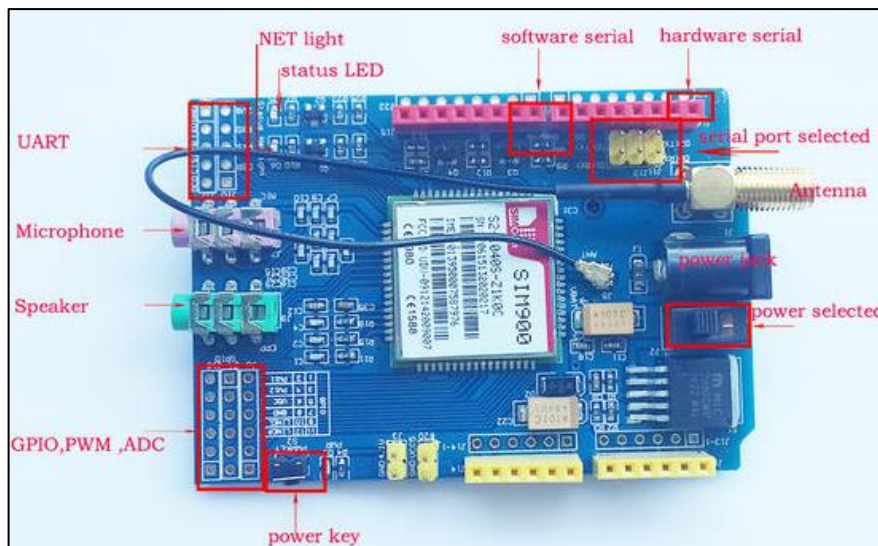


Figura 23-2: Pines de Comunicación del módulo SIM900

Realizado por: Shinin, W, 2018.

En la Tabla 4-2 se describe cada uno de los pines.

Tabla 4-2: Descripción de Pines del SIM900

Pin	Función
Power select	Selecciona la fuente de energía externa de 5V o del Arduino.
Power jack	Se conecta directamente a una fuente externa (4.8 – 5V).
Power key	Enciende/Apaga el dispositivo.
Antenna	Aquí se conecta la antena externa.
Status LED	Indica si esta encendido.

Net light	Indica si se conectó a la red.
Serial port select	Selecciona el software o hardware que se conectó al módulo
UART	Pines del UART del SIM900.

Fuente: (Mendez y Campos, 2016)

Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.5.4. *Bloque de Visualización de la Información*

Para la visualización de la información arrojada por el Arduino UNO de las medidas fisiológicas humanas en el transmisor, se decidió colocar una pantalla de cristal líquido (LCD) como se muestra en la *Figura 24-2*, ya que es de bajo consumo energético y su reducido tamaño hace que se adapte al prototipo sin ocupar mucho espacio.

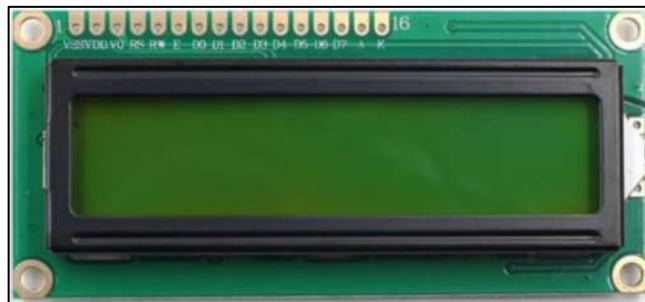


Figura 24-2: Pantalla de cristal líquido (LCD)

Realizado por: Shinin, W, 2018.

Entre sus principales características técnicas tenemos:

- Consumo muy reducido, del orden de 7.5mW.
- Pantalla de caracteres ASCII.
- Desplazamiento de los caracteres hacia la izquierda o a la derecha.
- Memoria de 40 caracteres por la línea de pantalla, visualizándose 16 caracteres por línea.
- Permite que el usuario pueda programar 8 caracteres.
- Pueden ser gobernados de 2 formas principales:
 - o Conexión con bus de 4 bits.
 - o Conexión con bus de 8 bits.

2.5.5. *Selección de la Raspberry Pi para el receptor*

Raspberry es un minicomputador reducido, desarrollado por la fundación Raspberry Pi, fue pensado para la educación informática. Su sistema operativo oficial es Raspbian, aunque soporta otros como Linux o Windows.

En la Tabla 5-2 se puede observar los diferentes modelos de Raspberrys.

Tabla 5-2: Modelos de Raspberry Pi

Características	Raspberry Pi 1	Raspberry Pi 2	Raspberry Pi 3
Chip	Broadcom BCM2835	Broadcom BCM2836	Broadcom SCO BCM2837
Procesador	ARM 1176JZF-S a 700 MHZ	ARM Cortex A7, 900 MHZ quad-core	ARM Cortex A43, quad-core a 1.2 GHZ
Procesador gráfico	VideoCore IV 520 MHZ OPENGLES 2.0	VideoCore IV 250 MHZ OPENGLES 2.0	VideoCore IV 400 MHZ OPENGLES 2.0
Memoria Ram	256 MB LPDDR SDRAM 400 MHZ	1 GB LPDDR2 SDRAM 450 MHZ	1 GB LPDDR2 SDRAM 450 MHZ
Vídeo	HDMI 1.4 1920X1200	HDMI 1.4 1900X1200	HDMI 1.4 1900X1200
Entradas y salidas de video	Conector MIPI CSI, Conector RCA, Conector HDMI	Conector MIPI CSI, Conector RCA, Conector HDMI	Conector MIPI CSI, Conector RCA, Conector HDMI
Entradas y salidas de audio	HDMI, Minijack	HDMI, Minijack	HDMI, Minijack
Puertos USB	Uno	Cuatro	Cuatro
Almacenamiento	SD	MicroSD	MicroSD
Bluetooth	Ninguna	10/100 Ethernet via hub USB	WiFi 802.11n y Ethernet 10/100
Dimensiones	8.5 x 3.5 centímetros	8.5 x 3.5 centímetros	8.5 x 3.5 centímetros
Peso e gramos	45	45	45
Pines GPIO	26	40	40
Alimentación	5V/2Amp	5V/2Amp	5V/2.5Amp

Realizado por: Shinin, W, 2018.

Se optó por el uso del modelo de Raspberry Pi 3 ya que es el más potente y se adapta a las necesidades del prototipo y tiene características imprescindibles como conexión WiFi o Ethernet, puertos USB o seriales para la conexión con Arduino y se puede realizar directamente la base de datos de pacientes sin necesidad de computadores caros.

2.5.6. Bloque de Alimentación

El módulo transmisor cuenta con dos diferentes tipos de entradas de alimentación las cuales son mediante batería externa de 12v a 2Amp *Figura 25-2* o a su vez con un cargador de salida de 12v a 1Amp *Figura 26-2*.

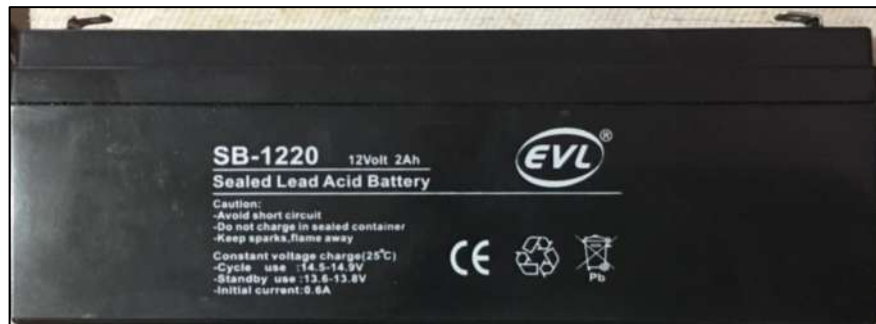


Figura 25-2: Batería Externa
Realizado por: Shinin, W, 2018.



Figura 26-2: Cargador AC - DC
Realizado por: Shinin, W, 2018.

En el módulo receptor la alimentación se da a través de la Raspberry, ya que mediante sus puertos USB puede alimentar al Arduino mediante el puerto serial de este.

2.6. Diseño de conexión del prototipo multimodal para emergencias ambulatorias

Luego de haber seleccionado los diferentes dispositivos electrónicos y sensores correspondientes para la integración del prototipo multimodal para emergencias ambulatorias, se visualizará a continuación cada uno de los diagramas tanto de transmisión como de recepción con la utilización del software Proteus V8.0.

2.6.1. Diseño del Transmisor

2.6.1.1. Esquema de conexión elaborado en Proteus

En la *Figura 27-2* observamos las diferentes conexiones del módulo transmisor en las cuales observamos un Arduino UNO, un Arduino NANO, un LCD y un módulo GSM/GPRS interconectados mutuamente para asignarles las tareas correspondientes.

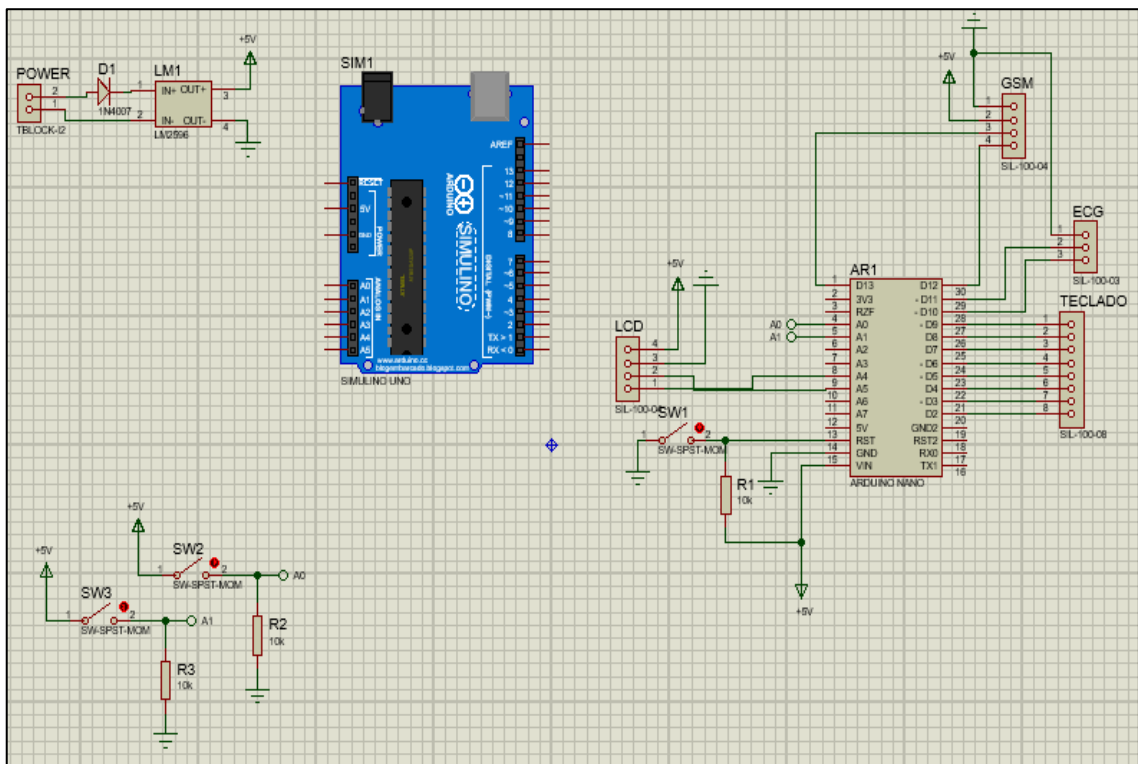


Figura 27-2: Esquema del módulo transmisor

Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.6.1.2. Esquema de control para la transmisión de datos elaborado en Proteus

En la *Figura 28-2* se observa que mediante dos botones o switches se controla tanto el ingreso de la cedula del paciente como el envío del mensaje de texto con las medidas fisiológicas humanas tomadas con la plataforma E-Health, hacia el receptor.

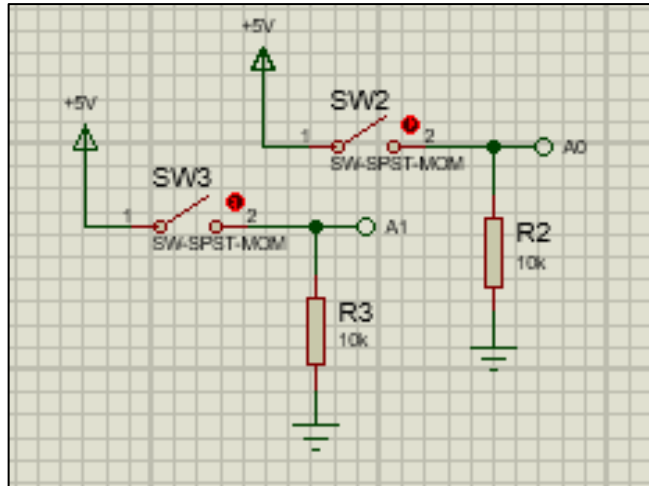


Figura 28-2: Esquema de control de datos
 Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.6.1.3. Esquema de transmisión en 3D

Como podemos observar en la *Figura 29-2* se muestra el esquema de la placa central en tercera dimensión (3D).

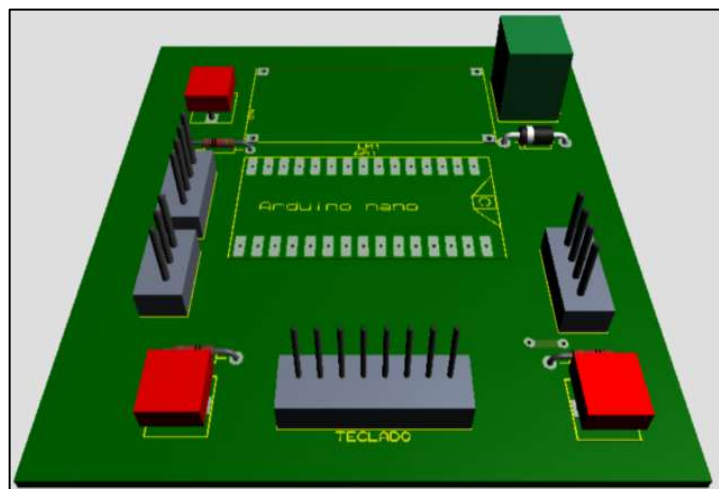


Figura 29-2: Visualización del módulo transmisor en 3D
 Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.6.1.4. Módulo Transmisor ensamblado

En la *Figura 30-2* se puede observar el módulo ya ensamblado y terminado con sus respectivos sensores para enviar la información de las medidas fisiológicas.

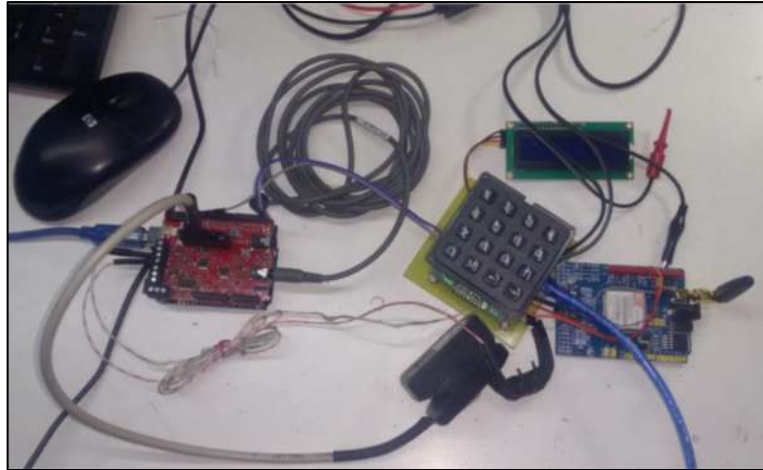


Figura 30-2: Módulo transmisor ensamblado
Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.6.1.5. *Diseño de la caja del módulo Transmisor en 3D*

Se realizó el esquema de la *Figura 31-2* y *Figura 32-2* con las medidas adecuadas para aprovechar el máximo espacio posible y no sea muy gigantesco ya que tendrá que ser llevado en la ambulancia y ser maniobrado en ella, mientras más pequeño sea más fácil será poder transportarlo.

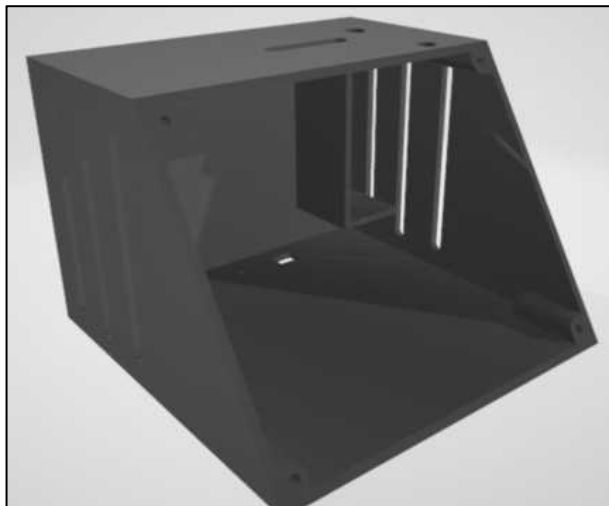


Figura 31-2: Caja del módulo transmisor
Realizado por: Shinin, W, 2018.

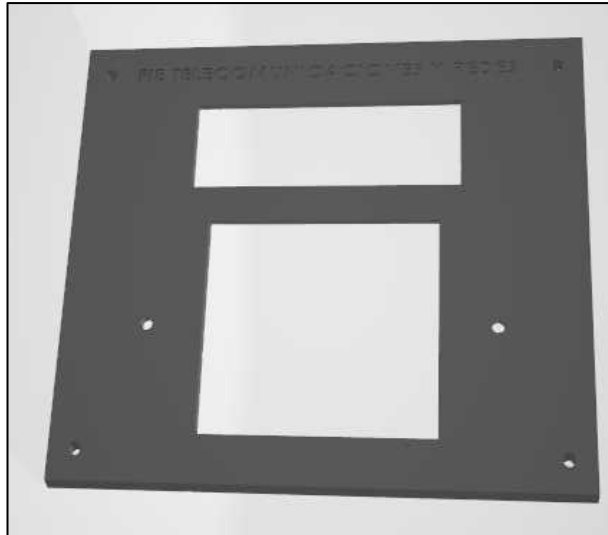


Figura 32-2: Tapa del módulo transmisor
Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.6.1.6. Caja del módulo Transmisor impresa y ensamblada

Como se puede observar en la *Figura 33-2* es una interfaz fácil de manipular para cualquier persona ya que solo sobresale los sensores necesarios y hardware final para su visualización y entrada de datos.



Figura 33-2: Módulo transmisor terminado
Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.6.2. Esquema de conexión del módulo Receptor

En la *Figura 34-2* se observa la interconexión de las tarjetas de desarrollo del módulo receptor, las cuales su elemento central es la Raspberry, respectivamente acoplado a un Arduino UNO el cual se comunica con un módulo SIM900 GSM/GPRS para recibir la información enviada a través del transmisor.



Figura 34-2: Módulo receptor
Realizado por: Shinin, W, 2018.

Mediante la salida HDMI de la Raspberry se conecta directamente a un monitor para visualizar la información *Figura 35-2* en una interfaz amigable y sencilla para el usuario que vaya a manipular el dispositivo.

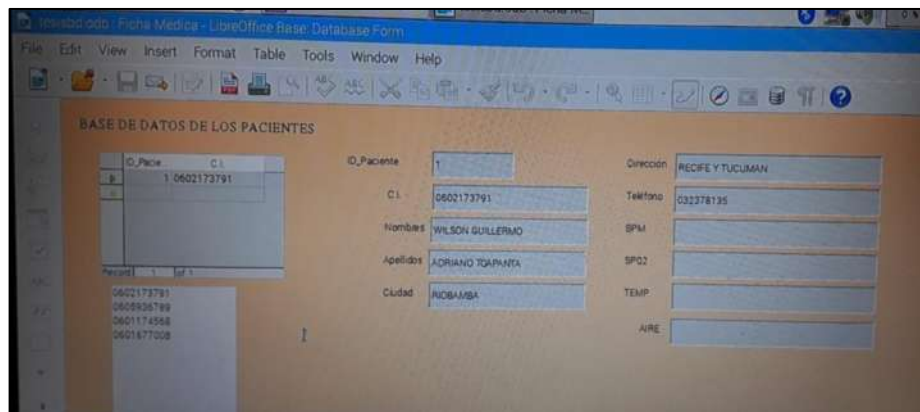


Figura 35-2: Interfaz base de datos
Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.7. Descripción del software del prototipo multimodal para emergencias ambulatorias

Aquí se describe los requerimientos que debe cumplir la programación del software en cada uno de los módulos anteriormente detallados, que se adapten a las necesidades de funcionamiento del prototipo.

2.7.1. *Requerimientos para desarrollar el software*

Una vez teniendo ya plasmada la idea procedemos a describir los requerimientos de cada uno de los módulos tanto del transmisor como del receptor.

2.7.1.1. *Condiciones para el desarrollo del software para el módulo transmisor*

- Permitir la toma de las medidas fisiológicas humanas a través de los sensores médicos.
- Tener un botón de reset al momento de realizar una nueva toma de signos vitales.
- Incluir una secuencia que controle que luego de la toma de los signos vitales se ingrese el número de cedula del paciente para poder saber su identidad.
- Luego de todo el proceso descrito anteriormente realizar las respectivas acciones para poder visualizar la información leída en tiempo real por los sensores mediante un LCD.
- Realizar el procedimiento para enviar toda esta información mediante el respectivo módulo mediante un sms.

2.7.1.2. *Condiciones para el desarrollo del software para el módulo receptor*

- Permitir la recepción de sms con la información enviada por el transmisor y almacenarla.
- Realizar una base de datos que contenga información básica de las personas como nombres completos, dirección, número de teléfono, ciudad de procedencia etc.
- Permitir que mediante un lenguaje de programación se pueda modificar esta base de datos y se almacene en ella las medidas fisiológicas recibidas para así tener una ficha médica con los datos del paciente al arribo a la casa de salud.
- La base de datos deberá ser lo más sencilla posible para su fácil manejo por parte de cualquier persona.

2.7.2. Descripción del software utilizado

La programación de los módulos del prototipo se realizó por medio de funciones, librerías y herramientas propias de algunos programas descritos a continuación.

2.7.2.1. Proteus

Para el desarrollo del módulo transmisor se utilizó el software Proteus V8.0 *Figura 36-2*, en la cual encontramos un entorno fácil de manipular, ya que existen varios tutoriales de su uso en el internet para personas que no sepan cómo usarlo. La automatización y diseño se dio en este software que consta de dos programas principales Ares e Isis y los módulos VSM.

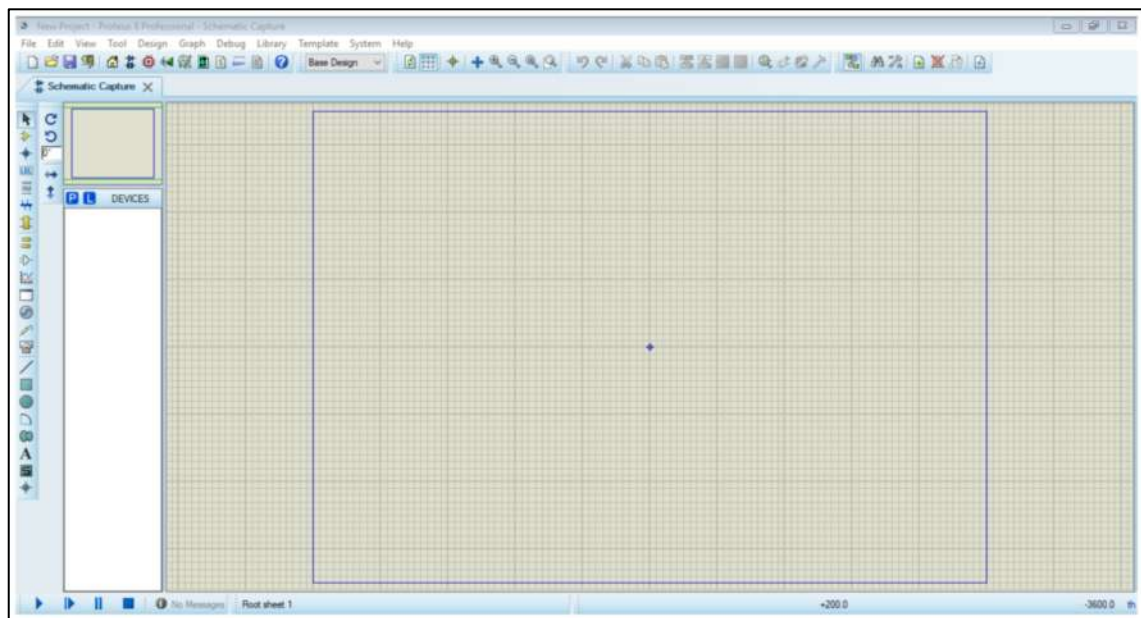


Figura 36-2: Interfaz gráfica de Proteus V8.0

Realizado por: Shinin, W, 2018.

- **Isis:** Permite diseñar el plano eléctrico del circuito que se desea ejecutar con componentes varios, desde simples resistencias, hasta microprocesadores o microcontroladores, incluyendo fuentes de alimentación, generadores de señales y muchos otros más con prestaciones diferentes. Los diseños realizados en Isis son simulados en tiempo real, mediante el módulo VSM. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

- **Ares:** Es la herramienta de enrutado, ubicación y edición de componentes, se utiliza para la fabricación de placas de circuito impreso, permitiendo editar las capas superficiales (Top Copper), y de soldadura (Bottom Copper). (Loachamin y Ribadeneira, 2016)
- **Modulo VSM:** es una de las prestaciones de Proteus, integrada con Isis que es el núcleo del entorno Proteus, con la cual se puede simular, en tiempo real, con posibilidad de más rapidez; todas las características de varias familias de microcontroladores, introduciendo nosotros mismos el programa que controlará el microcontrolador y cada una de sus salidas, y a la vez, simulando las tareas que queramos que lleve a cabo con el programa. (Loachamin y Ribadeneira, 2016)

2.7.2.2. Entorno de desarrollo de software para el hardware Arduino

Se utilizo el entorno de desarrollo integrado llamado Arduino IDE (*Figura 37-2*) que es fácil de manipular permitiendo la conexión entre el computador y la tarjeta de desarrollo Arduino UNO para cargar en ella los diferentes programas. Tiene un editor de texto con prestaciones útiles para la programación en la cual se puede copiar, pegar, o cortar el texto, además posee un compilador para verificar que el código escrito no tenga errores.



```

Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
Masterv1
#define DEBUG(a) Serial.println(a);
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <Keypad.h>
#include <SoftwareSerial.h>

#define I2C_ADDR 0x27
LiquidCrystal_I2C LCD(I2C_ADDR, 2, 1, 0, 4, 5, 6, 7);
SoftwareSerial ECU(10, 11); // RX, TX
SoftwareSerial SIM(12, 13); // RX, TX

char pulsacion ;
const byte Filas = 4; //Cuatro Filas
const byte Cola = 4; //Cuatro columnas
String data;
String D1="";
String D2="";
String D3="";
String D4="";
String numero="AT+CMGF="+593988574574\'';
String scedula="";
char scedula[11];
int comp=0;
int pl=0;
int p2=0;
String snav="";
byte Fila_Filas[] = {6, 7, 8, 9}; //Filas Arduino a los que contamos las filas.
byte Fila_Cola[] = {2, 3, 4, 5}; // Filas Arduino a los que contamos las columnas.
char Teclas [ Filas ][ Cola ] =
{

```

Figura 37-2: Interfaz gráfica de Arduino IDE
 Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.7.2.3. Libre Office

Es una suite completa de productividad que se instala de forma gratuita y es de código abierto. Esta suite posee un software especializado para realizar bases de datos llamado “Base”, el cual utilizaremos para el montaje de misma con los requerimientos expuestos anteriormente.

En la *Figura 38-2* se puede observar su interfaz gráfica que es muy parecida a otras suites de pago y posee similares características de programación.

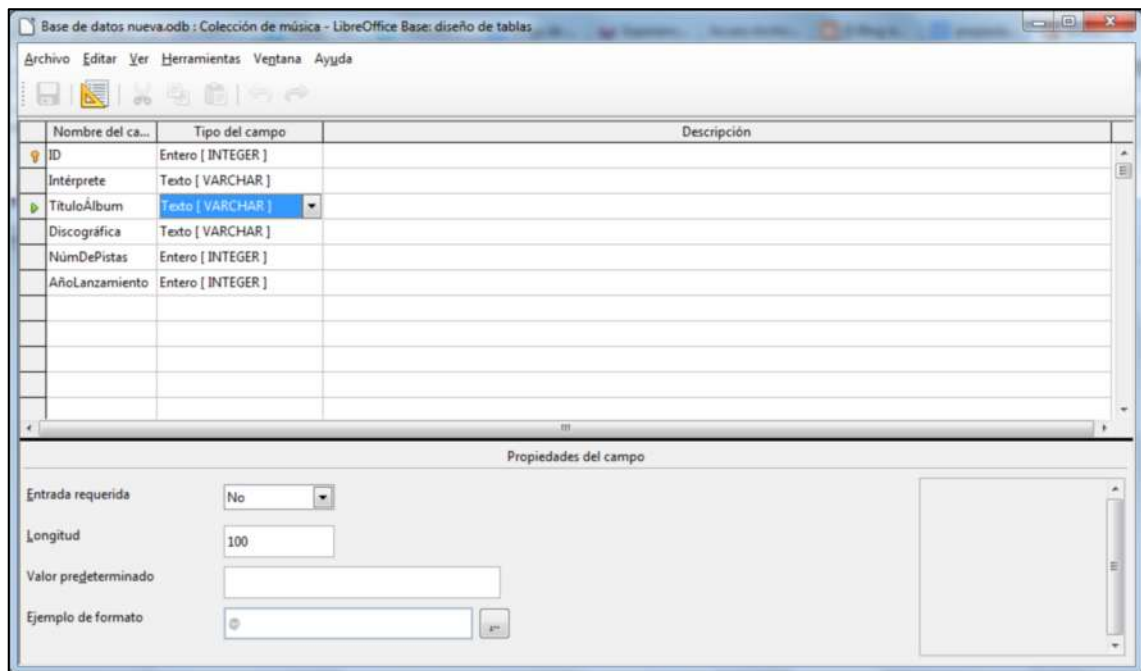


Figura 38-2: Interfaz gráfica de Base

Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.7.2.4. Python

Es un lenguaje de programación preinstalado en las Raspberrys el cual nos va a permitir mediante la conexión serial a USB desde el Arduino, guardar la información en la base de datos para así actualizar las medidas fisiológicas de las personas.

Este software al igual que los anteriores es de código abierto por lo que su distribución es libre y además es multiplataforma lo cual nos permite ejecutarlo en varios sistemas operativos.

2.7.3. Programación para el módulo transmisor

El código fuente para el módulo transmisor se encuentra en el Anexo E, el cual se desarrolló en el IDE de Arduino, versión 1.8.5.

En la *Figura 39-2* podemos observar el diagrama de flujo del transmisor.

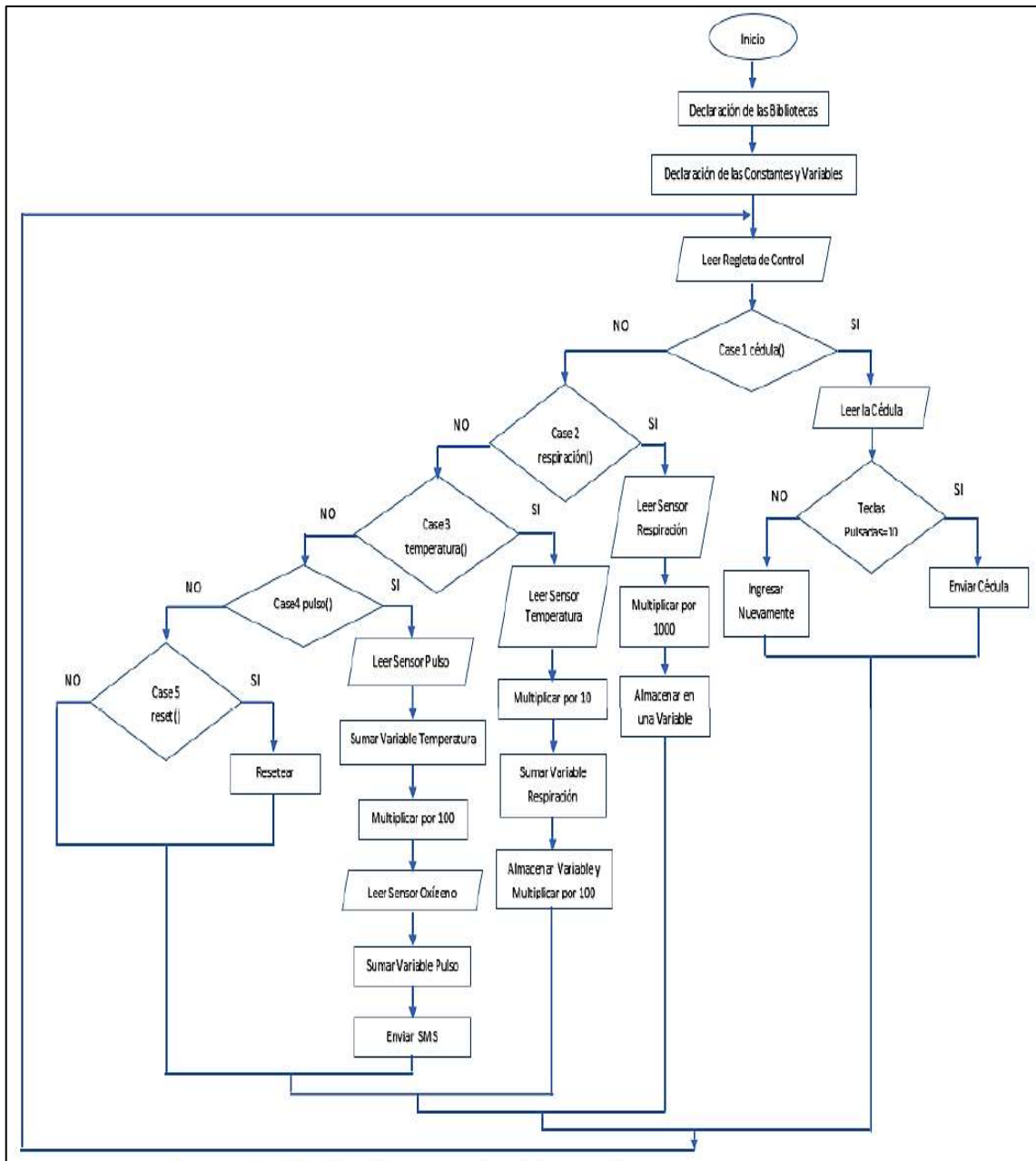


Figura 39-2: Diagrama de flujo del módulo transmisor
Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.7.3.1. *Funciones del módulo transmisor*

A continuación, se describirá las funciones del módulo transmisor las cuales son:

- Lectura de los sensores de Flujo de Aire, Temperatura, Pulso y oxigenación en la sangre las cuales son almacenadas en un Arduino UNO, cabe acotar que la lectura de estos comienza primero por el sensor de pulso ya que este activara a los demás porque de lo contrario no funcionarán.
- El núcleo del módulo transmisor es el Arduino NANO, el cual recibe las mediciones de los sensores los almacena en su memoria a la espera del ingreso del número de cédula el cual se realiza mediante un botón que está colocado al lado izquierdo de la caja y almacena tanto las medidas fisiológicas como el número de cédula.
- Para el envío de información el Arduino NANO se comunica con el módulo GSM/GPRS directamente para enviar la información por medio de mensaje de texto mediante un botón que se encuentra al lado derecho de la caja del prototipo.
- Además de esto el prototipo posee un botón de reset para una vez enviados los datos se pueda reiniciar el aparato y funcione sin errores ni fallos al medir los signos vitales.

2.7.4. *Programación para el módulo receptor*

El código fuente del módulo receptor se encuentra en el Anexo E, la primera parte para recibir el mensaje de texto se desarrolló en el IDE de Arduino 1.8.5 y la segunda parte se desarrolló en Python cuyo código está en el Anexo E, para su respectiva lectura y finalmente ser almacenado en la base de datos.

En la *Figura 40-2*, se muestra el diagrama de flujo del módulo receptor.

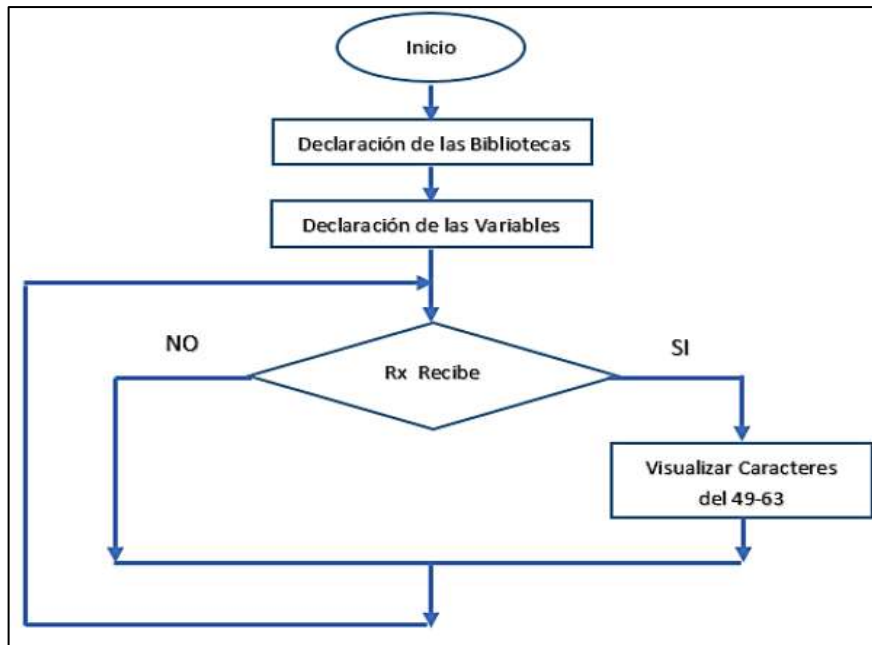


Figura 40-2: Diagrama de flujo del módulo receptor

Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.7.5. Realización de la base de datos

Para la realización de la base de datos se utilizó el programa llamado “Base”, el cual es de la suite informática libre office en la cual se comenzó por registrar usuarios con información básica como: cedula de identidad, nombres, apellidos, ciudad, dirección, y teléfono como se muestra en la *Figura 42-2*.

2.7.5.1. Construcción de la interfaz

Se inicio creando una tabla pacientes *Figura 41-2*, en la cual como se dijo anteriormente se encuentra la información básica de los pacientes.

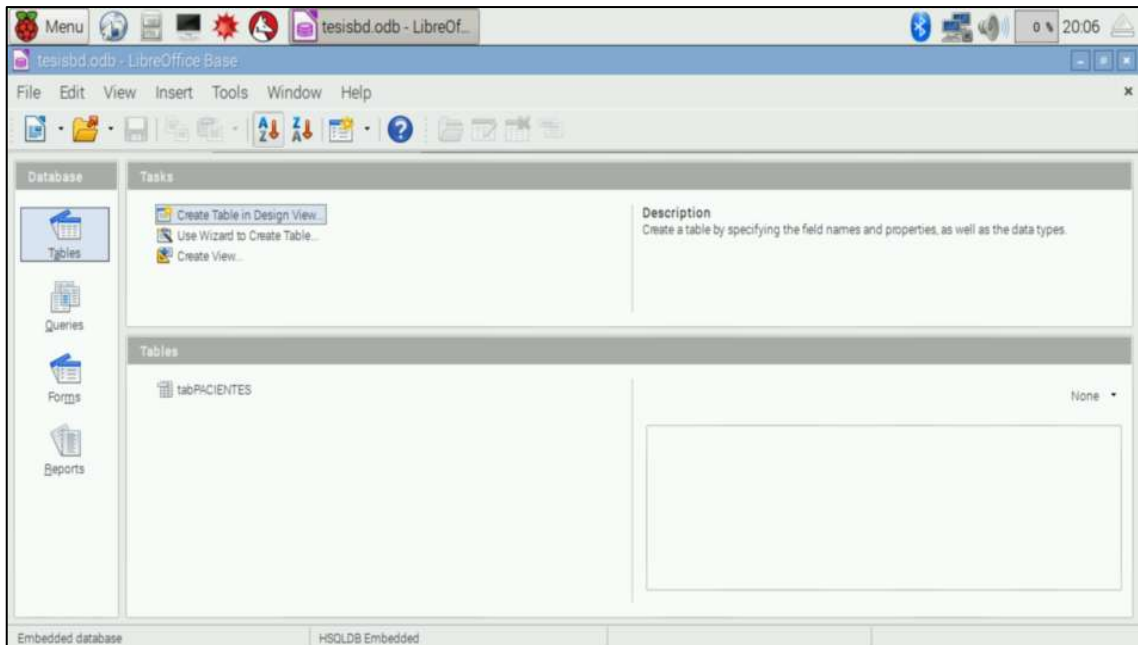


Figura 41-2: Creación de la tabla pacientes

Realizado por: Shinin, W, 2018.

Dentro de la tabla pacientes se encuentra almacenada la información básica de las personas excepto las medidas fisiológicas ya que estas se llenarán al momento que se reciba la información con las medidas fisiológicas y su número de cedula correspondiente indicado en la *Figura 42-2*.

ID_Paciente	C.I.	Nombres	Apellidos	Ciudad	Dirección	Teléfono	BPM	SP02	TEMP	AIRE
1	0602173791	WILSON GUILLERM	ADRIANO TOR	RIOBAMBA	RECIFE Y TUC	032378135				
2	0605936789	PEDRO PABLO	VELASCO NUI	RIOBAMBA	VELOZ Y LARF	0978963451				
3	0601174568	HUGO WLADIMIR	SANCHEZ JIM	RIOBAMBA	PUCARA	0963215487				
4	0601677008	BEATRIZ MARGARI	SILVA AVALOS	RIOBAMBA	DOLORES VEII	032601789				

Figura 42-2: Datos de la tabla pacientes

Realizado por: Shinin, W, 2018.

2.7.5.2. Entorno gráfico

Una de las características de la base de datos es visualizar la información existente y modificar los parámetros de las medidas fisiológicas en tiempo real para poder crear una ficha medica del paciente así el encargado o profesional de salud tendrá al instante una impresión con todos estos datos.

En la *Figura 43-2* se muestra el form creado ficha médica para visualizar y almacenar las medidas fisiológicas en tiempo real.

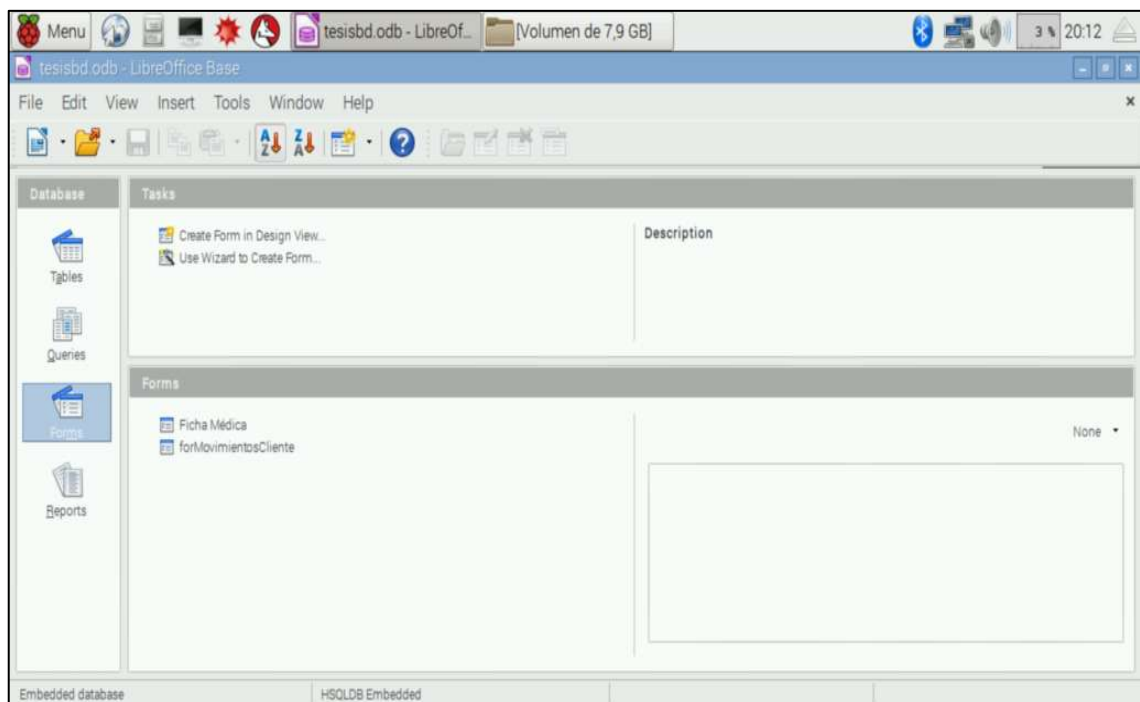


Figura 43-2: Creación del form en Base

Realizado por: Shinin, W, 2018.

En la *Figura 44-2* se puede observar el entorno gráfico final el cual será manipulado por la persona a cargo en la casa de salud, está desarrollado lo más sencillo posible para que no haya confusiones al momento de almacenar los datos o puedan ser borrados accidentalmente.

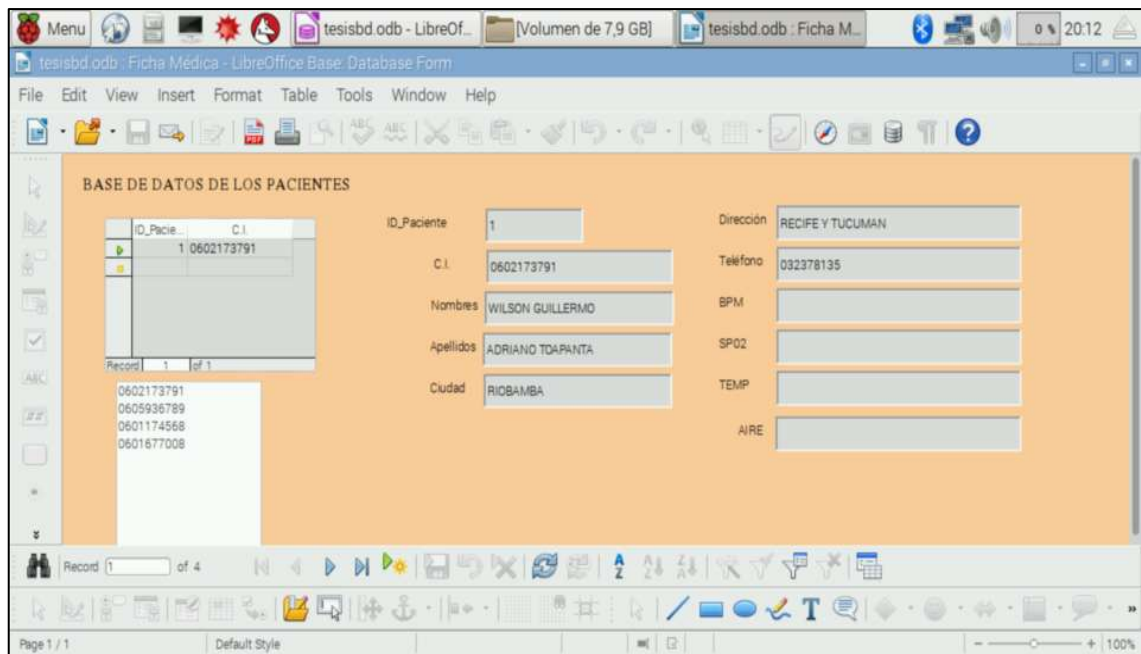


Figura 44-2: Entorno gráfico final
Realizado por: Shinin, W. 2018.

CAPÍTULO III

3. EVALUACIÓN Y COMPARACIÓN DE RESULTADOS

En este capítulo se muestra los resultados producto de las pruebas realizadas en el prototipo multimodal para emergencias ambulatorias, respecto al hardware y software. El análisis realizado referente al hardware será el sensor de temperatura, sensor de flujo de aire, sensor de pulsioximetría, el funcionamiento de GRPS. Para la parte del software las pruebas serán el funcionamiento de la base de datos de Libre Office.

3.1. Pruebas del hardware implementado.

El prototipo implementado se lo puede observar en la *Figura 1-3*, donde se observa el transmisor y el receptor, tanto la parte interna como la parte terminada y ensamblada respectivamente.

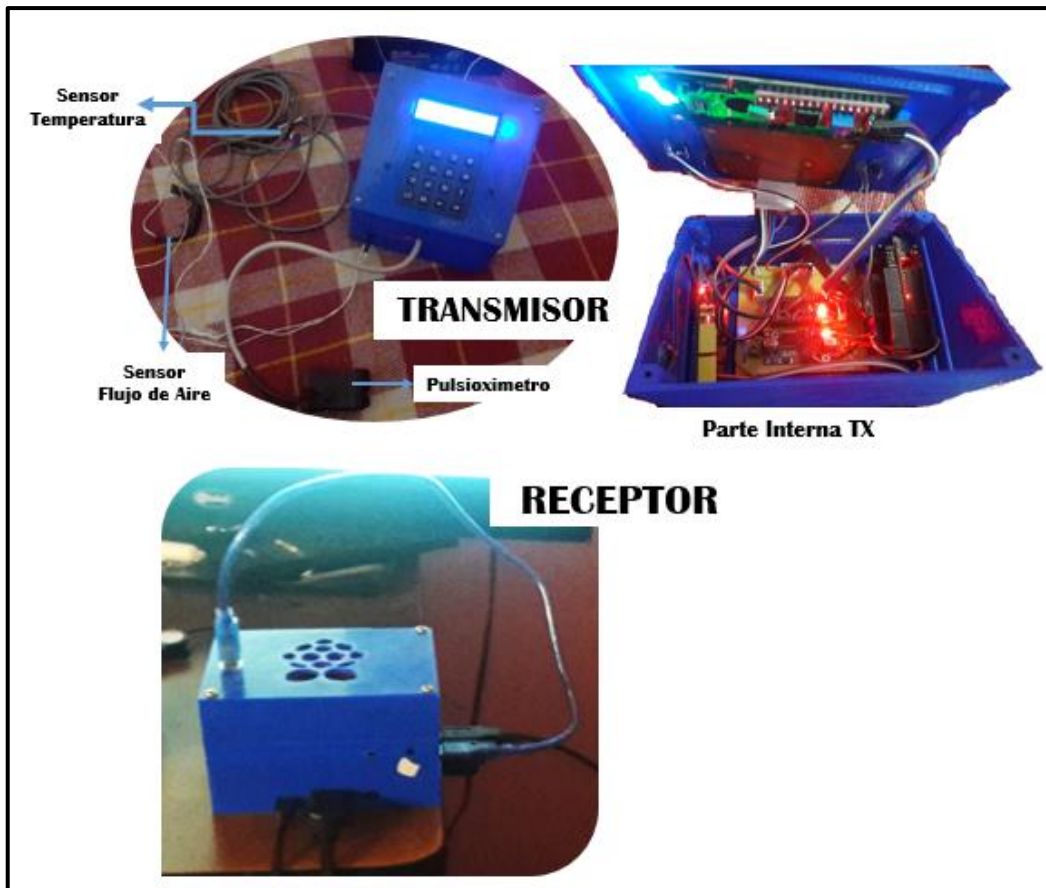


Figura 1-3: Prototipo ensamblado.

Realizado por: Shinín, W., 2018

3.1.1. Análisis del Sensor de frecuencia cardiaca y oxígeno en la sangre.

Para comprobar la confiabilidad del cálculo de la frecuencia cardiaca y el nivel de oxígeno en la sangre del sensor empleado en el prototipo se realizó la comparación entre los datos entregados por el sensor y los datos entregados por un equipo comercial. Se hizo uso del equipo *Contec Medical Patient Monitor CMS60005* de la compañía Sunlife Medic que se encuentra dentro de la ambulancia de la *Clínica San José* de Riobamba, este equipo dispone de 5 parámetros de medición: ECG, SpO2, NIBP, Temperatura, Respiración, para lo cual los dispositivos respectivos a cada parámetro deben estar conectados al monitor, se hace uso únicamente del pulsioximetro. Al igual que el sensor del prototipo este se lo coloca en el dedo índice para emitir las señales mismas que se visualizan en un monitor el cual es de tamaño grande de 8.4", donde además de mostrar el valor de la frecuencia cardiaca, el nivel de saturación del oxígeno muestra la presentación de la forma de onda pletismográfica. En la *Figura 2-3* se muestra la toma de variables fisiológicas con el pulsioximetro digital de la ambulancia y el sensor de pulsioximetría del prototipo, medidos al mismo tiempo.



Figura 2-3: Toma de medidas con el pulsioxímetro.

Realizado por: Shinín, W., 2018

Se tomó 20 muestras en total, las cuales fueron distribuidas en un horario vespertino con una separación de 10 minutos entre cada prueba, este análisis se lo puede observar en la *Tabla 1-3*, con la ayuda del *software R* se realizó el cálculo del promedio, coeficiente de variación, desviación estándar, error sistemático y el porcentaje de diferencia el cual permitirá definir la tasa de error del sensor.

Tabla 1-3: Análisis del sensor de pulsioximetría.

No. Muestra	PROTOTIPO			PULSIOXIMETRO			Error bpm	Error SpO2
	Frecuencia cardiaca bpm	Oxígeno en la Sangre %SpO2	Frecuencia Respiratoria rpm	Frecuencia Cardiaca bpm	Oxígeno en la sangre %SpO2			
1	80	95	22	78	95	2	0	
2	78	93	24	75	94	3	1	
3	84	94	20	83	94	1	0	
4	62	95	22	62	98	0	3	
5	74	95	18	78	98	4	3	
6	78	95	20	76	95	2	0	
7	81	97	20	80	96	1	1	
8	80	99	22	78	97	2	2	
9	75	96	23	72	94	3	2	
10	65	95	20	65	93	0	2	
11	80	98	21	77	96	3	2	
12	77	94	24	74	92	3	2	
13	82	93	19	81	91	1	2	
14	76	97	18	78	95	2	2	
15	79	95	22	77	95	2	0	
16	77	97	17	75	97	2	0	
17	81	96	19	80	95	1	1	
18	75	99	18	79	97	4	2	
19	80	97	24	81	95	1	2	

20	79	94	21	77	92	2	2
PROMEDIO	77,15	95,7	20,7	76,3	94,95	1,95	1,45
DESVIACIÓN ESTANDAR	5,3239775	1,78000591	2,15455454	5,11036099	1,9594575		
COEFICIENTE DE VARIACIÓN	0,0690081	0,01859985	0,10408477	0,06697721	0,02063673		
ERROR SISTEMÁTICO FREC. CARDIACA		0,85					
%DIFERENCIA FREC. CARDIACA		1,1017%					
ERROR SISTEMÁTICO OXIGENO SANGRE		0,75					
%DIFERENCIA OXIGENO SANGRE		0,7836%					

Realizado por: Shinín, William, 2018.

Una vez realizada la medición de las variables fisiológicas y con los datos obtenidos en la *Tabla 1-3*, indica que el sensor implementado en el prototipo es confiable con una tasa de error de 0,7836% para el nivel de oxígeno en la sangre cuyo rango de medición es de 0-3 puntos, en cambio la tasa de error para la frecuencia cardiaca es de 1,1017% con un rango de medición de 0-4 puntos en los pulsos tomados. Según información por parte de expertos en el área médica se permite un margen de error de hasta 10 puntos, teniendo en cuenta esto, los valores emitidos por el sensor del prototipo indican que el sistema es confiable, estas variables pueden ser tomadas como referencia.

Para el caso del sensor de flujo de aire se presenta como un parámetro adicional del prototipo, debido a que en las unidades ambulatorias no consideran este tipo de medidas como una variable básica de un paciente. En la *Figura 3-3* se observa la toma de medidas con este sensor.



Figura 3-3: Medición de flujo de aire.
Realizado por: Shinín, William, 2018.

Con la ayuda del *software Matlab 2017a*, se realizó la representación de las medidas tomadas con el sensor en una muestra de 20 personas misma que se puede observar en la *Figura 4-3*. Con la información de expertos en el área médica se conoce que las medidas de flujo de aire normales están entre 12-25 rpm (respiración por minuto).

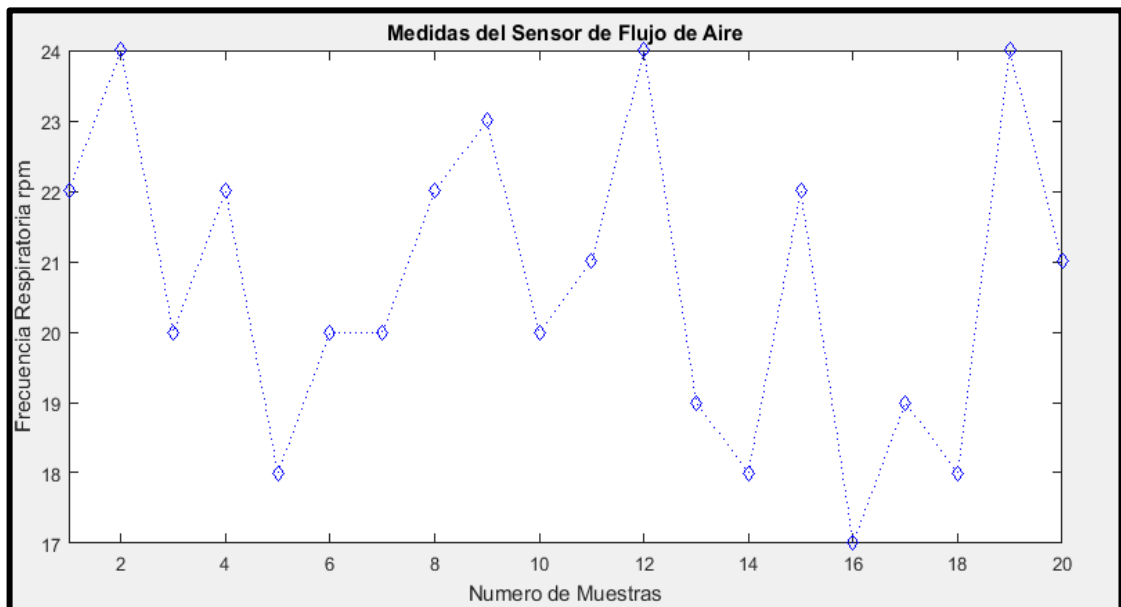


Figura 4-3: Representación de las medidas tomadas con el sensor de flujo de aire.
Realizado por: Shinín, William, 2018.

3.1.2. Análisis del sensor de temperatura.

Para analizar la confiabilidad de los valores emitidos por el sensor de temperatura del prototipo se realizó la comparación entre los valores emitidos por el sensor y los valores emitidos por el termómetro digital MC-245 de la compañía OMRON existente en la ambulancia, el cual se lo debe colocar bajo el brazo del paciente y esperar que emita un sonido de alerta indicando que se ha medido la temperatura corporal. En la *Figura 5-3* se observa la toma de medidas corporales por parte del sensor del prototipo y por el termómetro digital.



Figura 5-3: Adquisición de Medidas corporales.
Realizado por: Shinín, William, 2018.

Con un total de 20 muestras tomadas en horario vespertino con una separación de 10 minutos entre prueba, y con la ayuda del *software R* se realizó el cálculo del promedio, desviación estándar, coeficiente de variación y error sistemático, los resultados finales se los aprecia en la *Tabla 2-3*.

Tabla 2-3: Análisis del sensor de temperatura.

No. Muestra	SENSOR	TERMÓMETRO	ERROR
	PROTOTIPO	DIGITAL	
	Temperatura °C	Temperatura °C	
1	35,8	35,7	0,1
2	35,66	35,4	0,26
3	35,62	35,6	0,02
4	35,3	35	0,3
5	35,6	35,6	0
6	35,9	36,8	0,9

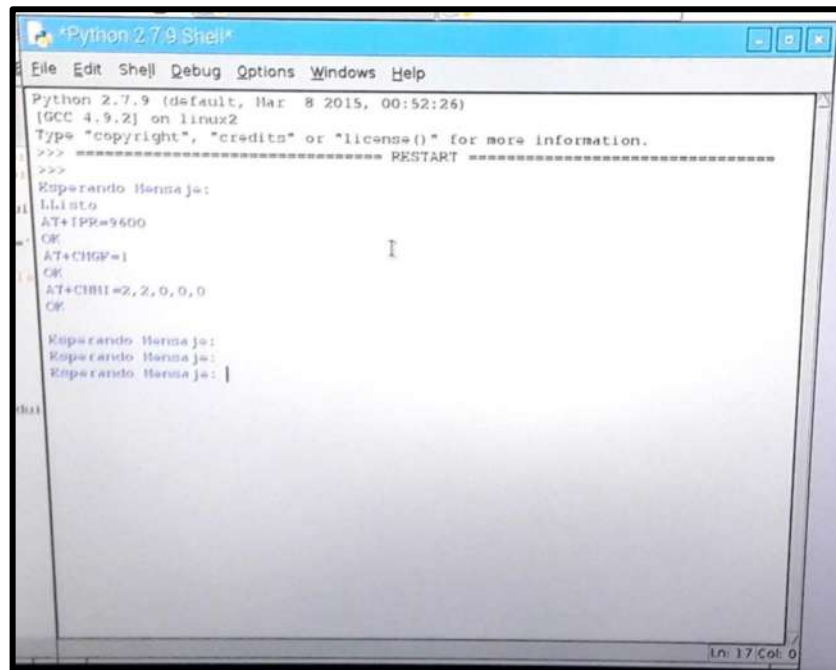
7	36,7	37	0,3
8	36,8	37,3	0,5
9	36,2	37	0,8
10	36,75	37,5	0,75
11	36,6	37,2	0,6
12	36,5	36,5	0
13	36,7	37,3	0,6
14	36,8	37,1	0,3
15	37,6	37,6	0
16	37,4	36,8	0,6
17	37	37	0
18	37,1	36,8	0,3
19	36,6	36,4	0,2
20	37,6	36,8	0,8
PROMEDIO	36,5115	36,62	0,3665
DESVIACIÓN ESTÁNDAR	0,68248212	0,75714144	
COEFICIENTE DE VARIACIÓN	0,01869225	0,02067563	
ERROR SISTEMÁTICO	0,1085 °C		

Realizado por: Shinín, William, 2018.

Una vez concluidas las pruebas y con los datos mostrados en la *Tabla 2-3*, nos indica que el sensor implementado en el prototipo es confiable posee una tasa de error de 0,3665 con un rango de variación de 0-0.9 en las medidas corporales tomadas. En base a la información por parte de expertos en el área médica los componentes electrónicos usados tienen una desviación según la temperatura del ambiente, para el caso del termómetro OMRON posee una precisión de $\pm 0,1$ °C a una temperatura ambiente de 23 °C, teniendo en cuenta el error sistemático del sensor del prototipo que es de 0,1085 °C podemos decir que los valores emitidos son confiables y que pueden ser tomados como referencia.

3.1.3. Análisis del Funcionamiento de GRPS.

Las pruebas realizadas se basaron en la recepción correcta de la información enviada por el transmisor y su visualización en la Shell de Phyton, en la *Figura 6-3* se puede visualizar la pantalla de la Shell de Phyton 2.7.9 donde se muestra el texto <<Esperando mensaje>>, el cual indica que el receptor se encuentra activado y listo para la recepción de los datos enviados.



```
Python 2.7.9 Shell
File Edit Shell Debug Options Windows Help
Python 2.7.9 (default, Mar 8 2015, 00:52:26)
[GCC 4.9.2] on linux2
Type "copyright", "credits" or "license()" for more information.
>>> ===== RESTART =====
>>>
Esperando mensaje:
llisto
AT+IPR=9600
OK
AT+CHGF=1
OK
AT+CHHI=2,2,0,0,0
OK

Esperando mensaje:
Esperando mensaje:
Esperando mensaje: |
Ln: 17 Col: 0
```

Figura 6-3: Shell Phyton. Receptor activado.

Realizado por: Shinín, William, 2018.

Una vez concluida con la toma de medidas fisiológicas, las cuales tardan aproximadamente ± 15 segundos en ser visualizadas en el display del transmisor, se procede al ingreso de la cédula de identidad del paciente, en la *Figura 7-3* se aprecia el ingreso de la C.I. del paciente y su respectivo mensaje de validación del proceso completado.



Figura 7-3: Ingreso de la C.I. del paciente.
Realizado por: Shinín, William, 2018.

Finalizado el proceso de ingreso de la C.I. del paciente se procede al envío de los datos registrados, en la *Figura 8-3* se aprecia el mensaje del envío del SMS en el display del transmisor, dicho mensaje tarda alrededor de $\pm 9,33$ segundos en llegar a su destino.



Figura 8-3: Visualización del aviso de SMS enviado.
Realizado por: Shinín, William, 2018.

En la *Figura 9-3* se muestra la recepción de los datos, en la cual se muestra el destinatario, los datos enviados llegan separados por comas en el siguiente orden: frecuencia cardiaca (bpm), oxígeno en la sangre (SpO₂), temperatura corporal (°C), frecuencia respiratoria (rpm) y finalmente la C.I. del paciente.

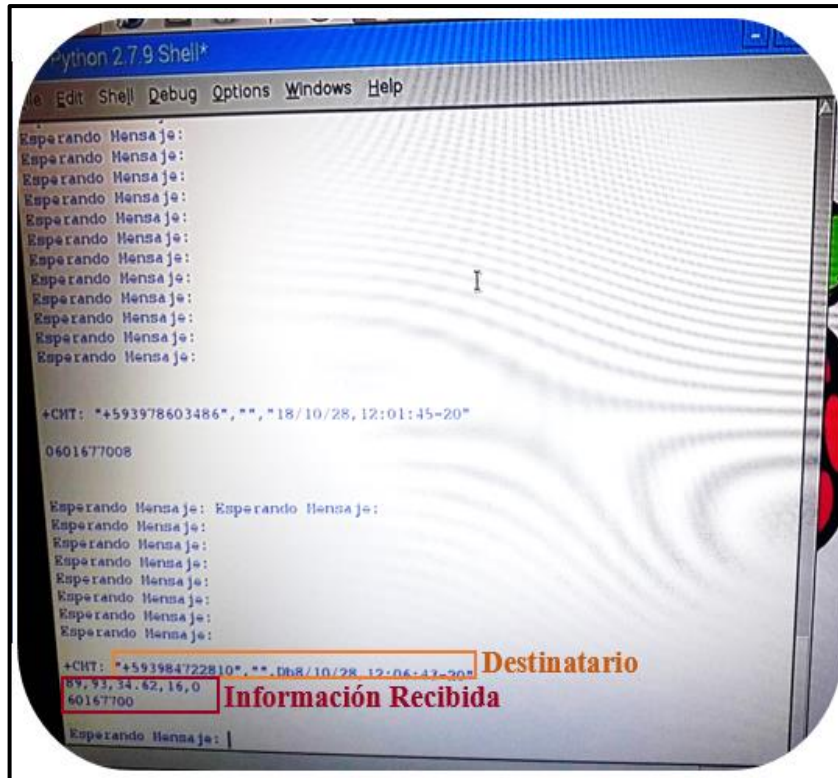


Figura 9-3: Información recibida en Shell Python.
Realizado por: Shinín, William, 2018.

3.2. Pruebas del software implementado.

3.2.1. Base de datos de Libre Office.

A continuación, se describe el funcionamiento de la base de datos desarrollada en *LibreOffice Base*, describiendo cada uno de los procesos necesarios para el almacenamiento de la información emitida por parte de la unidad ambulatoria que cuente con el prototipo implementado. En la *Figura 10-3* se aprecia la interfaz gráfica de la base de datos, a continuación, se detalla los componentes de esta.

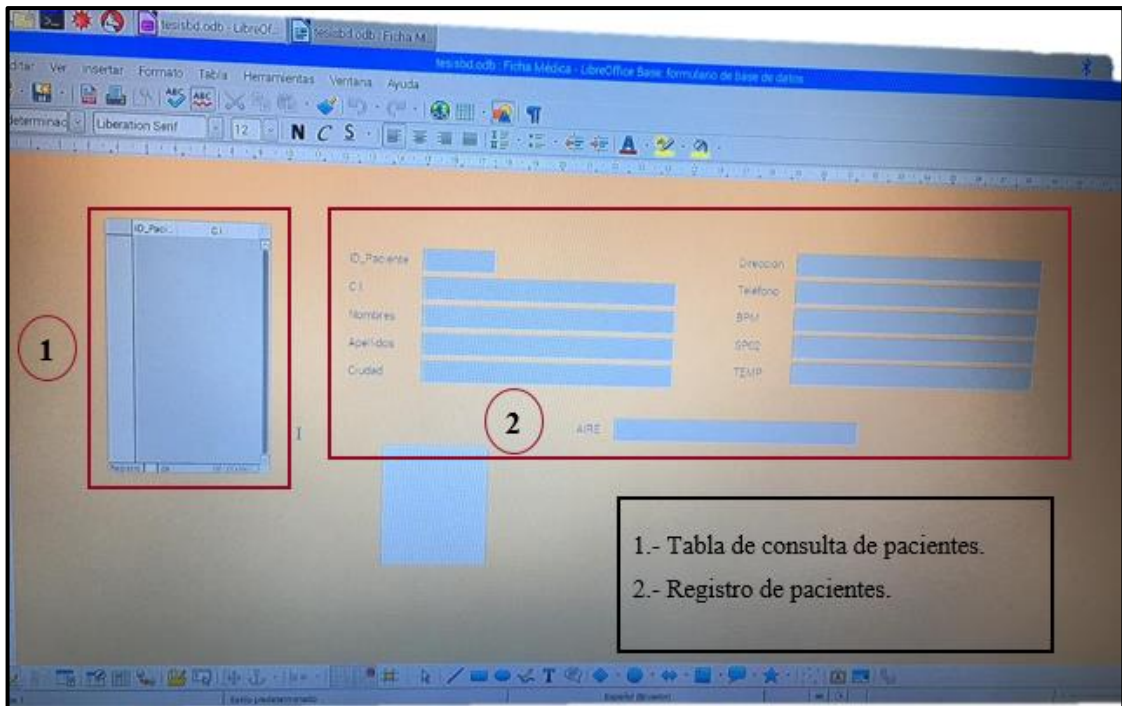


Figura 10-3: Interfaz gráfica de la base de datos.
Realizado por: Shinín, William, 2018.

Tabla de consulta de pacientes.- En esta tabla se encuentra la información básica de los pacientes registrados en la base de datos, en la cual el usuario busca la C.I. del paciente y si esta se encuentra registrada automáticamente llena los campos del registro de pacientes a excepción de los campos BPM, SPO2, TEMP, AIRE, los cuales el usuario llenará de forma manual.

Registro de pacientes.- Los campos referentes a las variables fisiológicas del paciente se llenan de manera manual por parte del usuario, se ingresan los valores numéricos de cada parámetro debido a que estos están programados para un tipo entero, concluido con este proceso se imprime la ficha para que esta esté al alcance del médico de turno.

3.2.1.1. Evaluación de la base de datos

Una vez que los datos enviados han llegado a la Shell de Python, se procede a la actualización de los datos del paciente, el primer paso a realizar es la búsqueda de la ficha médica del paciente en la base de datos mediante el número de cédula, en la *Figura 11-3* se observa la ventana de búsqueda, donde se ingresa el número de cédula y si esta está dentro de la base de datos en la tabla de consulta de pacientes marca de color rojo el campo de la cédula de identidad, así como se puede observar en la *Figura 11-3*.

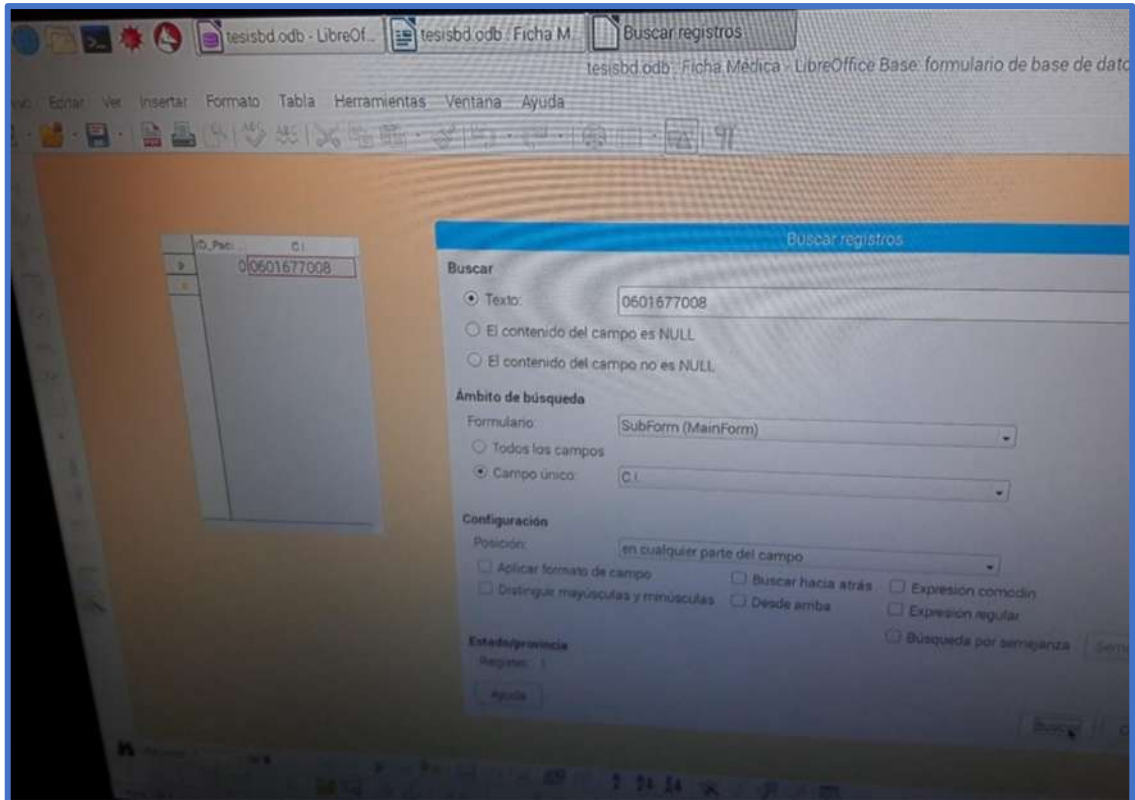


Figura 11-3: Consulta de C.I. del paciente.
Realizado por: Shinín, William, 2018.

Acto seguido se procede a llenar las variables fisiológicas enviadas como se parecía en la *Figura 12-3*, las mismas que se actualizan automáticamente en la tabla de pacientes tal como se indica en la *Figura 13-3*.

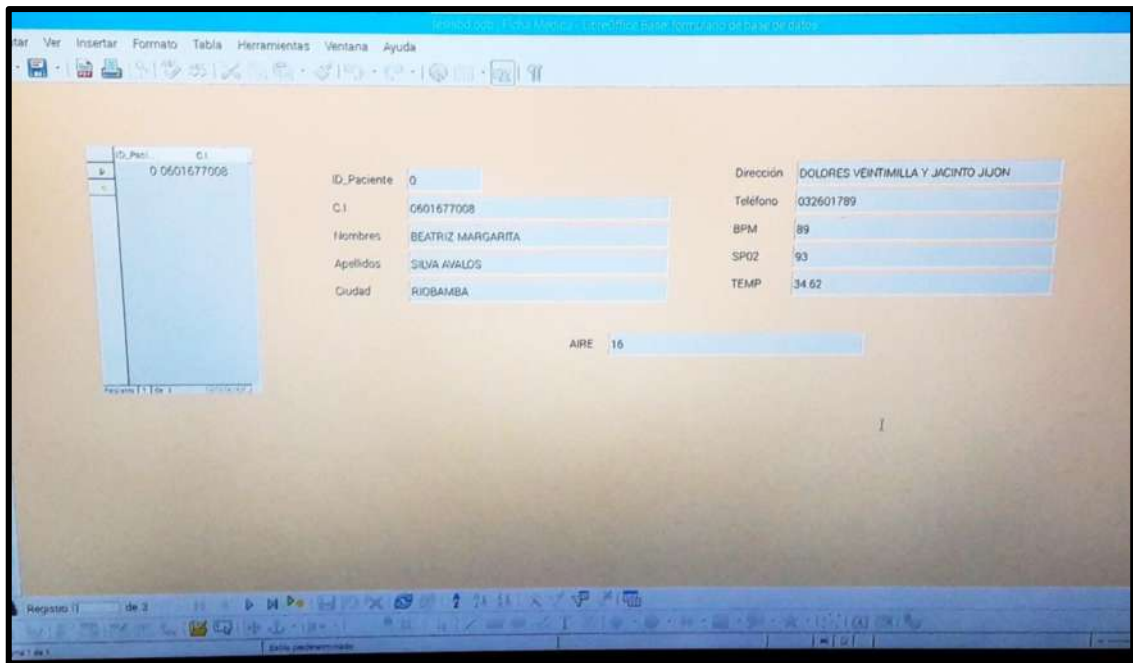


Figura 12-3: Registro de variables fisiológicas del paciente.
Realizado por: Shinín, William, 2018.

The screenshot shows a table view in LibreOffice Base with the following data:

ID_Paciente	C.I.	Nombres	Apellidos	Ciudad	Dirección	Teléfono	BPM	SP02	TEMP	AIRE
1	0601677008	BEATRIZ MAR	SILVA AVALOS	RIOBAMBA	DOLORES VEI	032601789	89	93	34.62	16
2	0602173791	WILSON GUILI	ADRIANO TOA	RIOBAMBA	RECIFE Y TUC	032378135				
	0605936789	PEDRO PABLO	VELASCO NUI	RIOBAMBA	VELOZ Y LARI	0978963451				

Figura 13-3: Tabla de pacientes actualizada.
Realizado por: Shinín, William, 2018.

Puede existir el caso de que el paciente no se encuentre registrado en la base de datos, siendo este el caso en la ventana de búsqueda aparecerá un mensaje indicando que *no existe registro de los datos indicados* dentro del sistema, como se puede observar en la *Figura 14-3*.

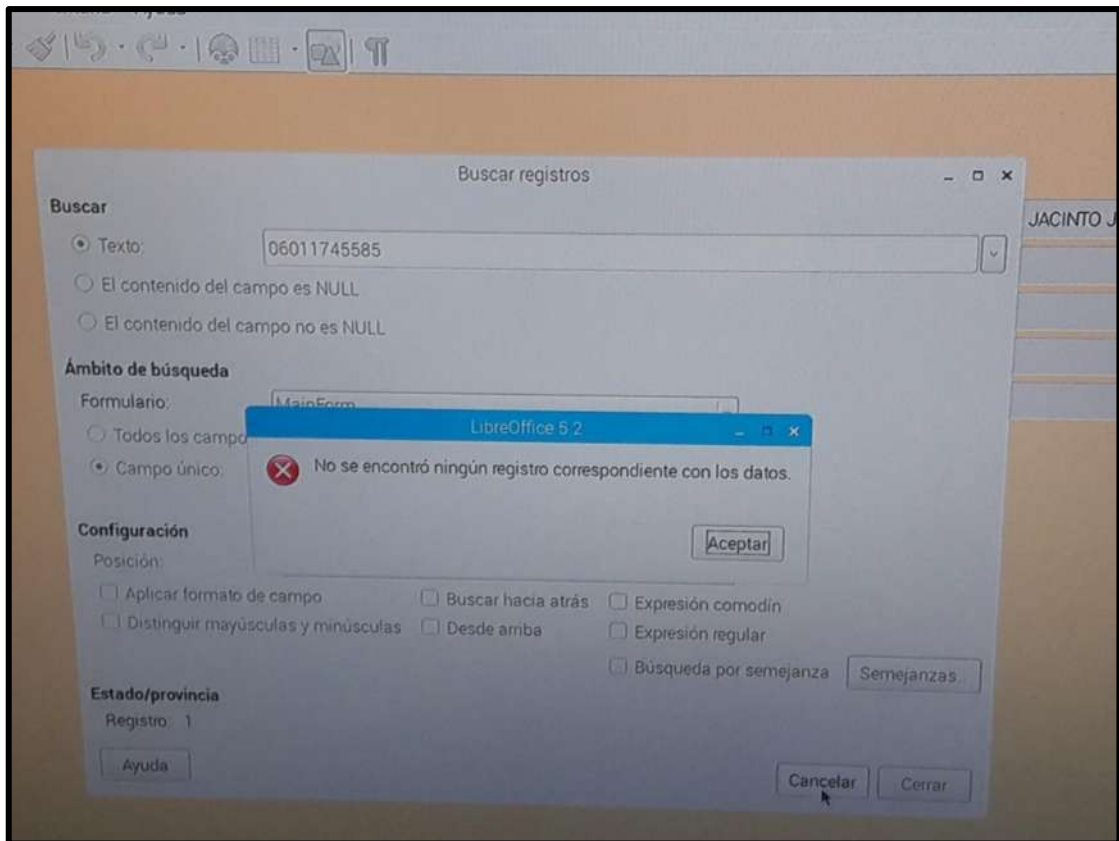


Figura 14-3: Mensaje de búsqueda no encontrada.
 Realizado por: Shinín, William, 2018.

En este punto se procede a actualizar la tabla de los pacientes antes de proceder a llenar los datos de las variables fisiológicas, en la *Figura 15-3 a* se observa que en la tabla de pacientes no se encuentra registros con el número de cédula indicado en la *Figura 14-3*, y en la *Figura 15-3* se observa que se ha procedido a llenar los datos básicos del paciente.

tabPACIENTES - tesisbd - LibreOffice Base: vista de datos de

Archivo Editar Ver Insertar Herramientas Ventana Ayuda

a) Tabla de pacientes original.

ID_Paciente	C.I.	Nombres	Apellidos	Ciudad	Dirección	Teléfono	BPM	SP02	TEMP	AIRE
1	0601677008	BEATRIZ MAR	SILVA AVALOS	RIOBAMBA	DOLORES VEI	032601789	89	93	34.62	16
2	0602173791	WILSON GUILL	ADRIANO TOA	RIOBAMBA	RECIFE Y TUC	032378135				
	0605936789	PEDRO PABLO	VELASCO NUI	RIOBAMBA	VELOZ Y LARI	0978963451				

tabPACIENTES - tesisbd - LibreOffice Base: vista de datos de

Insertar Herramientas Ventana Ayuda

b) Tabla de pacientes con el nuevo registro

C.I.	Nombres	Apellidos	Ciudad	Dirección	Teléfono	BPM
0601677008	BEATRIZ MAR	SILVA AVALOS	RIOBAMBA	DOLORES VEI	032601789	89
0602173791	WILSON GUILL	ADRIANO TOA	RIOBAMBA	RECIFE Y TUC	032378135	
0605936789	PEDRO PABLO	VELASCO NUI	RIOBAMBA	VELOZ Y LARI	0978963451	
0601174568	HUGO WLADIM	SANCHEZ JIM	RIOBAMBA			

Figura 15-3: Registro de un nuevo paciente.
 Realizado por: Shinín, William, 2018.

3.3. Análisis económico del prototipo.

El estudio de costos invertidos en el prototipo implementado refiriéndose tanto a *hardware* y *software*. El detalle se muestra en la *Tabla 3-3*.

Tabla 3-3: Análisis económico del prototipo.

	Dispositivo	Cant.	Costo Unitario	Costo Total
			\$	\$
MÓDULO TRANSMISOR	Tarjeta Arduino Uno	1	20,00	20,00
	Plataforma para el sensor de salud	1	90,63	90,63
	Sensor de Flujo de Aire	1	30,21	30,21
	Sensor de Temperatura	1	24,17	24,17
	Sensor de Pulsioximetría	1	66,46	66,46
	Pantalla de Cristal Líquido (LCD) de 16x2	1	10,00	10,00
	Baquelita 20x30 doble lado	1	7,64	7,64
	Percloruro Férrico Polvo	3	1,00	3,00
	Bus de Datos	3	1,50	4,50
	Bornera de 2 Tornillos	1	0,20	0,20
	Diodo LED	2	0,21	0,42
	Pulsador de 2 Pines	2	0,15	0,30
	Modem GSM/GPRS SIM 900	1	50,00	50,00
	Chip Movistar	1	3,00	3,00
	Jack de 2.5 mm DC	1	0,35	0,35
	Arduino NANO	1	10,00	10,00
	Teclado Hexadecimal de 16 Teclas	1	8,00	8,00
	USB Tipo A 90° Hembra	1	1,00	1,00
	Caja de poliamida	1	15,00	15,00
MÓDULO RECEPTOR	Tarjeta Raspberry pi	1	50,00	50,00
	Modem GSM/GPRS SIM 900	1	50,00	50,00
	Chip Movistar	1	3,00	3,00
	Jack de 2.5 mm DC	1	0,35	0,35

	Bornera de 2 Tornillos	1	0,20	0,20
	USB Tipo A 90° Hembra	1	1,00	1,00
	Caja de poliamida	1	15,00	15,00
Otros	Estaño	3 m	0,50	1,50
	Cables de conexión	1 m	0,50	0,50
	Tornillos	10	0,05	0,50
TOTAL:				466,96

Realizado por: Shinín, William, 2018.

De acuerdo con los valores obtenidos en la *Tabla 3-3* de los costos de producción, el sistema implementado tiene un costo de **466,96** dólares americanos (USD), que en relación con las utilidades que brinda, las características operativas del sistema y la ayuda que brinda en caso de una emergencia ambulatoria, posee un bajo costo.

CONCLUSIONES

- Con el estudio realizado se determinó que las principales medidas fisiológicas a tomar en casos de emergencia son: el pulso, la temperatura, la respiración y la oxigenación en la sangre por lo que se utilizó dichos sensores para dichas tomas.
- Mediante la comparación de las distintas tarjetas de desarrollo en el módulo transmisor se decidió trabajar con un Arduino UNO y un NANO, no se pudo hacer uso de una Raspberry por la incompatibilidad de algunos sensores además que Raspberry opera a diferentes voltajes que los Arduinos y se hacía complicado su integración.
- El módulo receptor tan solo necesita un monitor para su uso permitiendo que se pueda trasladar de un lugar a otro fácilmente por sus dimensiones ya que incorpora una Raspberry Pi que es como un minicomputador y no necesita de computadoras adicionales.
- Para la validación de los resultados se realizó la comparación entre el prototipo multimodal para emergencias ambulatorias y los equipos propios de la ambulancia arrojando excelentes resultados recabados en el Capítulo III, con tasas de error muy pequeñas como en el sensor de temperatura con porcentaje de error del 0,1085 °C así como en el sensor de frecuencia cardiaca con 1,1017% de error, demostrando la eficiencia del aparato.
- Mediante el envío de las medidas fisiológicas en tiempo real las emergencias ambulatorias podrán ser atendidas de mejor manera en las casas de salud con la implementación del prototipo, porque tendrán listos a profesionales de la salud adecuados para atender rápidamente la emergencia.

RECOMENDACIONES

- Para el correcto funcionamiento del prototipo se recomienda usar cargadores de 12V a 1Amp o a su vez baterías de similitudes características para que el aparato funcione correctamente ya que si utilizamos menos voltaje el equipo puede sufrir daño de alguno de sus componentes.
- Para mejor la base de datos existente se puede incorporar la base de datos del Registro Civil para obtener más información de los pacientes, por si se tuviese que llamar algún familiar de este teniendo así acceso todas las personas del país.
- Para el envío de las medidas fisiológicas en tiempo real dependerá de la cobertura de la operadora que se esté usando en el módulo GPRS, ya que si no existe cobertura en alguna zona no se enviarán los datos por lo que es recomendable buscar cobertura rápidamente para enviar en tiempo real estas medidas.

BIBLIOGRAFÍA

ALVARADO CADENA, Jorge Roberto & ARÉVALO CORONEL, Cesar Oswaldo. Diseño e Implementación de un Sistema Domótico para Control y Seguridad en Tiempo Real Vía Teléfono Celular [En línea] (Tesis). (Pregrado) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador. 2010. pp. 35-38. [Consulta: 21 de octubre de 2018]. Disponible en: <http://dspace.espech.edu.ec/handle/123456789/366>

CAMACHO, Víctor. *Sistema de Telemedicina Implementado en Zonas de Alta Vulnerabilidad* [en línea]. Bogotá D.C.: Universidad Distrital Francisco José de Caldas, 2010. [Consulta: 06 abril 2018]. Disponible en: <http://abiunsa.edu.pe/wp-content/uploads/2014/05/Telemedicina.pdf>

CAMPAÑA BASTIDAS, S. E. & LONDOÑO PELÁEZ, J. M. “Estudio de redes de sensores y aplicaciones orientadas a la recolección y análisis de señales biomédicas”. *Gerencia Tecnológica Informática* [en línea], 2013, (Colombia) 12 (33), pp. 85–99. [Consulta: 18 octubre 2018]. ISSN 16578236 Disponible en: <https://revistas.uis.edu.co/index.php/revistagti/article/view/3558/3656>

CASCO, Sergio. *Raspberry Pi, Arduino y Beaglebone Black Comparación y Aplicaciones* [en línea]. Asunción: Universidad Católica Nuestra Señora de la Asunción, 2014. [Consulta: 25 octubre 2018]. Disponible en: <http://jeuazarru.com/wp-content/uploads/2014/10/MiniPCs.pdf>

CHERREZ ESCOBAR, Geovanni Daniel. Diseño e implementación de un sistema de localización, medición de velocidad y aceleración de un vehículo para determinar rutas alternas, utilizando tecnologías GPS Y GPRS [En línea] (Tesis). (Pregrado) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador. 2017. pp. 11-13. [Consulta: 21 de octubre de 2018]. Disponible en: <http://dspace.espech.edu.ec/handle/123456789/6872>

CUJI COQUE, Darwin Enrique, & PAZMIÑO MORENO, Darío Xavier. Diseño e implementación de una red WSN (Wireless Sensor Network) basado en los protocolos Zigbee, Wifi y Zigbee Mesh, para el monitoreo de variables climáticas en el invernadero ubicado en el barrio Rumipamba del Navas, cantón Salcedo, provincia de Cotopaxi [En línea] (Tesis). (Pregrado) Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Latacunga, Ecuador. 2015. pp. 31-33. [Consulta: 20 de octubre de 2018]. Disponible en: <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/10067>

EDUCA. *Procedimiento para controlar la respiración - Signos vitales* [en línea]. Bolivia. [Consulta: 09 octubre 2018]. Disponible en: <https://www.educa.com.bo/primeros-auxilios/procedimiento-para-controlar-la-respiracion-signos-vitales>

GONZÁLEZ, Jorge. et al. “Una experiencia de Aprendizaje Basado en Proyectos en el ámbito tecnológico: Diseño de un sistema de navegación indoor de bajo coste”. *Revista de Formación e Innovación Educativa Universitaria* [en línea], 2014, (España) 7 (1), pp. 8–19. [Consulta: 30 octubre de 2018]. ISSN 1989-0257. Disponible en: http://refiedu.webs.uvigo.es/Refiedu/Vol7_1/REFIEDU_7_1_2.pdf

GONZÁLEZ, J. V., ARENAS, O. A. V. y GONZÁLEZ, V. V. “Vitals sign semiology: the new look to an actual problem Summary”. *Archivos de Medicina* [en línea], 2012, (Colombia) 12 (2), pp. 221–240. [Consulta: 20 septiembre 2018]. ISSN 1657-320X. Disponible en: <http://www.redalyc.org/html/2738/273825390009/>

LIBELIUM. *E-Health Sensor Platform V2.0 for Arduino and Raspberry Pi [Biometric / Medical Applications]* [en línea]. Tutorial [Consulta: 01 noviembre de 2018]. Disponible en: www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical

LOACHAMIN CHANATAXI, Mercy Alexandra, & RIBADENEIRA POZO, Verónica Elizabeth. Diseño e implementación de un prototipo multimodal en telemedicina para emergencia utilizando redes WSN y tecnología móvil para transmitir medidas fisiológicas humanas en tiempo real [en línea] (Tesis) (Pregrado) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador. 2016. pp. 9-10, 28-29 [Consulta: el 10 de abril de 2018]. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/6445>

LÓPEZ PAVEZ, Priscila Karen. Comparativa de tecnologías emergentes de acceso a redes móviles y fijas [En línea] (Tesis). (Pregrado) Universidad de Chile, Santiago de Chile, Chile. 2007. pp. 8-9. [Consulta: 21 de octubre de 2018]. Disponible en: http://www.tesis.uchile.cl/tesis/uchile/2007/lopez_p/sources/lopez_p.pdf

LÓPEZ, Ramiro; et al. "Programa Nacional de Telemedicina/Telesalud – Ecuador". *Latin Am J Telehealth*, Vol.2(3), (2010), (Ecuador) pp. 286-301.

MENDEZ FAJARDO, Hamilton Hans, & CAMPOS SUAREZ, Javier Alfonso. Desarrollo del Prototipo de un Sistema de Seguridad basado en Tecnología GSM para la Empresa Familia Castro Y Baca S.A.C. [En línea] (Tesis). (Pregrado) Universidad Tecnológica del Perú, Perú. 2016. pp. 14-19. [Consulta: 21 de octubre de 2018]. Disponible en: <http://repositorio.utp.edu.pe/handle/UTP/242>

MEZA BOLAÑOS, D. "Telemedicina en el Ecuador: un mundo de desafíos y oportunidades". *La Granja* [en línea], 2010, (Ecuador) Vol.12(2), pp. 32-35. [Consulta: 06 abril 2018]. ISSN 13903799. Disponible en:

[https://www.dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/8781/1/Telemedicina en el Ecuador un mundo de desafíos y oportunidades.pdf](https://www.dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/8781/1/Telemedicina%20en%20el%20Ecuador%20un%20mundo%20de%20desafios%20y%20oportunidades.pdf)

PINTO, E. P. G. et al. (2011) “Análisis de Seguridad para el Manejo de la Información Médica en Telemedicina Security Analysis for Medical Information Management in Telemedicine”, *Ciencia e Ingeniería Neogranadina* [en línea], 2011, (Bogotá) vol.21 no.2, pp. 57–89. [Consulta: el 18 de abril de 2018]. ISSN 0124-8170 Disponible en: <http://www.scielo.org.co/pdf/cein/v21n2/v21n2a04.pdf>

RAMÍREZ, L., MARÍN, A. & RODRÍGUEZ, A. “Aplicación del Internet de las Cosas en la salud: caso en la Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica”, *Revista Científica de la Escuela de Postgrados de la Fuerza Aérea Colombiana* [en línea], 2018, (Colombia) 13 (1), pp. 82–92. [Consulta: 01 noviembre de 2018]. ISSN 2389-2468. Disponible en: <https://www.publicacionesfac.com/index.php/cienciaypoderaereo/article/view/589>

RAMÍREZ QUINTERO, Mireya Elizabeth, & JIMÉNEZ CAICEDO, Fabricio Alfredo. Implementación de un sistema de gestión de seguridad de la información aplicado al telemonitoreo médico [en línea] (tesis). (Pregrado) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador 2016. pp. 14-15 [Consulta: el 19 de abril de 2018]. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/5453>

REINOSO GARCÍA, Andy Rafael, & TOCAÍN VILLARRUEL, Christian Andrés. Diseño de un prototipo para controlar un semáforo inteligente usando tecnologías GSM/GPRS y wireless CPU sobre una plataforma open-soft (Linux) [En línea] (Tesis). (Pregrado) Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador. 2009. pp. 36-37. [Consulta: 21 de octubre de 2018]. Disponible en: <http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/1588>

VILORIA, César; CARDONA, Jairo & LOZANO, Carlos. “Análisis comparativo de tecnologías inalámbricas para una solución de servicios de telemedicina”. *Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe, España y Portugal* [en línea], 2009, (Colombia) (25), pp. 200–217. [Consulta: 21 de octubre de 2018]. ISSN 0122-3461 Disponible en: <http://www.redalyc.org/html/852/85212371012/>