



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 TELEMEDICINA PARA EMERGENCIA
UTILIZANDO REDES WSN Y TECNOLOGÍA MÓVIL PARA
TRANSMITIR MEDIDAS FISIOLÓGICAS HUMANAS EN TIEMPO
REAL”**

Trabajo de Titulación presentado para optar al grado académico de:
INGENIERO EN ELECTRÓNICA, TELECOMUNICACIONES Y
REDES

AUTORAS: MERCY ALEXANDRA LOACHAMIN CHANATAXI

VERÓNICA ELIZABETH RIBADENEIRA POZO

TUTOR: ING. OSWALDO MARTÍNEZ, MSc.

RIOBAMBA - ECUADOR

2016

©2016, Mercy Alexandra Loachamin Chanataxi y Verónica Elizabeth Ribadeneira Pozo

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 las Autoras.

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

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica que: El trabajo de investigación “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” de responsabilidad de las señoritas Mercy Alexandra Loachamin Chanataxi y Verónica Elizabeth Ribadeneira Pozo, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal de Trabajo de Titulación, quedando autorizado su presentación.

NOMBRE	FIRMA	FECHA
Ing. Washington Luna DECANO FACULTAD INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
Ing. Franklin Moreno MsC. DIRECTOR DE ESCUELA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, TELECOMUNICACIONES Y REDES
Ing. Oswaldo Martínez MsC. DIRECTOR DE TRABAJO DE TITULACIÓN
Ing. José Guerra MsC. MIEMBRO DEL TRIBUNAL

Nosotras, Mercy Alexandra Loachamin Chanataxi y Verónica Elizabeth Ribadeneira Pozo somos responsables de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este Trabajo de Titulación y el patrimonio intelectual del Trabajo de Titulación pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

.....

Mercy Alexandra Loachamin Chanataxi

.....

Verónica Elizabeth Ribadeneira Pozo

DEDICATORIA

A Dios que siempre está conmigo, protegiéndome y cuidándome en todos los pasos de mi vida estudiantil y personal.

A mi mami bella Georgina, quien con su amor incondicional y consejos ha sabido guiarme en mi camino para ser una excelente persona. A mi papi Nelson que con su ejemplo me ha enseñado a salir adelante, siendo humilde, trabajando con esfuerzo, dedicación y honestidad. A mi hermanita Micaela que siempre ha estado presente con una sonrisa y abrazo.

A mis abuelitos José y Edelina, mis segundos padres que desde el cielo y la tierra siguen dándome su bendición cada día, por su enorme amor, su cariño y apoyo en cada momento y su anhelo de verme graduada.

A mi esposo Edu y mi regalito de Dios Doménica, que son mi pequeña familia, mi vida y mi corazón. Por ser el pilar fundamental de mi vida, por todo su amor, confianza, paciencia y apoyo incondicional, en todo este trayecto y siempre estar presentes en los momentos buenos y malos.

MERCY

DEDICATORIA

A Dios porque siempre me ha cuidado y protegido en todas las etapas de mi vida dándome la inteligencia necesaria para superar todos los obstáculos que se me han presentado.

A mi abuelita que está en cielo porque su mayor anhelo fue verme convertida en una profesional, por todo ese amor inmenso que siempre supo darme y por todos los valores que me inculco siempre va a vivir en mi corazón.

A mi mami que es la persona más importante de mi vida y que amo con toda mi alma, porque a pesar de todo nunca me desamparo, nunca me dejo sola, por todo el esfuerzo, por todo el trabajo que realizo para verme salir adelante sin importar el cansancio que sintiera, por ayudarme a ser cada día una mejor persona.

A mi hermana que siempre ha estado conmigo demostrándome que nada es imposible si te lo propones, por todas sus palabras de aliento en los momentos más difíciles, por todo el cariño y la comprensión que siempre me ha dado.

A mis tías que han sido como madres, por todos sus consejos, por todos los cuidados por siempre estar ahí cuando más les he necesitado.

A mí querida familia que siempre han estado pendientes de alguna manera.

A Bladimir que se han convertido en una persona muy importante en mi vida, por todo el apoyo que me ha brindado en todos estos años que ha estado a mi lado.

VERÓNICA

AGRADECIMIENTO

A mi Dios, por darme la vida, fortaleza e inteligencia y una hermosa familia, que ha sabido apoyarme incondicionalmente y guiarme en forma espiritual y personal durante mi vida; en cada paso que he dado, especialmente en mis estudios.

A mi esposo Eduardo por su apoyo y comprensión durante todo este tiempo de trabajo y que ha estado siempre a mi lado en las buenas y en las malas. A mi princesita Dome por su amor inocente, su sonrisa y locuras que han hecho de este tiempo llevadero. A mis suegros Sra. Hilda y Don Eduardo por el apoyo desinteresado a mi persona y mi familia.

Porque no agradecer a mi gran familia de amigos; Verito mi compañera de tesis, Lili, Gabus, Mary, Eduardo, Edwin, Eddy, Byron, Cris y otros. Por ser un apoyo y amistad sincera en este largo periodo.

Y en especial al Ing. Oswaldo Martínez Director del trabajo de titulación, Ing. José Guerra miembro del tribunal y a mi querida ESPOCH por permitirme cristalizar con éxito una de mis metas y anhelos.

MERCY

AGRADECIMIENTO

A Dios porque nunca me ha dejado sola en los momentos más difíciles de mi vida por haberme dado la fuerza, la perseverancia y la guía en este largo camino de formación académica y personal.

A mi mami Doris Pozo Viteri a quien le debo todo lo que soy por su apoyo, por su comprensión, por su preocupación y por todo el amor y el cariño que siempre me ha dado a pesar de todos mis errores, a mi hermana Doris Ribadeneira por ser mi amiga, mi compañera, por siempre haberme cuidado, a Bladimir porque a pesar de todo siempre ha estado conmigo en las buenas en las malas y a mi familia.

A mis amigos por su amistad sincera, desinteresada y por el apoyo que siempre me han brindado y en especial a Mercy por el empeño y las ganas que demostró para la realización de este trabajo de titulación.

Al Ing. Oswaldo Martínez Director del trabajo de titulación, al Ing. José Guerra miembro del tribunal y a mi querida ESPOCH por permitirme alcanzar una de mis metas más deseadas.

VERÓNICA

TABLA DE CONTENIDO

Páginas

ÍNDICE DE TABLAS	xii
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	xiii
ÍNDICE DE ANEXOS	xvi
ÍNDICE DE ABREVIATURAS	xvii
RESUMEN	xix
SUMMARY	xx
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL	7
1.1. Telemedicina.....	7
<i>1.1.1. La Telemedicina en el Ecuador</i>	8
<i>1.1.2. Sistema de telemedicina</i>	9
1.1.2.1. Elementos de un sistema de telemedicina.....	9
1.2. Signos vitales.....	10
<i>1.2.1. Frecuencia Cardíaca o Pulso</i>	10
1.2.1.1. Medición de la Frecuencia Cardíaca o Pulso realizado de forma manual	11
<i>1.2.2. Frecuencia Respiratoria</i>	12
1.2.2.1. Medición Frecuencia Respiratoria de forma manual	13
<i>1.2.3. Presión Arterial</i>	13
1.2.3.1. Medición de la Presión Arterial de forma manual	14
<i>1.2.4. Temperatura Corporal</i>	15
1.2.4.1. Medición de la Temperatura Corporal de forma manual	16
<i>1.2.5. Saturación de Oxígeno en la Sangre</i>	17
1.2.5.1. Medición de la Saturación de Oxígeno en la Sangre de forma manual	18
1.3. Redes WSN.....	18
<i>1.3.1. Arquitectura de las redes WSN</i>	19
<i>1.3.2. Topologías de red WSN</i>	22
1.4. Tecnología móvil.....	24
<i>1.4.1. Tipos de tecnologías móviles</i>	25

1.5.	Tecnología GPRS	26
1.5.1.	Modem GSM/GPRS	28
1.6.	Los comandos AT	29

CAPÍTULO II

2.	MARCO METODOLÓGICO	32
2.1.	Requerimiento del diseño del prototipo multimodal.....	32
2.2.	Esquema general del prototipo multimodal	32
2.3.	Diseño del hardware del prototipo multimodal.....	34
2.3.1.	Módulo Transmisor	34
2.3.2.	Módulo Receptor	35
2.4.	Selección de dispositivos para el prototipo multimodal.....	37
2.4.1.	Selección de la tarjeta de desarrollo	37
2.4.1.1.	Arduino UNO.....	40
2.4.1.2.	Arduino NANO	42
2.4.2.	Bloque de sensores	43
2.4.2.1.	E-Health Sensor Shield V2.0.....	43
2.4.2.2.	Sensor de Temperatura	44
2.4.2.3.	Sensor de Pulso y oxígeno de la sangre (SpO2)	45
2.4.2.4.	Sensor de respiración.....	47
2.4.3.	Selección del medio de transmisión	48
2.4.4.	Bloque de Visualización de información	53
2.4.5.	Bloque de alimentación	54
2.5.	Esquema de conexión del prototipo multimodal en casos de emergencia.....	55
2.5.1.	Esquema de conexión del módulo transmisor	55
2.5.1.1.	Esquema de conexión módulo transmisor elaborado en Proteus	55
2.5.1.2.	Esquema de conexión circuito de control para la transmisión elaborado en Proteus	56
2.5.1.3.	Módulo de transmisión en visualización 3D.....	56
2.5.1.4.	Módulo de Transmisión terminado y ensamblado	57
2.5.2.	Esquema de conexión del módulo receptor	57
2.6.	Diseño del <i>software</i> para el prototipo multimodal en Telemedicina para emergencias.....	59
2.6.1.	Requerimientos del software a desarrollar	59
2.6.1.1.	Requerimientos del software para el módulo transmisor	59

2.6.1.2.	Requerimientos del software para el módulo receptor.....	59
2.6.2.	<i>Descripción del software de desarrollo</i>	60
2.6.2.1.	Proteus CAD Connected.....	60
2.6.2.2.	Herramienta de software para la plataforma hardware del Arduino.....	61
2.6.2.3.	Software LabView.....	62
2.6.3.	<i>Software para el módulo transmisor</i>	63
2.6.3.1.	Diagrama de flujo del módulo transmisor	63
2.6.3.2.	Funciones que integran el módulo trasmisor	65
2.6.3.3.	Bibliotecas que integran el programa del módulo transmisor	65
2.6.4.	<i>Software para el módulo receptor</i>	66
2.6.4.1.	Diagrama de flujo del módulo receptor	66
2.6.4.2.	Bibliotecas que integran el programa del módulo receptor.....	67
2.6.5.	<i>Software para la interfaz gráfica del módulo receptor</i>	68
2.6.5.1.	Diagrama de flujo del módulo transmisor	68
2.6.5.2.	Construcción de la interfaz	69
2.6.5.3.	Entorno gráfico.....	90
2.6.5.4.	Base de datos.....	91

CAPÍTULO III

3.	ANÁLISIS Y VALIDACIÓN DE RESULTADOS	92
3.1.	Escenarios del prototipo	93
3.1.1.	<i>Escenario Uno</i>	93
3.1.2.	<i>Escenario Dos</i>	94
3.1.3.	<i>Escenario Tres</i>	95
3.1.4.	<i>Escenario Cuatro</i>	96
3.2.	Métodos a utilizar	97
3.3.	Población y Muestra.....	100
3.4.	Análisis y validación de los resultados	100
3.4.1.	<i>Escenario Uno</i>	100
3.4.2.	<i>Escenario Dos</i>	105
3.4.3.	<i>Escenario Tres</i>	110
3.4.4.	<i>Escenario Cuatro</i>	113
3.5.	Presupuesto del prototipo multimodal en Telemedicina para emergencias	115

CONCLUSIONES	117
RECOMENDACIONES	118
BIBLIOGRAFÍA	
ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

	<i>Páginas</i>
Tabla 1-1: Valores Normales de la Frecuencia Cardiaca.....	11
Tabla 2-1: Alteraciones de la Frecuencia Cardiaca	11
Tabla 3-1: Valores Normales de la Frecuencia Respiratoria	12
Tabla 4-1: Alteraciones de la Frecuencia Respiratoria	12
Tabla 5-1: Presiones Arteriales Normales	14
Tabla 6-1: Categorías de Clasificación por Grados de Presión Arterial en Adultos	14
Tabla 7-1: Valores Normales de Temperatura.....	16
Tabla 8-1: Alteraciones de la Temperatura	16
Tabla 9-1: Valor Normal y Alteraciones de la Saturación de Oxígeno en la Sangre	18
Tabla 10-1: Características de las topologías de red WSN	23
Tabla 11-1: Características de las Tecnologías Móviles.....	26
Tabla 1-2: Selección de la tarjeta de desarrollo.....	37
Tabla 2-2: Características de MODEM GSM/GPRS.....	49
Tabla 3-2: Alteraciones de la Respiración.....	73
Tabla 4-2: Alteraciones de Temperatura	78
Tabla 5-2: Alteraciones de la Frecuencia Cardiaca	82
Tabla 6-2: Alteraciones de la Saturación de Oxígeno de la Sangre	86
Tabla 1-3: Datos del Método al Azar	98
Tabla 2-3: Tabla de Análisis de Varianza (Anova)	98
Tabla 3-3: Medidas Fisiológicas Obtenidas de Forma Manual.....	101
Tabla 4-3: Medidas Fisiológicas Obtenidas con el Prototipo	102
Tabla 5-3: Varianza del Tiempo Empleado.....	103
Tabla 6-3: Tabla ANOVA del Tiempo Empleado.....	103
Tabla 7-3: Promedios de Tiempos Empleados	105
Tabla 8-3: Valores de la Temperatura Obtenidas con el Termómetro y el Sensor.....	106
Tabla 9-3: Varianza de la Temperatura	106
Tabla 10-3: Valores de la Frecuencia Cardiaca obtenidas de forma manual y con el sensor	108
Tabla 11-3: Varianza de la Frecuencia Cardiaca	109
Tabla 12-3: Medidas Fisiológicas Obtenidas a 100m.....	111
Tabla 13-3: Medidas Fisiológicas Obtenidas a 473m.....	111
Tabla 14-3: Varianza del Tiempo de 100m a 473m	112
Tabla 15-3: Análisis de la Repetitividad de la Temperatura y Pulso	114
Tabla 16-3: Presupuesto del prototipo multimodal en Telemedicina para emergencia.....	115

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

	<i>Páginas</i>
Figura 1-1. Sistema de Telemedicina	10
Figura 2-1. Medición del Pulso	12
Figura 3-1. Medición de la Frecuencia Respiratoria	13
Figura 4-1. Medición de la Presión Arterial	15
Figura 5-1. Medición de la Temperatura Corporal	17
Figura 6-1. Arquitectura de una red WSN	20
Figura 7-1. Arquitectura de un Nodo Inalámbrico.....	21
Figura 8-1. Arquitectura de la red GPRS.....	27
Figura 1-2. Esquema general del prototipo multimodal.....	33
Figura 2-2. Diagrama de bloques módulo transmisor	34
Figura 3-2. Diagrama de bloques módulo de identificación	35
Figura 4-2. Diagrama de bloques módulo receptor.....	36
Figura 5-2. Arduino UNO	40
Figura 6-2. Componentes del Arduino UNO.....	41
Figura 7-2. Arduino NANO	42
Figura 8-2. E-Health Sensor Shield V2.0	44
Figura 9-2. Sensor de Temperatura Corporal	45
Figura 10-2. Sensor de Pulso y oxígeno en la sangre (SpO2).....	46
Figura 11-2. Sensor de respiración	47
Figura 12-2. SIM900 Cuatribanda, Módulo GSM/GPRS	51
Figura 13-2. Pantalla de cristal líquido (LCD)	53
Figura 14-2. Power Bank	54
Figura 15-2. Esquema de conexión módulo transmisor	55
Figura 16-2. Circuito de control para la transmisión	56
Figura 17-2. Visualización módulo de transmisión en 3D.....	56
Figura 18-2. Montaje y ensamblado del módulo transmisor.....	57
Figura 19-2. Montaje y ensamblado del módulo receptor	58
Figura 20-2. Conexión módulo receptor con la computadora.....	58
Figura 21-2. Arduino IDE	61
Figura 22-2. Diagrama de bloques de un programa VI.....	62
Figura 23-2. Diagrama de Flujo del <i>software</i> para el módulo transmisor	64
Figura 24-2. Diagrama de Flujo del <i>software</i> para el módulo receptor.....	67
Figura 25-2. Diagrama de Flujo de la interfaz gráfica del módulo receptor	68
Figura 26-2. Recepción de Datos	69
Figura 27-2. Velocidad de transmisión.....	69
Figura 28-2. Buffer de Almacenamiento de Datos	70
Figura 29-2. Condición para Verificar si el dato recibido es Cero.....	70
Figura 30-2. Medidas de los Sensores	71
Figura 31-2. Número de Cédula	71
Figura 32-2. Descomposición y Visualización Frecuencia Respiratoria.....	72
Figura 33-2. Descomposición Frecuencia Respiratoria	73

Figura 34-2.	Subfunción Respiratoria	74
Figura 35-2.	Interior de la Subfunción Respiratoria	74
Figura 36-2.	Respiración Normal	75
Figura 37-2.	Bradipnea.....	75
Figura 38-2.	Taquipnea	76
Figura 39-2.	Apnea.....	76
Figura 40-2.	Descomposición y Visualización Temperatura Corporal	77
Figura 41-2.	Descomposición Temperatura Corporal.....	77
Figura 42-2.	Subfunción Temperatura.....	78
Figura 43-2.	Interior de la Subfunción Temperatura	78
Figura 44-2.	Temperatura Normal.....	79
Figura 45-2.	Hipotermia.....	79
Figura 46-2.	Fiebre Moderada.....	80
Figura 47-2.	Hipertermia.....	80
Figura 48-2.	Descomposición y visualización frecuencia cardiaca.....	81
Figura 49-2.	Descomposición Frecuencia Cardiaca	81
Figura 50-2.	Subfunción Pulso	82
Figura 51-2.	Interior de la Subfunción Pulso.....	82
Figura 52-2.	Frecuencia Normal.....	83
Figura 53-2.	Bradycardia	83
Figura 54-2.	Pulso Acelerado.....	84
Figura 55-2.	Taquicardia	84
Figura 56-2.	Descomposición y Visualización SpO2	85
Figura 57-2.	Descomposición SpO2.....	85
Figura 58-2.	Subfunción Oxígeno	86
Figura 59-2.	Interior de la Subfunción Oxígeno	86
Figura 60-2.	Normal.....	87
Figura 61-2.	Hipóxico	87
Figura 62-2.	Envenenamiento CO.....	88
Figura 63-2.	Almacenamiento de los valores en la matriz n dimensiones	88
Figura 64-2.	Función para Elaborar la Base de Datos	89
Figura 65-2.	Elaboración de la Base de Datos.....	89
Figura 66-2.	Funciones para la visualización de los Datos	89
Figura 67-2.	Entorno Gráfico	90
Figura 68-2.	Base de Datos	91
Figura 1-3.	Toma de medidas fisiológicas con el prototipo.....	92
Figura 2-3.	Toma de medidas fisiológicas de forma manual	93
Figura 3-3.	Análisis de la rapidez de la toma de medidas fisiológicas humanas.....	94
Figura 4-3.	Análisis de la exactitud del sensor de temperatura.....	94
Figura 5-3.	Análisis de la exactitud del sensor de pulso	95
Figura 6-3.	Transmisión de las medidas fisiológicas a 100m	95
Figura 7-3.	Transmisión de las medidas fisiológicas a 437m	96
Figura 8-3.	Repetitividad de la frecuencia cardiaca.....	96
Figura 9-3.	Gráficas del Tiempo Empleado en la Toma de Medidas Fisiológicas.....	104

Figura 10-3. Gráficas de los Valores de la Temperatura	107
Figura 11-3. Gráficas de los valores de la frecuencia cardiaca	110
Figura 12-3. Gráficas de los Tiempos Empleados	113

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A	Arduino UNO
ANEXO B	E-Health Sensor Platform V1.0 for Arduino
ANEXO C	Antena Whip
ANEXO D	Arduino GPRS Shield
ANEXO E	Código módulo transmisor Código módulo receptor
ANEXO F	Medición de medidas fisiológicas humanas manualmente Medición de medidas fisiológicas humanas con prototipo multimodal Impresión de la placa módulo de transmisión Elaboración de la baquelita módulo de transmisión

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

WSN	Wireless Sensor Networks (Redes de Sensores Inalámbricos)
GPRS	General Packet Radio Service
GSM	Sistema global de comunicaciones móviles
LAN	Local Area Network
WAN	Wide Area Network (Red de Área Amplia)
NASA	National Aeronautics and Space Administration
TIC	Tecnologías de la Información y la Comunicación
ECG	Electrocardiograma
EEG	Electroencefalografía
EMG	Electromiografía
PA	Presión arterial
HbO₂	Hemoglobina oxigenada
HbR	Hemoglobina reducida
RAM	Memoria de Acceso Aleatorio
AT	Adaptador Terminal
IP	Protocolo de Internet
TDMA	Time Division Multiple Access
CDMA	Code Division Multiple Access
SMS	Short Message Service
UTMS	Universal Mobile Telecommunications System
QoS	Calidad de Servicio
AMPS	Advanced Mobile Phone System
EDGE	Enhanced Data Rates for GSM Evolution
HSPA	High Speed Packet Access
LTE	Long Term Evolution
FDMA	Frequency Division Multiple Access
(W)CDMA	Wideband Code Division Multiple Access
OFDMA	Orthogonal Frequency-Division Multiple Access
MMS	Multimedia Message System
WAP	Wireless application protocol
PTP	Point To Point

PTM	Point To Multipoint
RS232	Recommended Standard 232
MODEM	Modulator demodulator
PWM	Pulse Width Modulation
EEPROM	Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory
SRAM	RAM static
MCU	Microcontroller unit
IDE	Integrated Development Environment
USB	Universal Serial Bus
AVR	Automatic Voltage Regulator
CA	Corriente alterna
CC	Corriente continúa
ADC	AD Carry
GSMK	Gaussian minimum shift keying
SIM	Subscriber identity module
SpO2	Pulso y oxígeno en la sangre
VSM	Value Stream Map
ISIS	Intelligent Schematic Input System (Sistema de Enrutado de Esquemas Inteligente)
LCD	Liquid Crystal Display
ARES	Software de Edición y Ruteo Avanzado
CO	Monóxido de carbono

RESUMEN

Se diseñó e implementó un prototipo multimodal en telemedicina para un sistema de emergencias en tiempo real utilizando redes de sensores inalámbricos (WSN) y tecnología móvil servicio general de paquetes vía radio (GPRS) para transmitir medidas fisiológicas humanas realizado en la Escuela de Ingeniería Electrónica, Telecomunicaciones y Redes, con el fin de mejorar el tiempo de respuesta en la toma de las mismas y enviar la información en tiempo real al profesional de la salud o al centro de salud más cercano para el monitoreo y diagnóstico de los pacientes. En el diseño e implementación del prototipo multimodal se construyó un módulo transmisor portátil encargado de la toma de medidas fisiológicas humanas mediante sensores inalámbricos como: flujo de aire, temperatura corporal, pulso y oxígeno de la sangre; los mismos que van incorporados a una placa Arduino UNO y un E-Health Sensor Shield, otro módulo receptor cuya ubicación es fija con un equipo servidor para recibir los datos y visualizarlos en el ambiente gráfico de programación LabView. La comunicación inalámbrica entre los módulos se realizó mediante la telefonía móvil celular (envió de mensajes sms de texto) utilizando dos módems SIM900 GSM/GPRS. La interfaz gráfica es la encargada de extraer la información de los mensajes de texto recibidos en el módem SIM900 GSM/GPRS y vincularla con la base de datos denominada Reporte Médico, permitiendo almacenar la cédula de identidad, frecuencia respiratoria, temperatura, pulso y oxígeno en la sangre de cada uno de los pacientes. El módulo trasmisor es el encargado de enviar en tiempo real las medidas fisiológicas humanas al módulo receptor que a través de la comunicación serial se comunica con el computador donde se encuentra la interfaz gráfica que permite visualizar y comparar los valores de cada una de las medidas fisiológicas, permitiendo reducir el tiempo de respuesta y diagnóstico de cada uno de los pacientes. Para la validación de los resultados obtenidos se comparó las medidas fisiológicas humanas tomadas en forma manual y con el prototipo multimodal, obteniendo un resultado de tiempo promedio de 1.23 minutos siendo más rápido que la toma en forma manual. Concluimos luego de haber realizado la investigación que se optimiza el tiempo empleado en la lectura de las medidas fisiológicas humanas en casos de emergencia, en tiempo real. Se recomienda utilizar el prototipo multimodal en Telemedicina, por su lectura de medidas fisiológicas humanas en tiempo real sin importar la distancia y el ambiente donde se encuentre el paciente, brindando una mejor atención al mismo de manera eficaz y eficiente.

Palabras claves: <TELECOMUNICACIONES>, <TELEMEDICINA>, <RED DE SENSORES INALÁMBRICOS [WSN]>, <SENSORES MÉDICOS>, <TIEMPO REAL>, <TECNOLOGÍA MÓVIL>, <MEDIDAS FISIOLÓGICAS HUMANAS>, <SERVICIO GENERAL DE PAQUETES VÍA RADIO [GPRS]>, <COMUNICACION INALAMBRICA>.

SUMMARY

It was designed and implemented a prototype multimodal in telemedicine for a system of emergencies in real time using wireless sensor networks (WSN) and mobile technology general packet radio service (GPRS) to transmit human physiological measures carried out in the School of Electronic Engineering, Telecommunications and Networks, in order to improve the response time in taking of human physiological measures same and send the information in real time to the health care professional or health center closest to the monitoring and diagnosis of patients. In the design and implementation of the multimodal prototype was built portable transmitter module responsible for human physiological measurements through wireless sensors such as: flow of air, body temperature, pulse and blood oxygen; the same that are incorporate into a plate Arduino UNO and an E-Health Sensor Shield, another receiver module whose location is fixed with a server computer to receive data and display them in the graphical programming LabView environment. Wireless communication between the modules was carried out by mobile phone (sending sms text messages) using two SIM900 GMS/GPRS modems. The graphical interface is responsible for extracting information from text messages received in the SIM900 GSM/GPRS modem and link it with the database called Medical Report, allowing to store the identity card, respiratory frequency, temperature, pulse and oxygen in the blood of every one of the patients. The transmitter module is responsible for sending real-time human physiological measurements to the receiver module that through communication serial communicates with the computer where the graphical interface allows to view and compare the values of each physiological measure, and to reduce the response time and diagnosis of patients. For the validation of the results obtained were compared the human physiological measures taken manually and with the prototype multimodal, obtaining result of average time of 1.23 minutes being faster than the decision in manually. It concluded that after having done the research, the prototype multimodal optimizes the time spend in the reading of the measures physiological human in cases of emergency, in real time. It is recommended to use the prototype multimodal Telemedicine, by its reading of measures physiological human in real time regardless of the distance and the environment where the patient is, providing better care of an effective and efficient manner.

Key words: <TELECOMMUNICATIONS>, <TELEMEDICINE>, <WIRELESS SENSORS NETWORK [WSN]>, <MEDICAL SENSORS>, <REAL-TIME>, <MOBILE TECHNOLOGY>, <HUMAN PHYSIOLOGICAL MEASUREMENTS>, <GENERAL PACKET RADIO SERVICE [GPRS]>, <WIRELESS COMMUNICATION>.

INTRODUCCIÓN

El trabajo de titulación busca optimizar el tiempo empleado en la lectura de las medidas fisiológicas humanas en casos de emergencia transmitiéndolas en tiempo real por medio de la implementación de un prototipo multimodal en telemedicina utilizando redes WSN y tecnología móvil brindando un diagnóstico oportuno y ayuda en la toma de decisiones.

La telemedicina se ha desarrollado con el avance de la tecnología y las telecomunicaciones, permitiendo el desarrollo de *software* específicos, que permiten grandes compresiones de archivos, transmisión de sonido, video y datos en tiempo real, logrando una comunicación de carácter fluido entre el paciente y el médico ubicado distante de él. Actualmente los profesionales de la salud se tardan de dos a cinco minutos en la lectura de las medidas fisiológicas del paciente, ya que utilizan diferentes dispositivos que necesitan de un tiempo adecuado para la toma manual por su distribución en diferentes partes del cuerpo: axilas, boca, muñeca etc., lo cual no permite la movilidad del paciente.

Para determinar la factibilidad del prototipo multimodal, se realizó diferentes escenarios en los cuales se va comprobar si el prototipo es exacto y rápido al momento de tomar las medidas fisiológicas humanas. Para lo cual se procedió al diseño e implementación del prototipo multimodal; mediante un transmisor portátil para la lectura de las medidas fisiológicas humanas utilizando los sensores de temperatura, flujo de aire, pulso y oxigenación en la sangre. Para la transmisión entre los módulos se utiliza la red móvil celular. Y un módulo receptor fijo conectado a un servidor para recibir los datos de las medidas fisiológicas humanas.

Para la validación de los resultados se comparó las medidas fisiológicas humanas tomadas en forma manual y con el prototipo obteniendo resultados promedios de 5.57 y 1.23 minutos respectivamente determinando que la toma con el prototipo es un 77.87% más rápido, de la comparación de los valores de la temperatura y el pulso se obtuvo un error de 0.37% y 1% respectivamente demostrando que existe exactitud en los valores medidos con los sensores y los coeficientes de variación obtenidos de las lecturas de los sensores de temperatura y pulso son de 0.27% y 1.28% respectivamente determinando que las mismas tienen poca variabilidad, brindando un diagnóstico oportuno y ayuda en la toma de decisiones.

ANTECEDENTES

La aparición de la telemedicina se remonta a principios del siglo XIX con el uso del telégrafo que permitía la comunicación a grandes distancias siendo adoptado por la telemedicina en situaciones militares como en la guerra civil norteamericana donde se usó para pedir suministro médicos y comunicar el número de muertos y heridos en el campo de batalla (clinic-cloud.com/historia-de-la-telemedicina/).

En el mundo la telemedicina se ha desarrollado con el avance de las telecomunicaciones y el desarrollo de *software* específicos, que mediante grandes compresiones de archivos, logra la transmisión de sonido, video y datos en tiempo real, dando paso a diferentes aplicaciones como tele-diagnóstico, tele-consulta, monitoreo remoto, reuniones médicas para obtener segundas opiniones (teleconferencia), almacenamiento digital de datos o fichas médicas y de esta manera mejorando la atención del paciente a menores costos.

En el Ecuador se conoce de proyectos relacionados a sistemas de telemedicina a través de la red GSM para brindar servicios médicos, como los siguientes: “SISTEMA DE COMUNICACIÓN VIRTUAL PARA EL MEJORAMIENTO DEL CONTROL DE LA INGESTA DE MEDICAMENTOS EN ENFERMOS CRÓNICOS DEL CENTRO DE MEDICINA INTEGRAL” (repo.uta.edu.ec/bitstream/handle/123456789/2389/Tesis_t739ec.pdf?sequence=1) realizado por Santiago Oswaldo Valdiviezo Pulgar de la Universidad Técnica de Ambato, el cual consiste en un sistema que envía mensajes de texto SMS por la red celular a los pacientes con las horas y dosis correctas para control de sus tratamientos médicos. Otro trabajo de investigación titulado “IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE UNA PLATAFORMA DE TELE-CUIDADO POR MEDIO DE TELE-UBICACIÓN DE PERSONAS EN RIESGO (ANCIANOS, DISCAPACITADOS, EPILÉPTICOS, ENFERMOS DEL CORAZÓN, DIABÉTICOS, ALZHEIMER, ETC.)” ([bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/610/1/CD-1572\(2008-06-30-03-21-46\).pdf](http://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/610/1/CD-1572(2008-06-30-03-21-46).pdf)), realizado por Carlos Santiago Carrillo Sampedro y Brither Andrés Villagrán Sánchez de la Escuela Politécnica Nacional, el cual consiste en la implementación de un prototipo de telemedicina para tele-cuidado utilizando tele-ubicación de personas que sufren enfermedades crónicas y necesitan atención médica constante. Otro trabajo de investigación con el título “SISTEMA DE TELEMEDICINA PARA MONITOREAR LOS NIVELES DE GLUCOSA EN PACIENTES CON DIABETES” (repo.uta.edu.ec/bitstream/123456789/8510/1/Tesis_t935ec.pdf), realizado por Andrea Patricia Sánchez Zumba

de la Universidad Técnica de Ambato, el cual consiste en un sistema para el envío de mensajes SMS cortos con los niveles de glucosa en pacientes con diabetes permitiendo el monitoreo de los mismos.

En la ciudad de Riobamba se conoce de proyectos relacionados a sistemas de telemedicina con el título “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE RED DE SENSORES INALÁMBRICOS PARA EL MONITOREO DE LOS PACIENTES. CASO PRÁCTICO: CENTRO DE ATENCIÓN INTEGRAL EN SALUD DE LA ESPOCH” (dspace.esPOCH.edu.ec/bitstream/123456789/3792/1/98T00062.pdf), desarrollado por María Alexandra Pilco Llumitaxi y Verónica Alexandra Zavala Angamarca, en el que describe una red de sensores inalámbricos para la supervisión de los pacientes con la utilización del estándar ZigBee en una red LAN.

Todas las investigaciones realizadas en el Ecuador tienen en común la realización de un prototipo en Telemedicina para el cuidado o supervisión de personas con enfermedad crónicas o específicas basadas en la utilización de una tecnología inalámbrica de corto o largo alcance.

JUSTIFICACIÓN

La presente investigación surge debido a la necesidad de optimizar el tiempo empleado en la toma de las medidas fisiológicas del paciente en casos de emergencia ya que según las estadísticas de la Agencia Nacional de Tránsito (ANT) hasta septiembre del 2016 se considera que Ecuador es uno de los países que más accidentes de tránsito tienen, con porcentajes a nivel nacional en área rural y urbana de 64% y 36% respectivamente de fallecidos, un 27% y 73% respectivamente de siniestros y un 31% y 69% respectivamente de personas lesionadas (www.ant.gob.ec/index.php/noticias/estadisticas#.WBL16PnhDIX). Por lo cual es importante contar con un dispositivo que ayude a bajar estos índices realizando una supervisión rápida y precisa de la toma de las medidas fisiológicas humanas en el paciente en casos de emergencia.

Ecuador ha realizado proyectos relacionados a prototipos para telemedicina en varios establecimientos educativos como en la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo por María Alexandra Pilco Llumitaxi y Verónica Alexandra Zavala Angamarca, a través del diseño e

implementación de una red de sensores médicos para la supervisión de los pacientes con la utilización del estándar ZigBee en una red LAN. En la presente tesis de investigación se utiliza tecnología móvil la misma que permite transmitir datos a una Red de Área Amplia WAN, brindando movilidad al prototipo multimodal en telemedicina para sistemas de emergencia utilizando redes WSN y tecnología móvil.

El diseño e implementación del prototipo multimodal en telemedicina para emergencias utilizando redes WSN y tecnología móvil se realizará con la finalidad de reducir el tiempo empleado en la lectura de las medidas fisiológicas humanas en casos de emergencia, ya que el tiempo es un parámetro muy importante en el ámbito de la salud puesto que un minuto puede ser la diferencia entre la vida y la muerte.

Las WSN, permiten obtener y transmitir información del entorno donde están desplegadas. Estas redes pueden ser utilizadas en aplicaciones tales como agricultura de precisión, meteorología y monitoreo del medio ambiente, cuidado y monitoreo de pacientes, prevención de inundaciones, etc. (www.um.edu.uy/docs/5_estudio_de_la_integracion_entre_WSN_redes%20TCP_IP.pdf).

La tecnología móvil, es una comunicación a través de dispositivos inalámbricos, permitiendo movilidad y localización en una zona geográfica extensa. Es un servicio de radio celular que utiliza diversas estaciones base para dar cobertura a un territorio y sus bandas o frecuencias son en las que opera el móvil.

Mediante el diseño e implementación de un prototipo multimodal en telemedicina para emergencias utilizando redes WSN y tecnología móvil se podrá obtener las lecturas de las medidas fisiológicas humanas en tiempo real sin importar la distancia y el ambiente donde se encuentre el paciente o el hospital siendo una herramienta de ayuda que podría salvar vidas humanas.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Diseñar e implementar un prototipo multimodal en telemedicina para emergencia utilizando redes WSN y tecnología móvil para transmitir medidas fisiológicas humanas en tiempo real.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Investigar y recolectar información de los métodos utilizados por los médicos en la medición de las características fisiológicas humanas.
- Analizar la mejor red WSN y tecnología móvil para la transmisión y recepción de las medidas fisiológicas humanas.
- Diseñar e implementar el módulo de transmisión y recepción del prototipo multimodal en telemedicina para emergencias utilizando redes WSN y tecnología móvil.
- Evaluar estadísticamente el funcionamiento del prototipo multimodal en telemedicina para emergencias utilizando redes WSN y tecnología móvil.

MÉTODOS Y TÉCNICAS

La presente investigación del 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, es un trabajo de innovación tecnológica, la misma que requiere un estudio a través de la aplicación de métodos y técnicas de investigación científica.

Para la investigación y recolección de información de los métodos utilizados por los médicos en la medición de las características fisiológicas humanas, es imprescindible abordar la investigación

descriptiva, ya que se va describir el estado actual de los métodos utilizados para la lectura de las medidas fisiológicas humanas, lo cual nos permite trabajar sobre una realidad de hecho.

El diseño del módulo de transmisión y recepción del prototipo multimodal en telemedicina para emergencias utilizando redes WSN y tecnología móvil, describe un trabajo de aplicación por tal razón la investigación aplicada permite desarrollar la primera aproximación de la aplicación del proyecto de tal forma que en la etapa de implementación se pueda plasmar con objetividad el desarrollo del estudio.

La implementación del módulo de transmisión y recepción del prototipo multimodal en telemedicina para emergencias utilizando redes WSN y tecnología móvil, determinará la funcionalidad del proyecto, es así que la investigación correlacional y analítica de acuerdo a las tablas de resultados derivada de la comprobación de medidas fisiológicas humanas en casos de emergencia en tiempo real.

La investigación posee una connotación de desarrollo transversal debido a que el objeto de estudio prototipo multimodal en telemedicina para emergencias utilizando redes WSN y tecnología móvil, requiere de cuatro etapas de estudio comprendidas en ciclos cortos de tiempo que incluye análisis, diseño, implementación y validación del mismo.

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL

1.1. Telemedicina

Viene del prefijo griego tele, que 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 distantes, siempre que se encuentren conectados por sistemas de tecnología y comunicación.

La aparición de la telemedicina se remonta a principios del siglo XIX con el uso del telégrafo que permitía la comunicación a grandes distancias siendo adoptado por la telemedicina en situaciones militares como en la guerra civil norteamericana donde se usó para pedir suministro médicos y comunicar el número de muertos y heridos en el campo de batalla (clinic-cloud.com/historia-de-la-telemedicina/).

La mayor revolución en la telemedicina se dio con la aparición de la computación, que posibilitó el almacenamiento de grandes cantidades de datos médicos con la posibilidad de ser enviados a otros lugares para ser revisados y consultados. También se logró acceder a grandes bases de datos e Historias Clínicas y poder brindar educación médica a distancia.

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.
- **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 tele-consulta,

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 (telemedicinaanakinacadavid.blogspot.com/2016/09/clasificacion-en-el-tiempo.html).

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.

1.1.1. La Telemedicina en el Ecuador

Ecuador al igual que otros países tiene problemas en la dotación de servicios médicos, particularmente en unidades de salud distantes a los centros de tercer nivel, ya sea por la escasez de recursos, insuficiencia de especialistas, aislamiento de unidades de salud remota y las dificultades de comunicación interna por la gran diversidad geográfica.

La telemedicina se plantea como una solución a cada uno de estos inconvenientes. En la actualidad representa una herramienta tecnológica de gran valor para vencer los obstáculos que impiden el acceso a los servicios de salud especializados, sobre todo en zonas alejadas a los centros de salud u hospitales. Su implementación permitirá que cualquier persona por distante y disperso que se encuentre de su comunidad, pueda tener acceso a nuevas tecnologías médicas con eficiencia, equidad y calidad deseada sin que la distancia sea un impedimento.

Actualmente mucha información médica puede ser transmitida desde el nivel local hacia un centro médico principal para su interpretación y asesoría sobre el tratamiento que necesite el paciente. Esto se ha visto favorecido en gran medida por las nuevas tecnologías de información y comunicación entre las cuales el internet ha sido un gran apoyo convirtiéndose en el principal medio de telecomunicación global (www.imbiomed.com.mx/1/1/articulos.php?method=showDetail&id_articulo=65332&id_seccion=3430&id_ejemplar=6562&id_revista=203).

1.1.2. 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.

1.1.2.1. 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.

En la Figura 1-1 se muestra los elementos que componen un sistema de telemedicina.

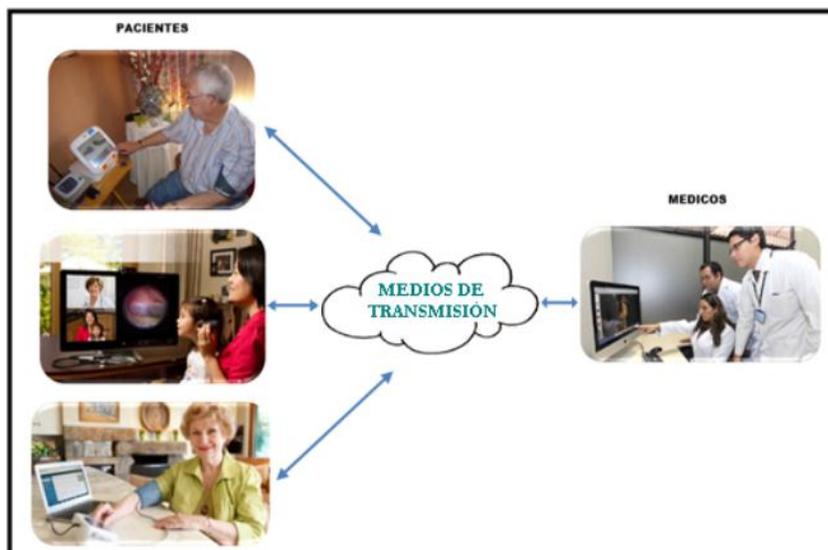


Figura 1-1. Sistema de Telemedicina

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

1.2. Signos vitales

Los signos vitales son indicadores que nos permiten conocer el estado de salud de un paciente, es decir permiten reflejar el estado fisiológico de los órganos vitales como son el cerebro, corazón y pulmones. Las principales medidas fisiológicas humanas requeridas en una emergencia se detallan a continuación:

1.2.1. Frecuencia Cardíaca o Pulso

Es el número de veces que el corazón produce una onda de pulso por la unidad de tiempo en un minuto, es decir realiza un ciclo completo de llenado y vaciado de sus cámaras en un determinado tiempo expresándose en latidos por minuto. En la Tabla 1-1 se presentan los valores normales de la frecuencia cardíaca dependiendo de la edad.

Tabla 1-1: Valores Normales de la Frecuencia Cardiaca

Edad	Pulsaciones por Minuto
Recién Nacido	120-170
Lactante menor	120-160
Lactante Mayor	110-130
Niños de 2 a 4 años	100-120
Niños de 6 a 8 años	100-115
Adulto	60-80

Fuente: academico.upv.cl/doctos/KINE-4068/%7B328B1B37-2C2A-4747-8B38-169806A27753%7D/2012/S1/GUIA%20TECNICA%20DE%20CONTRO L%20DE%20SIGNOS%20VITALES%20KINE.pdf

En la Tabla 2-1 se presentan las alteraciones de la frecuencia cardiaca según las categorías.

Tabla 2-1: Alteraciones de la Frecuencia Cardiaca

Categoría	Pulsaciones por Minuto
Bradicardia	< 60
Pulso Acelerado	80-90
Taquicardia	>90

Fuente: Dr. Cesar Benítez

1.2.1.1. Medición de la Frecuencia Cardiaca o Pulso realizado de forma manual

Antes de realizar la medición del pulso, el paciente debe estar relajado y ponerse cómodo, si ha realizado alguna actividad física debe esperar entre 10 y 15 minutos.

Para valorar el pulso se utilizan las yemas de los dedos índice y corazón de la mano dominante, haciendo una ligera presión en la arteria radial a la altura de la muñeca y contando el número de latidos durante un minuto. En la Figura 2-1 se muestra la forma de medición de la frecuencia cardiaca.



Figura 2-1. Medición del Pulso

Fuente: facultad.bayamon.inter.edu/mirodriguez/1121/Signos%20Vitales.pdf

1.2.2. Frecuencia Respiratoria

Número de periodos de respiración completos que realiza una persona en un minuto. En la Tabla 3-1 se presentan los valores normales de la frecuencia Respiratoria dependiendo de la edad.

Tabla 3-1: Valores Normales de la Frecuencia Respiratoria

Edad	Respiraciones por Minuto
Recién Nacido	30-80
Lactante menor	20-40
Lactante Mayor	20-30
Niños de 2 a 4 años	20-30
Niños de 6 a 8 años	20-25
Adulto	15-20

Fuente: academico.upv.cl/doctos/KINE-4068/%7B328B1B37-2C2A-4747-8B38-169806A27753%7D/2012/S1/GUIA%20TECNICA%20DE%20CONTR
OL%20DE%20SIGNOS%20VITALES%20KINE.pdf

En la Tabla 4-1 se presentan las alteraciones de la frecuencia respiratoria según las categorías.

Tabla 4-1: Alteraciones de la Frecuencia Respiratoria

Categoría	Respiraciones por Minuto
Bradipnea	<12
Taquipnea	> 20
Apnea	0

Fuente: Dr. Cesar Benítez

1.2.2.1. Medición Frecuencia Respiratoria de forma manual

Antes de realizar la medición de la frecuencia respiratoria el paciente debe estar sentado o acostado y si ha realizado ejercicio físico esperar entre 10 y 15 minutos.

Para valorar la frecuencia respiratoria se debe observar y contar las elevaciones del tórax y abdomen del paciente durante un minuto. Si resulta difícil observar los movimientos del tórax y abdomen colocar la mano sobre uno de los mismos y contar la frecuencia. En la Figura 3-1 se muestra la forma de medición de la frecuencia respiratoria.



Figura 3-1. Medición de la Frecuencia Respiratoria

Fuente: www.fm.unt.edu.ar/carreras/webenfermeria/documentos/Valoracion_Signos_Vitales.pdf

1.2.3. Presión Arterial

Fuerza ejercida por la sangre en el sistema circulatorio durante el ciclo cardiaco.

- **Presión sistólica.-** es la presión máxima resultante de la contracción del ventrículo izquierdo al bombear la sangre hacia la aorta.
- **Presión Diastólica.-** es la presión mínima ya que se produce durante el reposo del ventrículo.

En la Tabla 5-1 se presentan los valores normales de las presiones arteriales dependiendo de la edad.

Tabla 5-1: Presiones Arteriales Normales

Edad	Presión Asistólica (mmhg)	Presión Diastólica (mmhg)
Lactante	60-90	30-62
2 años	78-112	48-78
8 años	85-114	52-85
12 años	95-135	58-88
Adulto	100-140	60-90

Fuente: hectorfutbool.mex.tl/images/32235/Control_de_signos_vitales.pdf

En la Tabla 6-1 se presentan las categorías por grados de las presiones arteriales.

Tabla 6-1: Categorías de Clasificación por Grados de Presión Arterial en Adultos

Categoría	Presión Asistólica (mmhg)	Presión Diastólica (mmhg)
Hipotensión	<90	<60
Óptima	<120	48-78
Normal	<130	52-85
Normal Alta	130-139	58-88
Hipertensión		
Estado 1 (leve)	140-159	90-99
Estado 2 (moderada)	160-179	100-109
Estado 3 (grave)	180-209	110-119

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

1.2.3.1. Medición de la Presión Arterial de forma manual

Antes de realizar la medición de la presión arterial el paciente debe descansar 5 minutos y estar sentado o acostado con el brazo a nivel del corazón apoyado en una superficie lisa, descubrir la parte superior del brazo unos 15cm y evitar que la ropa comprima el mismo.

Colocar el mango del esfigmomanómetro rodeándolo uniformemente en el brazo procurando que su borde inferior quede a 2cm sobre el pliegue del codo, ubicar la arteria braquial con la mano no dominante sin ejercer demasiada presión y colocar el fonendoscopio encima (2cm por debajo del mango).

Coger con la otra mano la pera y cerrar la válvula de aire en sentido de las agujas del reloj e inflamar el mango en forma continua y rítmica hasta que el esfigmomanómetro marque 20mmHg, cuando se deje de escuchar el pulso abrimos la válvula de aire lentamente observando la escala para detectar el valor en el que se escucha el primer sonido el mismo que corresponde a la presión arterial sistólica, continuar desinflando el mango hasta que el sonido deje de percibirse este valor corresponde a la presión arterial diastólica.

Por último desinflar el mango por completo y retirarlo del paciente. En la Figura 4-1 se muestra la forma de medición de la presión arterial.



Figura 4-1. Medición de la Presión Arterial
Fuente: www.hulp.es/web_enfermeria/tension.htm#arriba

1.2.4. Temperatura Corporal

Es el calor que se produce debido a los procesos metabólicos realizados por el organismo de un individuo.

En la Tabla 7-1 se presentan los valores normales de la temperatura dependiendo de la edad.

Tabla 7-1: Valores Normales de Temperatura

Edad	Grados Centígrados (°C)
Recién Nacido	36,1-37,7
Lactante	37,2
Niños 2 a 8 años	37
Adulto	36-37

Fuente: academico.upv.cl/doctos/KINE-4068/%7B328B1B37-2C2A-4747-8B38-169806A27753%7D/2012/S1/GUIA%20TECNICA%20DE%20CONTRO L%20DE%20SIGNOS%20VITALES%20KINE.pdf

En la Tabla 8-1: se presentan las categorías de las alteraciones de la temperatura.

Tabla 8-1: Alteraciones de la Temperatura

Categoría	Grados Centígrados(°C)
Hipotermia	<36
Fiebre Moderada	38-39
Hipertermia	>40

Fuente: Dr. Cesar Benítez

1.2.4.1. Medición de la Temperatura Corporal de forma manual

La temperatura corporal puede ser medida en diferentes partes:

- **Temperatura bucal.-** se debe colocar el termómetro bajo la lengua a un lado de la boca indicándole al paciente que lo sujete con los labios, mantener el termómetro de 4 a 6 minutos antes de retirarlo y leerlo.
- **Temperatura axilar.-** la axila del paciente debe encontrarse seca para tomar la temperatura, colocar el termómetro en el pliegue axilar e indicarle al paciente que ponga el brazo sobre el tórax, el mismo debe estar en contacto directo con la piel y mantenerlo de 6 a 7 minutos antes de retirarlo y leerlo.
- **Temperatura rectal.-** este tipo de medición se realiza en pacientes que se encuentren en coma, en niños y en lactantes. Lubricar el termómetro e introducirlo en el recto entre 2,5cm - 3,5cm

en los adultos y entre 1,5cm - 2,5cm en los niños, mantenerlo de 4 a 5 minutos antes de retirarlo y leerlo.

La temperatura media normal:

- Axilar: 36-37 °C.
- Bucal: 0,5 °C mayor que la axilar.
- Rectal: 1 °C más que la axilar.

En la Figura 5-1 se muestra la forma manual de medición de la temperatura bucal.



Figura 5-1. Medición de la Temperatura Corporal

Fuente: www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/9961.htm

1.2.5. Saturación de Oxígeno en la Sangre

La oxigenación en la sangre o nivel de saturación de oxígeno, es la cantidad de oxígeno que transporta la sangre hacia los órganos y tejidos del cuerpo. Es decir es la relación (%) entre la concentración de hemoglobina oxigenada (HbO₂) y la hemoglobina reducida (HbR) lo que permite saber la cantidad de oxígeno que se transporta. En la Tabla 9-1 se presentan los valores normales y las alteraciones de la saturación de oxígeno en la sangre.

Tabla 9-1: Valor Normal y Alteraciones de la Saturación de Oxígeno en la Sangre

Categoría	Porcentaje (%)
Normal	95-99
Hipóxico	88-94
Envenenamiento por Monóxido de Carbono	100

Fuente: Dr. Cesar Benítez

1.2.5.1. Medición de la Saturación de Oxígeno en la Sangre de forma manual

El nivel de oxígeno en la sangre se puede obtener a través de un análisis de una muestra de sangre en el laboratorio, en una prueba de gases en sangre arterial o por medio de un sensor de luz para la yema del dedo.

1.3. Redes WSN

Las Redes Inalámbricas de Sensores WSN por sus siglas en inglés (Wireless Sensor Networks) son redes de bajo costo, con poco consumo de energía y que transmiten señales a cortas distancias. Se basan en una gran cantidad de pequeños dispositivos electrónicos llamados nodos de sensores los mismos que poseen autonomía y distribución física permitiendo monitorizar, almacenar y comunicar datos en forma inalámbrica de cualquier entorno por inaccesible y recóndito que parezca.

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.

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.

1.3.1. Arquitectura de las redes WSN

Los nodos de un sensor para redes WSN son de un tamaño realmente pequeño y con funciones de monitoreo y procesamiento de datos y comunicación. La información es transformada en señal digital en el propio nodo para luego ser transmitida 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 (repositorio.upct.es/bitstream/handle/10317/2050/ars.pdf?sequence=1&isAllowed=y).

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

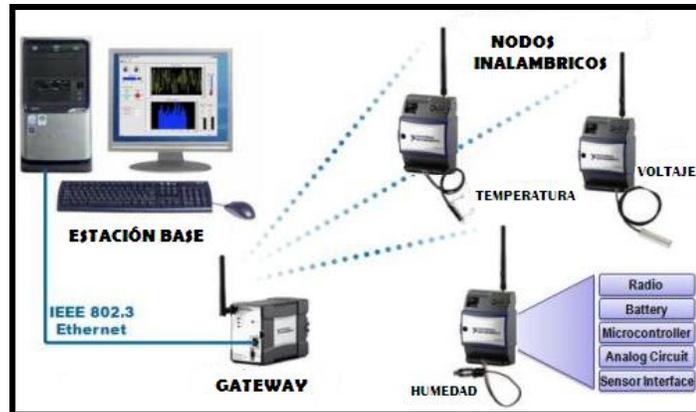


Figura 6-1. Arquitectura de una red WSN
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Nodos inalámbricos**

Los nodos inalámbricos 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.

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

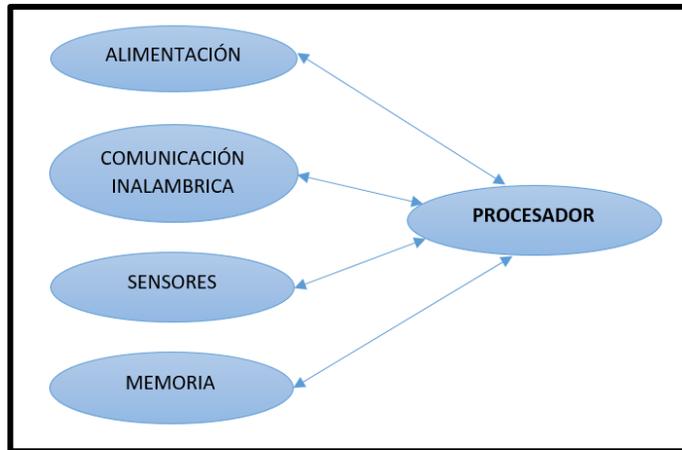


Figura 7-1. Arquitectura de un Nodo Inalámbrico
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **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. Se clasifican en tres categorías:
 - **Sensores Pasivos Omnidireccionales.-** No necesitan manipular el entorno para poder medir las magnitudes físicas. Son autoalimentados y la energía solo es usada para amplificar la señal analógica captada. Además estos sensores no poseen una dirección definida para realizar las mediciones.
 - **Sensores Pasivos Unidireccionales.-** Estos conocen desde donde deben captar la información ya que poseen una dirección bien definida.

- **Sensores Activos.**- estos sensores permiten explorar el ambiente de forma activa.
- **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.
- **Puerta de enlace (Gateway)**

Es un puente entre dos redes de diferente naturaleza es decir son elementos que permiten la interconexión entre la red de sensores y una red de datos.

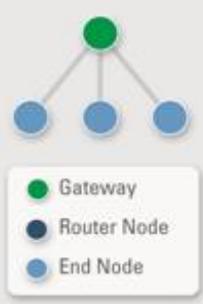
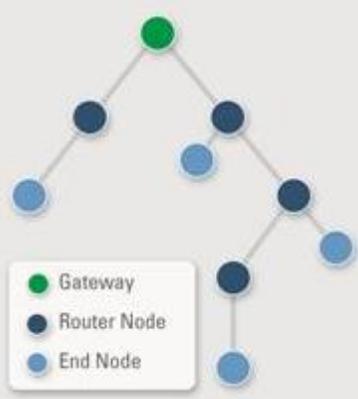
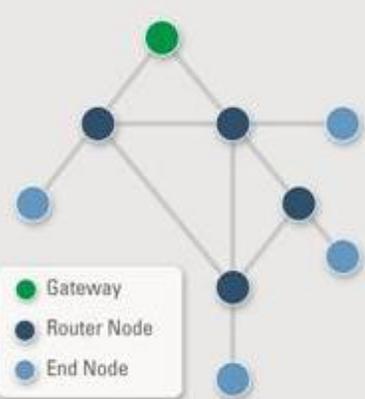
- **Estación Base**

Es un ordenador común o equipo servidor que permite almacenar la información medida por los sensores dentro de una base de datos para que los usuarios puedan acceder de una forma remota para observar y estudiar los datos.

1.3.2. Topologías de red WSN

Los nodos se encuentran organizados en tres tipos de topologías que son: Topología estrella, Topología de árbol y Topología tipo malla. En la Tabla 10-1 se presenta las características de las topologías de red WSN.

Tabla 10-1: Características de las topologías de red WSN

Topología estrella	Topología de árbol	Topología tipo malla
		
<p>Es la más usada por su sencillez y baja potencia, donde cada uno de los nodos se conecta directamente al Gateway, mejorando el rango y redundancia de la propia red.</p>	<p>Cada nodo se va conectar a otro de mayor jerarquía en el árbol hasta llegar al Gateway.</p>	<p>Los nodos se conectan a múltiples nodos en el sistema y ofrecen más confiabilidad en la transmisión de los datos.</p>
<p>Ventajas:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Permite agregar nuevos equipos fácilmente. • Su configuración es rápida. • Se puede prevenir daños y fallas. • Información centralizada. 	<p>Ventajas:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Es la mejor entre redes ramificadas. • La medida de cada segmento viene determinada por el tipo de cable utilizado. • Es más difícil su configuración. • Si se llegara a desconectar un nodo, todos lo que están conectados a él se desconectan. 	<p>Ventajas:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Su topología es robusta. • Si un enlace falla, todo el sistema se inhabilita. • Tienen líneas de seguridad y privacidad.
<p>Desventajas:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Transmisión baja de datos. • Un fallo en el concentrador provoca el aislamiento de todos los nodos a él conectados. 	<p>Desventajas:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Cableado punto a punto para segmentos individuales. • Mantenimiento complicado y costoso. • Facilidad de resolución de problemas. 	<p>Desventajas:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Utiliza poca cantidad de nodos. • Utilización de mayor cable. • Configuración e instalación es más difícil. • Hardware costoso.

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

1.4. Tecnología móvil

Las tecnologías móviles son de gran importancia en el desarrollo personal y profesional de individuos y organizaciones. Son dispositivos que proporcionan acceso a internet y comunicación en tiempo real por lo que se han convertido en accesorios vitales en nuestras vidas, entre los cuales ponemos mencionar: teléfonos inteligentes, iPods, consolas de video juegos, PDA's, lectores digitales de libros como el IPAD y computadores personales de tamaño reducido como las notebooks entre otros.

Más del 50% de la población mundial posee un teléfono celular demostrando que la comunicación móvil se ha convertido en un recurso indispensable en todos los niveles de la población.

En el país según el último estudio realizado por el INEC en diciembre del 2015 el 89.5% de los hogares posee al menos un teléfono celular (www.ecuadorencifras.gob.ec//documentos/web-inec/Estadisticas_Sociales/TIC/2015/Presentacion_TIC_2015.pdf).

La tecnología móvil es utilizada para la comunicación celular y consiste en el uso de medios informáticos, sin la necesidad de estar estacionados en un solo lugar, es decir que pueden ser utilizados desde cualquier parte. En los últimos años la tecnología móvil de acceso múltiple mediante la división de código se ha desarrollado rápidamente.

La tecnología móvil posee dos características principales que la hacen diferente a otras formas en las cuales tenemos: movilidad y amplio alcance.

- **Movilidad.-** Se refiere a la portabilidad, basada en que los usuarios lleven un dispositivo móvil a todas partes a donde se dirigen. Proporcionando una comunicación en tiempo real con otros sistemas donde quiera que se encuentren.
- **Amplio alcance.-** Tiene como característica la accesibilidad de las personas. Es decir se puedan localizar en cualquier momento.

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.

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.

1.4.1. Tipos de tecnologías móviles

La primera generación, son redes análogas utilizadas solo para voz, con velocidades de 2400 baudios e insegura. La segunda generación (GSM y GPRS), es una tecnología digital con velocidades entre 28Kbps y 272Kbps y ofrece seguridad de encriptación.

El internet móvil de tercera generación presenta aplicaciones como audio, video e imágenes, visualización de videos en transmisión y video llamada, permite mayores velocidades hasta 14Mbps, soporta voz y datos al mismo tiempo cuando no usa en redes CDMA. Y es compatible con las redes de segunda generación.

Las redes de cuarta generación de telefonía móvil permiten tasas de transmisión de datos hasta 20Mbps, utiliza las características de Calidad de Servicio (QoS) y el protocolo IP. Es una red de redes con velocidad a futuro. Se ajusta las necesidades dependiendo del tipo de aplicación que esté usando el ancho de banda priorizando el tráfico de datos.

En la Tabla 11-1 se presenta las características de las tecnologías móviles.

Tabla 11-1: Características de las Tecnologías Móviles

Standard	AMPS	GSM	GPRS, EDGE	UTMS CDMA HSPA	HSPA+ LTE	LTE-Advanced
Generación	1G	2G	2.5G	3G	3.5G	4G
Tecnología Multiplicación	FDMA	TDMA CDMA	TDMA CDMA	(W)CDMA	(W)CDMA, OFDMA	OFDMA
Servicio	Voz analógica	Voz y Datos (limitados)	Voz y datos simultáneos, mensajería instantánea	Aplicaciones multimedia, video, video conferencia	Multimedia	Multimedia
Ancho de canal	30KHz	200KHz	200KHz	5MHz	5MHz	1.4 – 20MHz
Velocidad de Transferencia	2400 bauds	28Kbps y 272Kbps	56Kbps/114 Kbps	2Mbps	7Mbps/5.8Mbps	150Mbps/50Mbps
Costo						
Conmutación	Circuitos	Circuitos	Paquetes	Paquetes	Paquetes	Paquetes
Tecnología	Analógica	Digital	IP	IP	IP	IP

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

1.5. Tecnología GPRS

El estándar GPRS por sus siglas en inglés (General Packet Radio Service), es un protocolo de nivel tres, considerado en la generación 2.5 G, ya que se encuentra entre la segunda generación (GSM) y la tercera (UMTS). Pueden llevar un puerto bluetooth o conexión por cable para transferir datos al ordenador, cámaras digitales, móviles u otros dispositivos.

GPRS es una tecnología basada en conmutación de paquetes, lo que significa que los datos están divididos en paquetes y es una extensión de GSM, la misma que permite un procedimiento más adecuado para transmisión de datos.

El acceso al canal utilizado en GPRS se basa en divisiones de frecuencia sobre un dúplex y TDMA.

El servicio GPRS pone a disposición dos topologías de servicios diferentes que son:

- Punto a Punto (Point To Point, PTP).
- Punto Multipunto (Point To Multipoint, PTM).

En la Figura 8-1 se muestra los elementos de la arquitectura de la red GPRS.

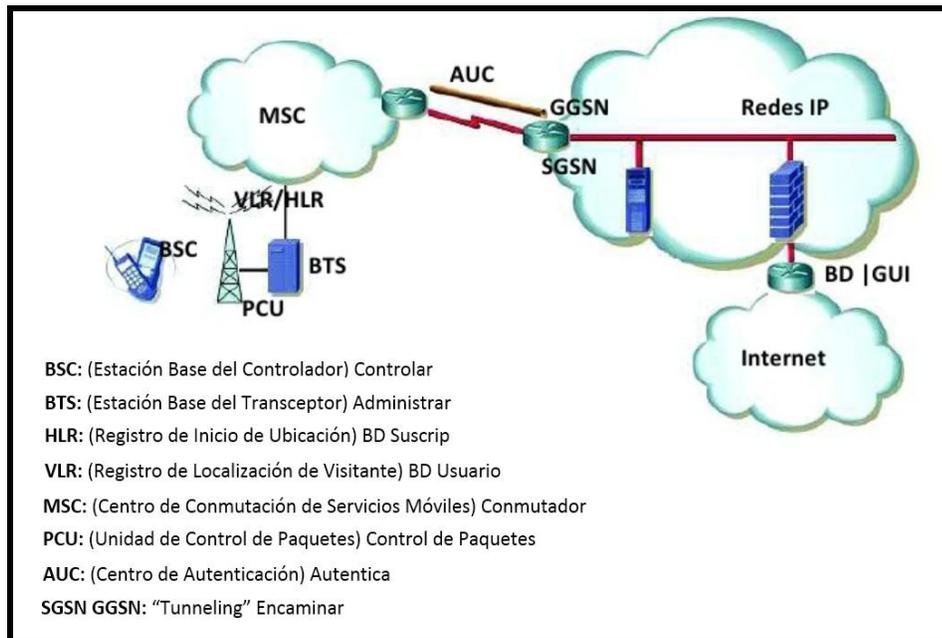


Figura 8-1. Arquitectura de la red GPRS

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Las principales características de la tecnología GPRS son las siguientes:

- Velocidad de transferencia máxima teórica de 144Kbps, mayor a la tiene GSM.
- Conexión permanente, con un establecimiento de conexión inferior al segundo.
- El pago es por cantidad de información transmitida y no por tiempo de conexión.
- Servicios de mensajes cortos (SMS).
- Servicios de mensajes multimedia (MMS).
- Servicios P2P utilizando el protocolo IP.

- Aplicaciones en red para dispositivos a través del protocolo WAP.
- Con GPRS se puede transmitir hasta 30 mensajes en un minuto, superior a lo que se podía transmitir con GSM de 6 a 10 mensajes en un minuto.

Las desventajas de la tecnología GPRS son las siguientes:

- La red impide alcanzar las máximas velocidades de transmisión.
- Cuando un canal este transmitiendo datos no se lo puede utilizar para realizar una llamada telefónica normal.
- Debido a su técnica de transmisión por paquetes, provoca que se pierdan o se dañen en el camino ya que viajan separados.

1.5.1. Modem GSM/GPRS

Un modem GSM es un dispositivo inalámbrico que trabaja en la red GSM, por lo que puede ser visto como un teléfono celular. Además este puede ser controlado por medio de una computadora o microcontrolador ya que posee una interfaz serial RS232.

Con el modem GSM se puede realizar transmisión de voz, fax, datos comunicación por internet y mensajes SMS.

Las bandas de frecuencia para GSM son cuatro: 850, 900, 1800 y 1900MHz. Las bandas de 900-1800MHz se emplean en los países de Europa, Asia, Australia, Medio Oriente y África y las bandas de 850-1900 se emplean en los países de Estados Unidos, Canadá, México y la mayor parte de Centro América y Sudamérica.

Un modem GPRS, es un modem GSM compatible con la tecnología GPRS para transmitir los datos.

1.6. Los comandos AT

Es un lenguaje de comunicación entre el hombre y un terminal MODEM mediante el uso de instrucciones codificadas. Estos comandos fueron creados por Dennis Hayes en 1977 para servir como una interfaz de comunicación con un MODEM y de esta manera poder configurarlo y proporcionarle instrucciones como marcar un número de teléfono. Aunque al inicio fueron creados principalmente para la comunicación con MODEMS, la telefonía móvil también lo utiliza 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.

A continuación se detallan algunos comandos AT:

Comandos generales o para información del equipo:

- **AT+CGMI:** identificación del fabricante.
- **AT+CGSN:** obtener número de serie.
- **AT+CIMI:** obtener el IMSI.
- **AT+CPAS:** leer estado del modem.

Acción realizada por el módulo:

- **ATH:** descuelga el teléfono.
- **ATI:** revisa la memoria ROM del módulo.
- **ATM:** conexión/Desconexión del altavoz.

Comandos 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.

Comandos de seguridad:

- **AT+CPIN:** introducir el PIN.
- **AT+CPINC:** obtener el número de reintentos que quedan.
- **AT+CPWD:** cambiar password (contraseña).

Comandos para la agenda de teléfonos:

- **AT+CPBR:** leer todas las entradas.
- **AT+CPBF:** encontrar una entrada.
- **AT+CPBW:** almacenar una entrada.
- **AT+CPBS:** buscar una entrada.

Comandos para SMS:

Para la configuración de los módems GSM/GPRS es necesario la utilización de los comandos AT para envío y recepción de 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.
 - **AT+CNMI=2,1,0,0,0**: configura buffers y avisos sobre nuevo mensaje (al llegar un SMS notifica).
 - **AT+CNMI=2,2,0,0,0**: en cuanto llega muestra el mensaje.

CAPÍTULO II

2. MARCO METODOLÓGICO

2.1. Requerimiento del diseño del prototipo multimodal

Basada en la investigación realizada en el capítulo anterior, podemos plantear los requerimientos de diseño que debe tener el prototipo multimodal en telemedicina para emergencias que son:

- Ser de bajo costo, portable, liviano, de fácil instalación y operación.
- Proporcionar información en tiempo real de las medidas fisiológicas humanas.
- Transmitir y recibir la cédula de identidad y los valores de las medidas fisiológicas humanas, además proporcionar alarmas cuando existan alteraciones en las mismas.
- Ser independiente de la red eléctrica y utilice baterías recargables.
- 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.

2.2. Esquema general del prototipo multimodal

La propuesta general del prototipo multimodal en telemedicina para emergencias se presenta en la Figura 1-2 donde se puede observar los dos módulos fundamentales: módulo transmisor o entorno del paciente y módulo receptor o entorno del médico. Estos dos módulos se comunican inalámbricamente utilizando tecnología GPRS vía mensajes (SMS).

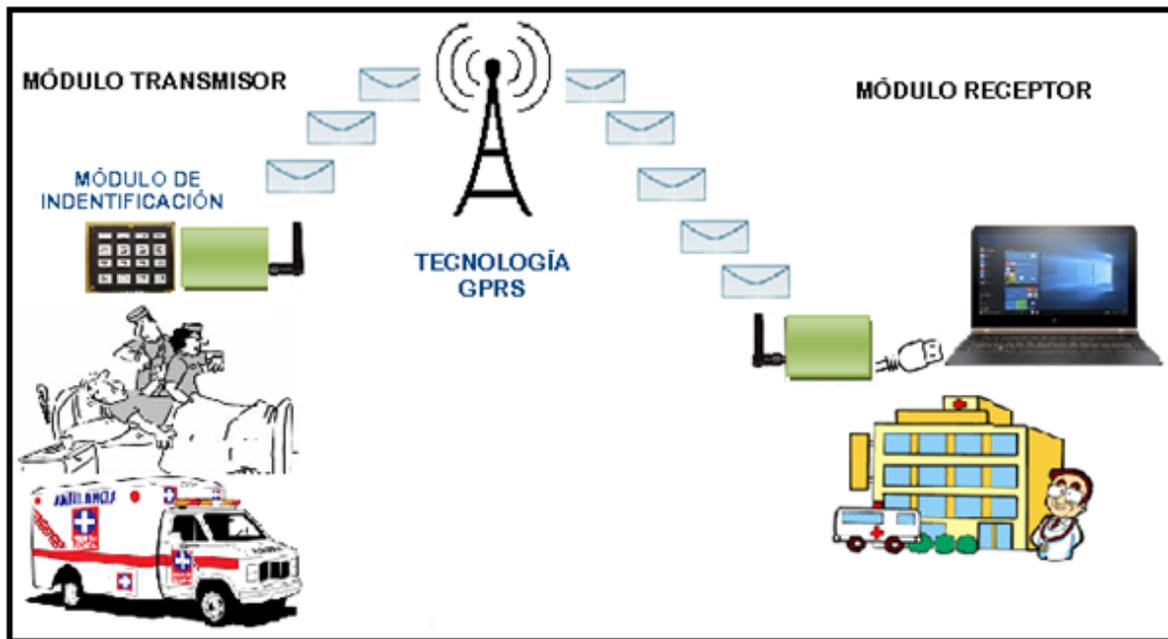


Figura 1-2. Esquema general del prototipo multimodal

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Módulo transmisor.** Su función principal es supervisar 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.
 - **Módulo de identificación.** Es el encargado de ingresar 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.
- **Módulo receptor.** Es el encargado de recibir todas las lecturas de las medidas fisiológicas humanas transmitidas por GPRS desde el módulo transmisor. Las visualiza y almacena en un computador que tiene un entorno de interfaz LabView, donde las evalúa proporcionando alarmas cuando existen alteraciones en las mismas.

2.3. Diseño del hardware del prototipo multimodal

Una vez definido los requerimientos del prototipo multimodal en telemedicina para emergencias, se procede al diseño de cada uno de los módulos del sistema.

2.3.1. Módulo Transmisor

En la Figura 2-2 se observa el diagrama de bloques del módulo transmisor, donde se muestra la interconexión que existe entre los nueve bloques que lo integran. Cuatro de estos bloques contienen los sensores médicos que se encargan de la toma de las medidas fisiológicas humanas. El bloque de procesamiento se realiza por medio del Arduino UNO que recibe la información de los sensores y la entrega para ser mostrada por el bloque de visualización de información mediante la regleta de control. Esta información es entregada al bloque de transmisión de información para ser enviada al módulo receptor por medio de tecnología GPRS.



Figura 2-2. Diagrama de bloques módulo transmisor
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Adicionalmente, el módulo transmisor consta de un módulo de identificación incluido en el mismo, que permite el ingreso de la cédula de identidad del paciente, para poder contar con más información del mismo en la toma de las medidas fisiológicas humanas.

En la Figura 3-2 se observa el diagrama de bloque del módulo de identificación, que consta de tres bloques. Un bloque de procesamiento de información basado en un Arduino NANO que recibe el ingreso de la cédula del paciente para entregarla al bloque de transmisión de información y ser enviada al módulo receptor por GPRS.



Figura 3-2. Diagrama de bloques módulo de identificación
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

En el caso del bloque de alimentación del módulo transmisor, es utilizado para alimentar al mismo y al módulo de identificación. Proporcionando una alimentación general del sistema.

2.3.2. *Módulo Receptor*

En la Figura 4-3 se observa el diagrama de bloques del módulo receptor, que muestra la interconexión del almacenamiento de información, recepción de información, visualización de información y alimentación del sistema. El bloque recepción de información basado en un Arduino UNO recoge todas las lecturas de las medidas fisiológicas humanas transmitidas por GPRS desde el módulo transmisora través de la comunicación serial que es propia de este tipo de módems. Para posteriormente enviarlas al computador donde se almacenan y visualizan mediante una interfaz gráfica proporcionada por el *software* LabView, donde las evalúa proporcionando alarmas cuando existen alteraciones de estas medidas fisiológicas.

En el caso de la alimentación del módulo receptor se usa la misma del computador, mediante el puerto USB de conexión entre estos dispositivos.

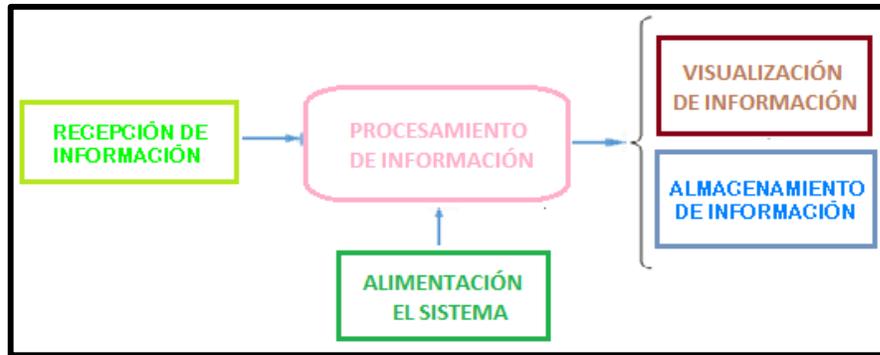


Figura 4-2. Diagrama de bloques módulo receptor
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

2.4. Selección de dispositivos para el prototipo multimodal

En la Tabla 1-2 se presenta las características de las tarjetas de desarrollo: Arduino UNO, Arduino MEGA y Raspberry Pi Modelo B.

2.4.1. Selección de la tarjeta de desarrollo

Tabla 1-2: Selección de la tarjeta de desarrollo

CARACTERÍSTICAS	<p style="text-align: center;">ARDUINOUNO</p> 	<p style="text-align: center;">ARDUINOMEGA</p> 	<p style="text-align: center;">RASPBERRYPI MODELO B</p> 
Empresa	Arduino-ATMEL	Arduino-ATMEL	Fundación Raspberry Pi
Procesador	Atmega 328	Atmega 2560	ARM1176JZF-S
Voltaje de operación	5v	5v	3.3v
Voltaje de alimentación (recomendado)	7-12v	7-12v	5v
Voltaje de alimentación			

(límites)	6-20v	6-20v	
Corriente DC en cada pin	40mA	40mA	16mA
Entradas/Salidas Digitales	14 (de los cuales 6 son PWM)	54 (de los cuales 15 son PWM)	8
Entradas Análogas	6 (solo entradas)	16 (solo entradas)	N/A
Memoria Flash	32KB	256KB	Tarjeta SD (2 a 16G)
EEPROM	1 KB	4 KB	
SRAM	2 KB	8 KB	512 MB
Rango de temperatura	-40°C a 85°C	-40°C a 85°C	
Dimensiones	7.5x5.4 cm	10.9x5.4 cm	8.5x5.6 cm
Velocidad de Reloj	16 MHz	16 MHz	700 MHz
Alimentación	Vía USB o fuente externa	Vía USB o fuente externa	Micro USB / GPIO
Comunicación Serial	Si, un puerto físico (se puede configurar más puertos lógicos)	Si, 4 puertos físicos (se puede configurar más puertos lógicos)	
Comunicación con PC	Conexión directa con cable USB A-B	Conexión directa con cable USB A-B	
Sistema Operativo	Ninguno	Ninguno	Distribuciones de Linux
Entorno de Desarrollo Integrado (IDE)	Arduino	Arduino	Scratch, IDLE, cualquiera con soporte Linux
Conectividad de Red	N/A	N/A	10/100 Ethernet (RJ-45)
Precio	\$20	\$60	\$70
Video Out	N/A	N/A	RCA, HDMI
Audio Output	N/A	N/A	HDMI Analógico
Disponibilidad en el mercado	Alta	Alta	Alta
Puertos USB	N/A	N/A	2
Elementos adicionales que requiere	NO	NO	SI

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Por las necesidades y requerimientos técnicos del prototipo, la tarjeta de desarrollo a emplearse es el Arduino UNO. Que será utilizado en el módulo de transmisión y el módulo de recepción del prototipo multimodal en Telemedicina.

La elección del Arduino UNO, se basa 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.

Además el Arduino UNO, tiene la capacidad analógica y su simplicidad lo que le convierte en la mejor opción para realizar proyectos de hardware como por ejemplo accionar un motor, trabajar con casi cualquier tipo de sensor o chip para la recolección de datos, manejar LED's, envío de alarmas, supervisión del entorno, automatización de casas cómo abrir las puertas de garaje o luces remotamente, proyectos de robóticos, etc., es decir se usa para la programación en tiempo real ya que posee un microcontrolador (MCU) que es un hardware optimizado no para capacidad de cálculo sino para actuar con el exterior.

El software de Arduino (Arduino IDE) es mucho más fácil de usar que Linux, ya que para poder realizar cualquier programa en Raspberry Pi, se necesita instalar un sistema operativo y algunas librerías de código ya que utiliza un sistema operativo multitarea (Linux) no dispone de un control en tiempo real sobre los pines.

El Raspberry Pi, es superior al Arduino UNO, siendo usado en aplicaciones software como: tratamiento de datos recogidos, interfaz gráfica de usuario, reproducir videos, música o enviar correos electrónicos con facilidad, es decir se usa para programación intensiva con gran cantidad de datos ya que posee un microprocesador. Su sistema operativo trabaja en Linux por lo que la realización de los programas es más complicada, no posee entradas y salidas analógicas, su voltaje de operación es de 3.3v por lo que se debería utilizar un convertidor el voltaje de operación a 5v, que es el voltaje en el cual trabaja el E-Health Sensor Shield V2.0 y los sensores médicos, y su conexión con este Shield requiere de un Shield adaptador lo que generaría un costo adicional, la capacidad almacenamiento es muy superior además posee salida de video, salida de audio, conectividad de red

Ethernet, puertos USB lo que generaría un desperdicio de recursos ya que en el caso de nuestro prototipo no se utilizarían.

Con referencia al costo el Arduino UNO es menor en comparación al Arduino MEGA y Raspberry Pi, siendo hasta dos o tres veces mayor su costo respectivamente

2.4.1.1. Arduino UNO

Es una plataforma de código abierto basada en hardware y software flexibles y fáciles de usar. Posee una sencilla placa de circuito impreso compuesto por un microcontrolador ATmega328 (arduino.cl/que-es-arduino/), como se puede observar en la Figura 5-2.



Figura 5-2. Arduino UNO

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

En la Figura 6-2 se puede observar todos los componentes del Arduino UNO.

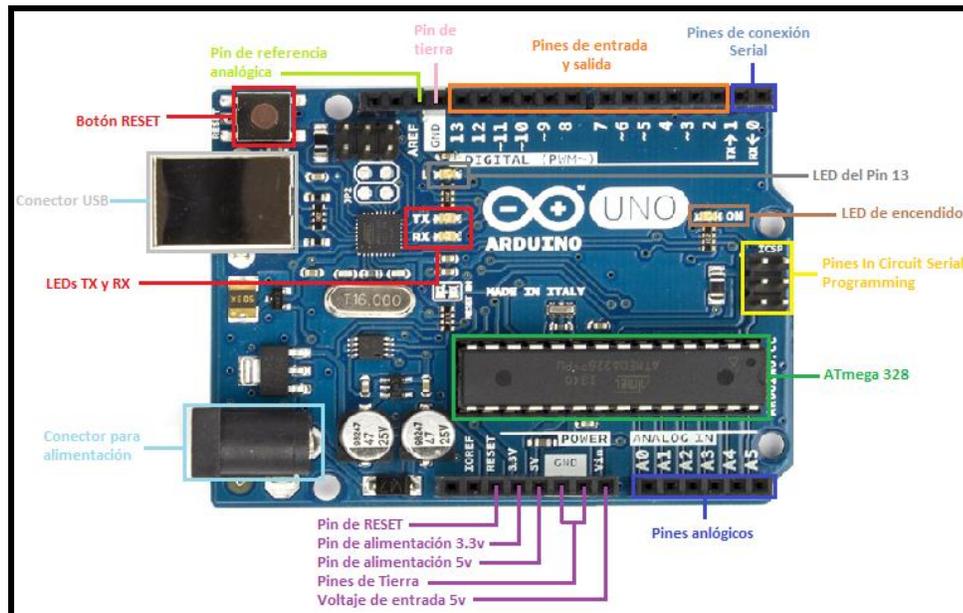


Figura 6-2. Componentes del Arduino UNO
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Terminales Digitales.** Consta de 14 terminales digitales que pueden ser de entrada o salida (de los cuales 6 se pueden utilizar como salidas PWM), 6 entradas analógicas, terminales GND y 5v, un cristal de cuarzo de 16MHz, LED's Tx y Rx, una conexión USB, LED de encendido, un conector de alimentación, un jefe de ICSP que está compuesto por 6 terminales (In Circuit Serial Programming) para programar el Boot Loader del microcontrolador y un botón de reinicio (www.menosmedia.org/spip.php?article43).
- **Terminales Analógicos.** Tiene 6 canales de análogo a digital (ADC). La función de este dispositivo es para convertir una tensión de entrada analógica en un número digital proporcional a la magnitud de la tensión de entrada en relación con la tensión de referencia (5v).
- **Terminales de alimentación.** GND: Son los pines a tierra de la placa, se puede suministra 5v y 3,3v a la placa, tiene un voltaje de entrada (V_{in}): por donde se alimentar la placa. Un RESET: para reiniciar la placa y un IOREF: para que la placa reconozca el tipo de alimentación que requieren los módulos Shields.

2.4.1.2. Arduino NANO

Se ha considerado realizar un módulo de identificación en el entorno del paciente incluido en el módulo transmisor, para poder ingresar el número de cédula como información adicional del paciente, para que él médico pueda identificarlo al momento de recibir la información de las medidas fisiológicas humanas. Para lo cual se utiliza un Arduino NANO.

Es un dispositivo muy pequeño que está compuesto por un microcontrolador ATmega328, como se observa en la Figura 7-2.

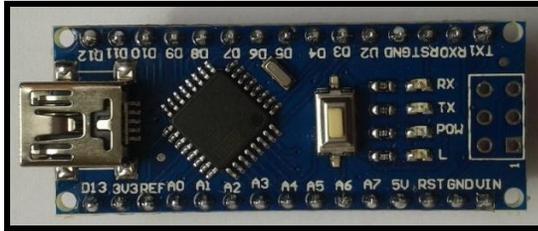


Figura 7-2. Arduino NANO

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Entre sus principales características técnicas son (electronica-teoriaypractica.com/caracteristicas-arduino-nano-328/):

- Microcontrolador ATmega328.
- Tensión de entrada (recomendada): +7 a + 12 V.
- Tensión de entrada (límites): +6 a + 20 V.
- 14 pines GPIO (de los que 6 ofrecen salida PWM).
- 6 pines de entrada analógica.
- Corriente DC por pin de E/S: 40mA.
- Memoria Flash de 32 KB (2 KB para cargador de inicio).
- SRAM de 2 KB y EEPROM de 1 KB.
- Frecuencia de reloj: 16 MHz.
- Dimensiones: 0,73" x 1,7".

2.4.2. Bloque de sensores

En este bloque se va especificar los sensores médicos y el Shield utilizados en el prototipo multimodal en telemedicina para emergencias.

2.4.2.1. E-Health Sensor Shield V2.0

El E-Health Sensor Shield, es una placa compatible con Arduino, Raspberry Pi e Intel Galileo lo cual permite realizar aplicaciones biométricas y médicas para monitorear el estado de los pacientes en tiempo real o para obtener datos sensibles con el propósito de ser analizados posteriormente para el diagnóstico del médico utilizando diferentes 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).

La información biométrica almacenada es enviada de forma inalámbrica utilizando cualquiera de las siguientes opciones de conectividad: Wi-Fi, 3G, GPRS, Bluetooth, ZigBee 802.15.4 y además puede ser subida a la nube para ser almacenada permanentemente o visualizarla en tiempo real a través de una computadora portátil o Smartphone.

El E-Health Sensor Shield, puede ser alimentado por una computadora o mediante una fuente de alimentación externa de (12v-2A).

En la Figura 8-2 se observa cada uno de los componentes que tiene el E-Health Sensor Shield.

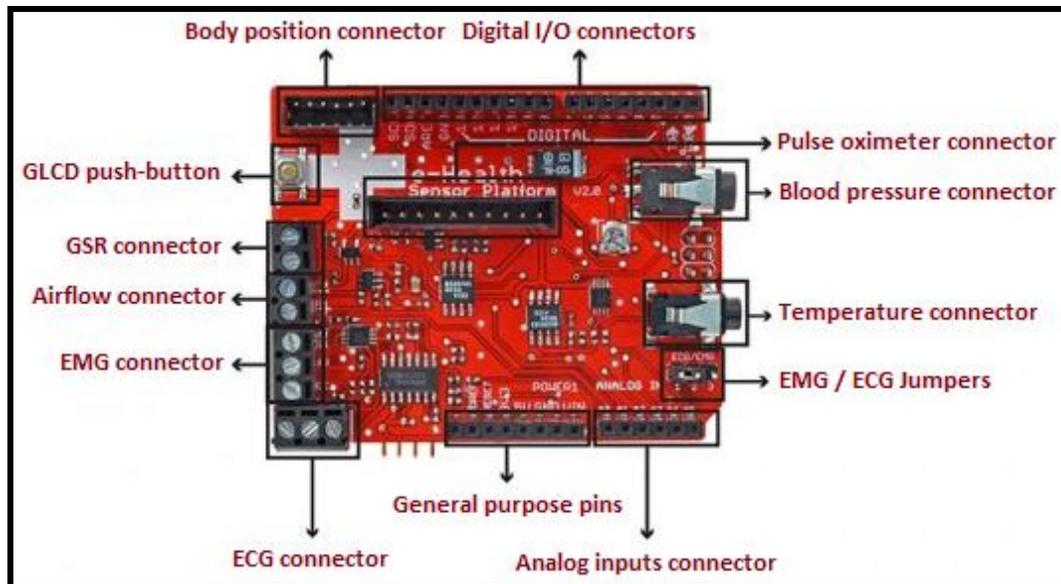


Figura 8-2. E-Health Sensor Shield V2.0
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Para el desarrollo del prototipo se requiere la utilización de varios sensores médicos inalámbricos, que son: sensor de temperatura corporal, sensor de pulso y oxígeno en la sangre (SpO2) y el sensor flujo de aire.

2.4.2.2. Sensor de Temperatura

El sensor médico como se puede observar en la Figura 9-2 permite medir la temperatura del paciente. La medición de la temperatura corporal es de gran importancia médica ya que a través de ella se pueden detectar muchas enfermedades.

Para obtener las medidas de la temperatura se la debe conectar el sensor al conector hembra que se encuentra en el E-Health Sensor Shield y colocar la parte metálica en el dedo de la mano o del pie sujetándola con una cinta adhesivo.



Figura 9-2. Sensor de Temperatura Corporal
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Entre sus principales características técnicas son (www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical):

- 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).

2.4.2.3. Sensor de Pulso y oxígeno de la sangre (SpO2)

El sensor médico como se observa en la Figura 10-2 permite medir el pulso y el oxígeno disuelto en la sangre a través de la detección de la hemoglobina y desoxihemoglobina. La medición del pulso y el oxígeno disuelto en la sangre es importante para el médico en casos como: cuidados intensivos, operatorio, recuperación, emergencias y en cualquier paciente para determinar la necesidad de oxígeno suplementario

Para obtener las medidas del pulso y del oxígeno en la sangre se debe conectar el sensor al conector hembra que se encuentra en el E-Health Sensor Shield y luego colocarlo en el dedo índice, en el sensor se pulsa el botón ON y esperar unos segundos para que los valores se muestren en la pantalla del mismo.



Figura 10-2. Sensor de Pulso y oxígeno en la sangre (SpO2)
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Entre sus principales características técnicas están (www.ebay.es/itm/NEW-PULSE-OXIMETER-FINGER-PULSE-SENSOR-BLOOD-OXYGEN-SPO2-HEART-RATE-MONITOR-USA-/161702872841):

- Display: 64K color OLED.
- SpO2: Rango de medición: 35~99%.
Resolución: $\pm 1\%$.
Exactitud: $\pm 2\%$ (70% ~ 99%).
- Frecuencia del pulso: Rango de medición: 30~255bpm.
Resolución: $\pm 1\%$.
Exactitud: $\pm 2\text{bpm}$ o $\pm 2\%$ (seleccionar más larga).
- Voltaje: 1.5v.
- Tensión de alimentación: 2.6~3.6v.
- Corriente de trabajo: $\leq 30\text{mA}$.
- Dimensiones y peso: 57 (largo) \times 31(ancho) \times 32(alto)mm.
50g (con batería).

2.4.2.4. Sensor de respiración

El sensor médico como se observa en la Figura 11-2 permite controlar la frecuencia del flujo de aire de un paciente para determinar si hay necesidad de ayuda respiratoria. Posee un hilo flexible que se ajusta detrás de las orejas y dos puntas que se colocan en las fosas nasales las mismas que permiten medir la respiración con precisión.

Para obtener las medidas de la frecuencia respiratoria se debe conectar el cable de color rojo al terminal positivo del E-Health Sensor Shield el cual viene marcado como (+) y el cable de color negro al terminal negativo del E-Health Sensor Shield el cual viene marcado como (-) después de colocar los cables se debe apretar los tornillos, colocar las dos puntas del sensor en las fosas nasales y el hilo flexible detrás de las orejas.



Figura 11-2. Sensor de respiración

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Entre sus principales características técnicas son (www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical):

- 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.

2.4.3. Selección del medio de transmisión

Se resolvió utilizar la Red GPRS, por ser la tecnología inalámbrica de datos en paquetes de más cobertura a nivel nacional, sus largas distancias sin línea de vista y su disponibilidad en cualquier momento y lugar. En la Tabla 2-2 se observa las características del modem GSM/GPRS.

Tabla 2-2: Características de MODEM GSM/GPRS

CARACTERÍSTICAS	<p style="text-align: center;">GR64</p> 	<p style="text-align: center;">TC65</p> 	<p style="text-align: center;">SIM900</p> 
Otros dispositivos de acoplamiento			
Empresa	Sony Ericsson	Siemens	SIMCOM
Bandas GSM/GPRS	850/900/1800/1900 MHz	850/900/1800/1900 MHz	850/900/1800/1900 MHz
Modulación	GSMK	GMSK	2GFSK, 2FSK
Sensibilidad de Recepción	< -102dBm	-140dBm	-125dBm
Clase multi-slot GPRS	Clase 10	Clase 12	Clase 10
Memoria RAM	-	400Kb	-
Memoria FLASH	-	1,7Mb	-
Capacidad Autónoma	NO	SI, Java permite embeber sus propias aplicaciones	NO
Voltaje de alimentación	3.2v - 4.5v	8v – 30v	3.2v - 4.8v
Voltaje de alimentación (recomendado)	3.6v	12v	4v
Bajo consumo de energía	-	1mA (sleep mode)	1.5mA (sleep mode)

Temperatura de operación	-20°C a +55°C	-30°C a +65°C	-40°C a +85°C
Dimensiones	85x54x25 mm	130x90x38 mm	24x24x3 mm
Peso	110 gramos	<190 gramos	3.4 gramos
Tarjeta SIM	1.8v, 3v	1.8v, 3v	1.8v, 3v
Aplicaciones	Voz, SMS, Datos, Fax, Internet	Voz, SMS, Datos, Fax, Internet	Voz, SMS, Datos, Fax, Internet
Control	Comandos AT	Comandos AT Hayes GSM 07.05 y GMS 07.07	Vía comandos At (GSM 07.07, 07.05 y comandos AT SIMCOM mejorados)
Disponibilidad de información	Baja	Baja	Alta
Disponibilidad en el mercado	Media	Media	Alta
Precio	\$15.00	\$91.03	\$24.08
Precio módulo adaptable incluido integrado	\$60.00	\$224.00	\$50.00
Conexión con otros dispositivos	Existe módulos basados en GR64	Existen módulos basados en el TC65 de Siemens como GPRS MTX65	Existe módulos prediseñados adaptables a Arduino y Raspberry PI

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Se eligió el Módem GSM/GPRS Cuatribanda SIMCOM SIM900, ya que viene incorporado en un módulo compatible con Arduino UNO, como se muestra en la Figura 12-2, donde se puede observar que tiene la misma distribución de pines, lo que permite que se puedan acoplar físicamente sin ningún problema.

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

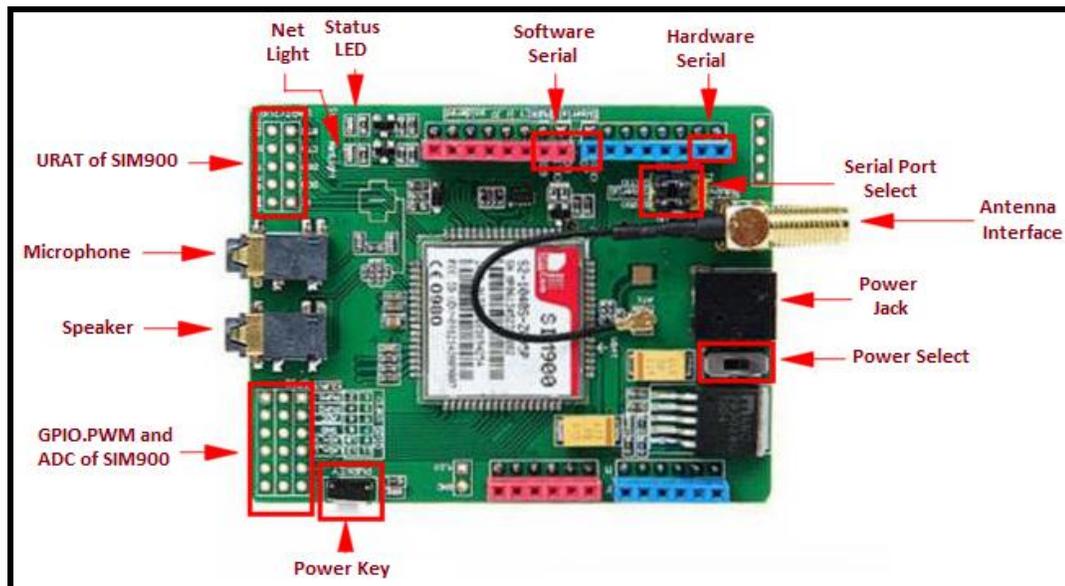


Figura 12-2. SIM900 Cuatribanda, Módulo GSM/GPRS
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Para la selección de este módulo se consideraron también aspectos como: el tamaño del dispositivo, ya que para el módulo transmisor o entorno del paciente es necesario contar con equipos lo más compactos y livianos posibles, la compatibilidad con el Arduino UNO, el fácil acceso de compra en el mercado, la utilización y configuración sencilla del mismo.

La distribución de los terminales se detalla a continuación:

- **Power Select:** selección de Alimentación Externa o del Arduino.
- **Power Jack:** conector para la alimentación externa 4.8-5VDC.
- **Antenna Interface:** conector para la antena externa.

- **Serial Port Select:** permite seleccionar el puerto serial “Software” o el puerto serial “Hardware” para conectarse al módulo GPRS.
- **Hardware Serial:** D0/D1 del Arduino.
- **Software Serial:** D7/D8 del Arduino.
- **Status Led:** indica cuando el módulo GPRS está encendido.
- **Net light:** indica cuando el módulo GPRS está conectándose a la red celular.
- **Microphone:** micrófono para contestar las llamadas.
- **Speaker:** parlante para contestar las llamadas.
- **Powerkey:** encendido y apagado para el SIM900.
- Terminales usados en el Arduino:
 - **D0-D1.-** no se usa si el puerto serial en modo “software” ha sido seleccionado para comunicarse con el módulo GPRS.
 - **D2-D6.-** no se usa.
 - **D7-D8.-** se usa si el puerto serial en modo “software” ha sido seleccionado para comunicarse con el módulo GPRS.
 - **D9.-** usado para controlar el encendido y apago del módulo GPRS desde software.
 - **D10-D13.-** sin usar.
 - **D14 (A0)-D19 (A5).-** sin usar.

Entre sus principales características técnicas son (www.geeetech.com/wiki/index.php/Arduino_GPRS_Shield):

- Módulo cuatribanda GSM de 850/900/1800/1900MHz.
- Operación global y con cualquier proveedor (multibanda).
- Ancho de banda de descarga 85,6 kbps.
- Ancho de banda de subida 42,8 kbps.
- SMS en modo PDU y texto.
- Voltaje de alimentación de 4,8v a 5,2v.
- Bajo consumo de corriente: 15mA.
- Temperatura de operación -40 °C a 85 °C.
- Control mediante comandos AT.

2.4.4. Bloque de Visualización de información

Para la visualización de información de las medidas fisiológicas humanas, el módulo transmisor posee una pantalla de cristal líquido (LCD) de 16x2 como se muestra en la Figura 13.2. La pantalla es muy versátil para presentar mensajes de texto, con un bajo consumo de potencia bajo y costo.

Se utilizó un LCD (16x2) en el prototipo multimodal, ya que no se necesita de una pantalla más grande para la visualización de los datos de se van enviar al módulo receptor. Es suficiente tener dos filas y de 16 caracteres en cada una, debido a que no se envía información mayor a 16 caracteres.



Figura 13-2. Pantalla de cristal líquido (LCD)
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Entre sus principales características técnicas son:

- 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 línea de pantalla, visualizándose 16 caracteres por línea.
- Permite que el usuario pueda programar 8 caracteres.
- Pueden ser gobernados de 2 formas principales:
 - Conexión con bus de 4 bits.
 - Conexión con bus de 8 bits.

2.4.5. *Bloque de alimentación*

La alimentación de los módulos: transmisor e identificación se realiza con una batería externa o cargador externo para móviles (power bank Modelo B-9119), como se muestra en la Figura 14-2. Con un voltaje de 5v y 2.1mA, que alimenta el módulo transmisor y módulo de identificación. Para la alimentación del módulo receptor se realiza con el voltaje USB propio de la computadora (5v).

Se optó por la utilización de un batería externa power bank, por su tamaño compacto, su portabilidad, movilidad y que no necesita conectarse a la red eléctrica y sea recargable para proveer de energía al módulo transmisor.



Figura 14-2. Power Bank

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Entre sus principales características técnicas están:

- Capacidad 68000 mAh.
- Voltaje de entrada 1A/2A.
- Voltaje de salida 5v y 2.1mA.
- Voltaje de salida 5v y 2mA.

2.5. Esquema de conexión del prototipo multimodal en casos de emergencia

Después de presentar los diferentes elementos electrónicos y sensores que integran cada módulo del prototipo multimodal, se da conocer los diagramas de conexión de cada uno de ellos. Con la utilización del *software* Proteus Versión CAD V8.0.

2.5.1. Esquema de conexión del módulo transmisor

2.5.1.1. Esquema de conexión módulo transmisor elaborado en Proteus

En la Figura 15-2 se observa el esquema de conexión del módulo transmisor, su elemento central es el Arduino UNO para la toma de las medidas fisiológicas humanas y el Arduino NANO para el ingreso de la cédula, que se comunica con cada uno de sus componentes a trabajar.

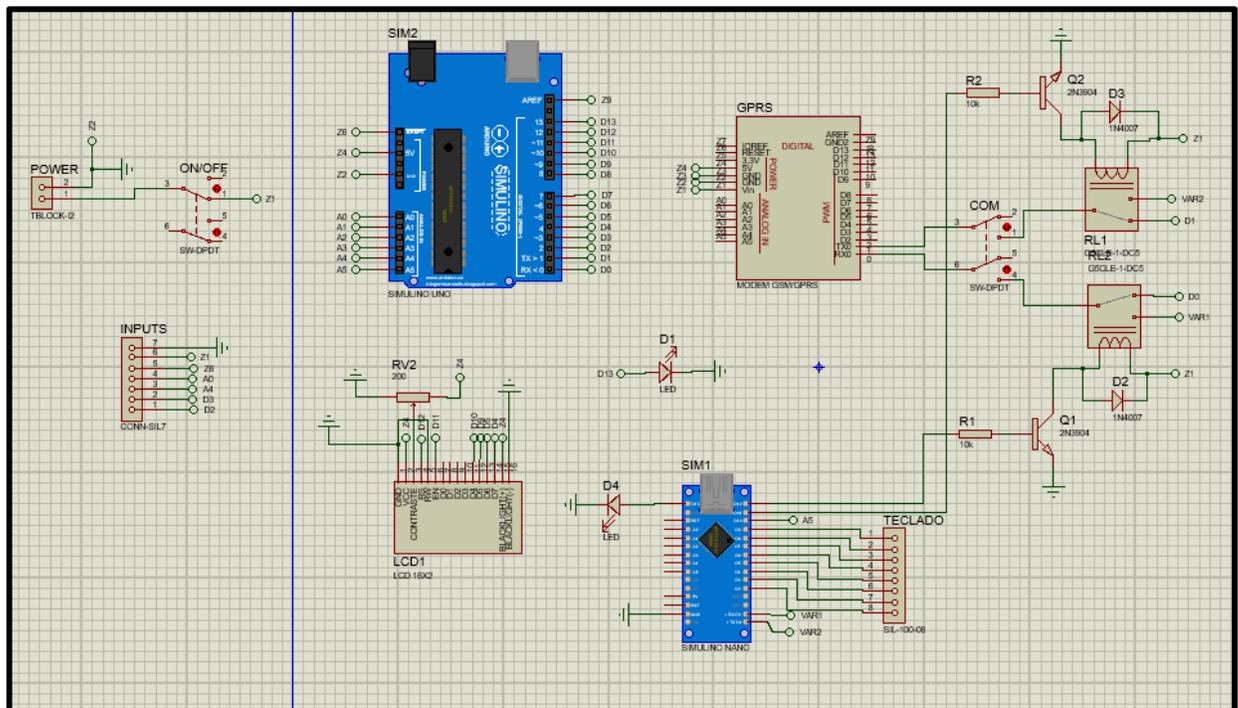


Figura 15-2. Esquema de conexión módulo transmisor

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

2.5.1.2. Esquema de conexión circuito de control para la transmisión elaborado en Proteus

En la Figura 16-2 se observa el esquema de conexión del circuito de control que permite controlar el orden de la toma de las medidas fisiológicas humanas y enviarlas al módulo receptor.

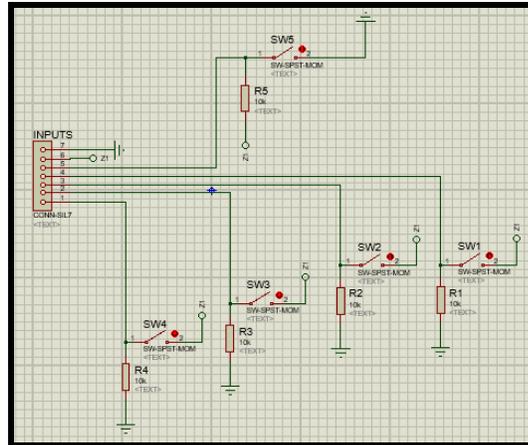


Figura 16-2. Circuito de control para la transmisión
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

2.5.1.3. Módulo de transmisión en visualización 3D

En la Figura 17-2 se muestra la visualización del módulo de transmisión en tercera dimensión (3D).

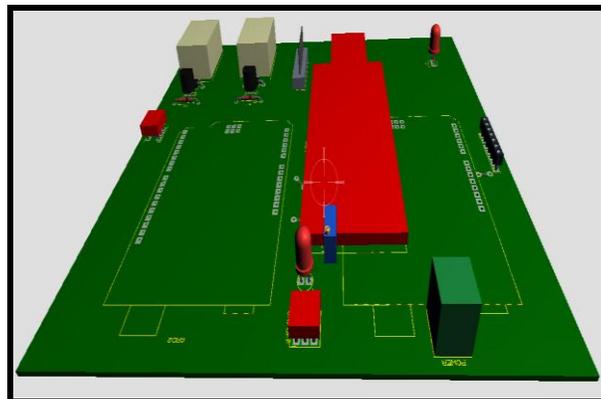


Figura 17-2. Visualización módulo de transmisión en 3D
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

2.5.1.4. Módulo de Transmisión terminado y ensamblado

En la Figura 18-2 se puede observar el montaje y ensamblado del módulo transmisor, con sus respectivos sensores médicos.

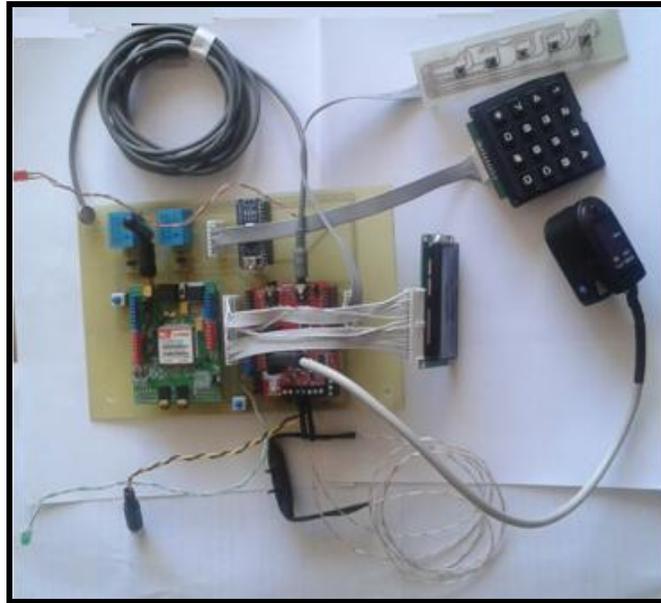


Figura 18-2. Montaje y ensamblado del módulo transmisor
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

2.5.2. Esquema de conexión del módulo receptor

En la Figura 19-2 se observa el esquema de conexión del módulo receptor, su elemento central es el Arduino UNO, conjuntamente acoplado con el modem SIM900 GSM/GPRS que se comunica para poder recibir la información de las medidas fisiológicas humanas enviadas del módulo transmisor por medio de la tecnología GPRS.



Figura 19-2. Montaje y ensamblado del módulo receptor
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

A su vez el módulo receptor se conecta a una computadora para poder almacenar la información y visualizarla en una interfaz amigable para el usuario utilizando el *software* LabView, como se observa en la Figura 20-2.



Figura 20-2. Conexión módulo receptor con la computadora
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

2.6. Diseño del *software* para el prototipo multimodal en Telemedicina para emergencias

Actualmente la mayoría de los sistemas electrónicos se basan en una combinación de *hardware* y *software*, para tener una buena comunicación y funcionamiento entre ellos. Aquí se habla de los requerimientos de *software* para cada uno de los módulos del prototipo multimodal.

2.6.1. Requerimientos del *software* a desarrollar

A continuación se describen los requerimientos que debe cumplir el *software* en cada uno de los módulos del prototipo multimodal en telemedicina.

2.6.1.1. Requerimientos del *software* para el módulo transmisor

- Ser portable, liviano y de fácil manejo.
- Permitir el ingreso del número de cédula y la toma de las medidas fisiológicas humanas a través de los sensores y además el envío de los mismos.
- Hacer un reset al momento de tomar una nueva medida fisiológica humana.
- Tener una secuencia de control en la toma y envío de las medidas fisiológicas humanas.
- Visualizar en el LCD la información de las medidas fisiológicas tomadas y su respectivo envío.

2.6.1.2. Requerimientos del *software* para el módulo receptor

- Debe existir un entorno amigable entre el usuario y el *software*.
- Basándose en la investigación realizada en el Capítulo I se debe visualizar en la interfaz gráfica la respiración, la temperatura, el pulso y la oxigenación en la sangre con sus respectivas alarmas en caso de existir alteraciones en las mismas ya que estas medidas fisiológicas

humanas se toman en casos de emergencias además el número de cedula de identidad para identificar a cada uno de los pacientes.

- Permitir el almacenamiento de la cédula de identidad y los valores de las medidas fisiológicas humanas en una base de datos.

2.6.2. Descripción del software de desarrollo

El *software* que maneja los diferentes módulos del prototipo multimodal en telemedicina para emergencias se realizan con una programación estructurada, por medio de funciones. Las herramientas de programación utilizadas para el desarrollo del *software* del prototipo multimodal con las siguientes:

2.6.2.1. Proteus CAD Connected

Para la realización del módulo transmisor e identificación se utilizó el *software* Proteus CAD V8.0, que es un entorno muy fácil de usar y consiste en realizar en un software de automatización de diseño electrónico, desarrollado por Labcenter Electronics Ltd., que consta de dos programas principales: Ares e Isis, y los módulos VSM y Electra.

- **ISIS.-** Sistema de Enrutado de Esquemas Inteligente, permite diseñar el plano eléctrico del circuito que se desea realizar con componentes muy variados, desde simples resistencias, hasta microprocesadores o microcontroladores, incluyendo fuentes de alimentación, generadores de señales y muchos otros componentes con prestaciones diferentes. Los diseños realizados en ISIS son simulados en tiempo real, mediante el módulo VSM, asociado directamente con ISIS.
- **ARES.-** Software de Edición y Ruteo Avanzado, es la herramienta de enrutado, ubicación y edición de componentes, se utiliza para la fabricación de placas de circuito impreso, permitiendo editar generalmente, las capas superficiales (Top Copper), y de soldadura (Bottom Copper).

- **El módulo VSM.-** Sistema Virtual de Modelado, es una de las prestaciones de Proteus, integrada con ISIS que es el corazón 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 (foroelectronico.wordpress.com/2014/04/15/proteus/).

2.6.2.2. Herramienta de software para la plataforma hardware del Arduino

Esta herramienta se utiliza para el desarrollo del *software* necesario para el funcionamiento de los dos módulos que se han diseñado. El entorno de desarrollo integrado en el Arduino IDE es de fácil manejo permitiendo la conexión del computador con la placa Arduino UNO para cargar los programas y poder comunicarse con él. Tiene un editor de texto con algunas características útiles para la programación en el que se puede cortar, copiar, pegar, etc., y un compilador que convierte el código que ha sido escrito en instrucciones legibles por código máquina (www.arduino.cc/en/Guide/Environment). En la Figura 21-2 se muestra la ventana del Arduino IDE, con un programa cargado.

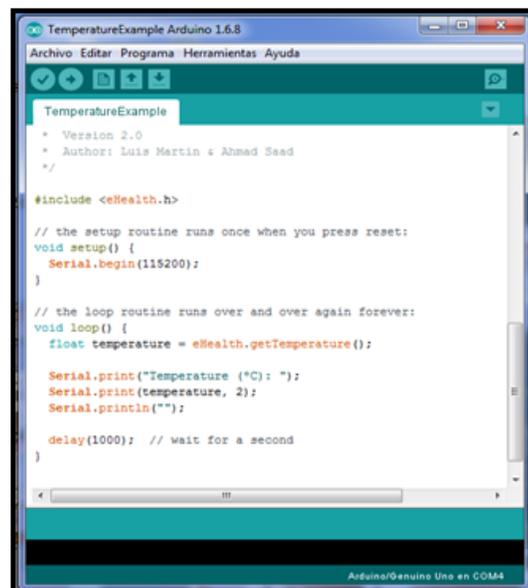


Figura 21-2. Arduino IDE

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

2.6.2.3. Software LabView

LabView se utiliza para crear un instrumento virtual en un computador, capaz de establecer una comunicación por el puerto USB y extraer en tiempo real la información de los módulos.

Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench (LabView), es una plataforma y entorno gráfico de programación, por lo que los programas no se escriben sino se dibujan, esta trabajo se facilita gracias a que LabView consta de una gran cantidad de bloques prediseñados (estuelectronic.wordpress.com/2012/08/06/que-es-y-para-que-sirve-labview/).

Los programas se dividen en dos partes bien diferenciadas, una llamada “Panel Frontal”, y otra “Diagrama de Bloques”.

- **Panel Frontal:** Es la interfaz para interactuar con el usuario cuando el programa se está ejecutando. Aquí se definen los controles (como entradas, botones, marcadores etc.) e indicadores (como salidas, pueden ser gráficas, etc.) para interactuar con la terminal del VI.
- **Diagrama de Bloques:** Es el programa propiamente dicho, donde se define su funcionalidad, los íconos que realizan una determinada función y se interconectan (el código que controla el programa). Suele haber una tercera parte icono/conector que son los medios utilizados para conectar un VI con otros VIs.

En la Figura 23-2 se puede observar en el diagrama de bloques, todos los valores de los controles e indicadores, como van fluyendo entre ellos cuando se está ejecutando un programa VI.

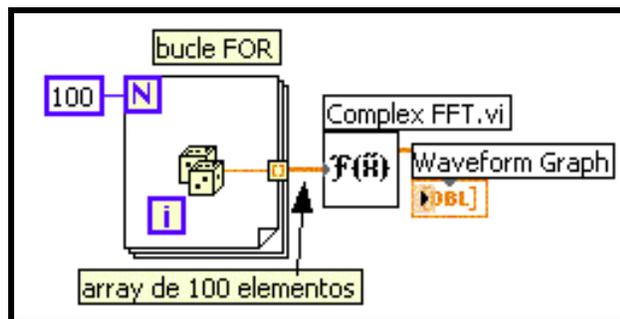


Figura 22-2. Diagrama de bloques de un programa VI

Fuente: estuelectronic.wordpress.com/2012/08/06/que-es-y-para-que-sirve-labview/

2.6.3. Software para el módulo transmisor

El código del programa para el módulo transmisor se encuentra en el Anexo E, fue desarrollado en el IDE de Arduino, versión 1.6.8. A continuación se describe el diagrama de flujo del programa desarrollado, las funciones que lo integran y las bibliotecas utilizadas.

2.6.3.1. Diagrama de flujo del módulo transmisor

En la Figura 23-2 se presenta el diagrama de flujo del módulo transmisor que se describe a continuación:

Inicialización

Se inicia declarando de las bibliotecas, las constantes y las variables que se van utilizar en el programa.

Se procede a la lectura de la regleta de control que tiene cinco pulsadores que corresponden a la cédula de identidad, la respiración, la temperatura, el pulsador cuatro compuesto por (el pulso, el oxígeno en la sangre y el envío del SMS), además el reset.

Para el lazo que se repite indefinidamente:

Se determina que pulsador se activó para dar paso a cada una de las funciones que permiten el ingreso de la cedula identidad, la toma de las medidas fisiológicas humanas, el envío del SMS y el y el reinicio del módulo transmisor. Las funciones son: **Cédula()**, **Respiración()**, **Temperatura()**, **Pulso()**, **Enviar()** y **Reset()** respectivamente.

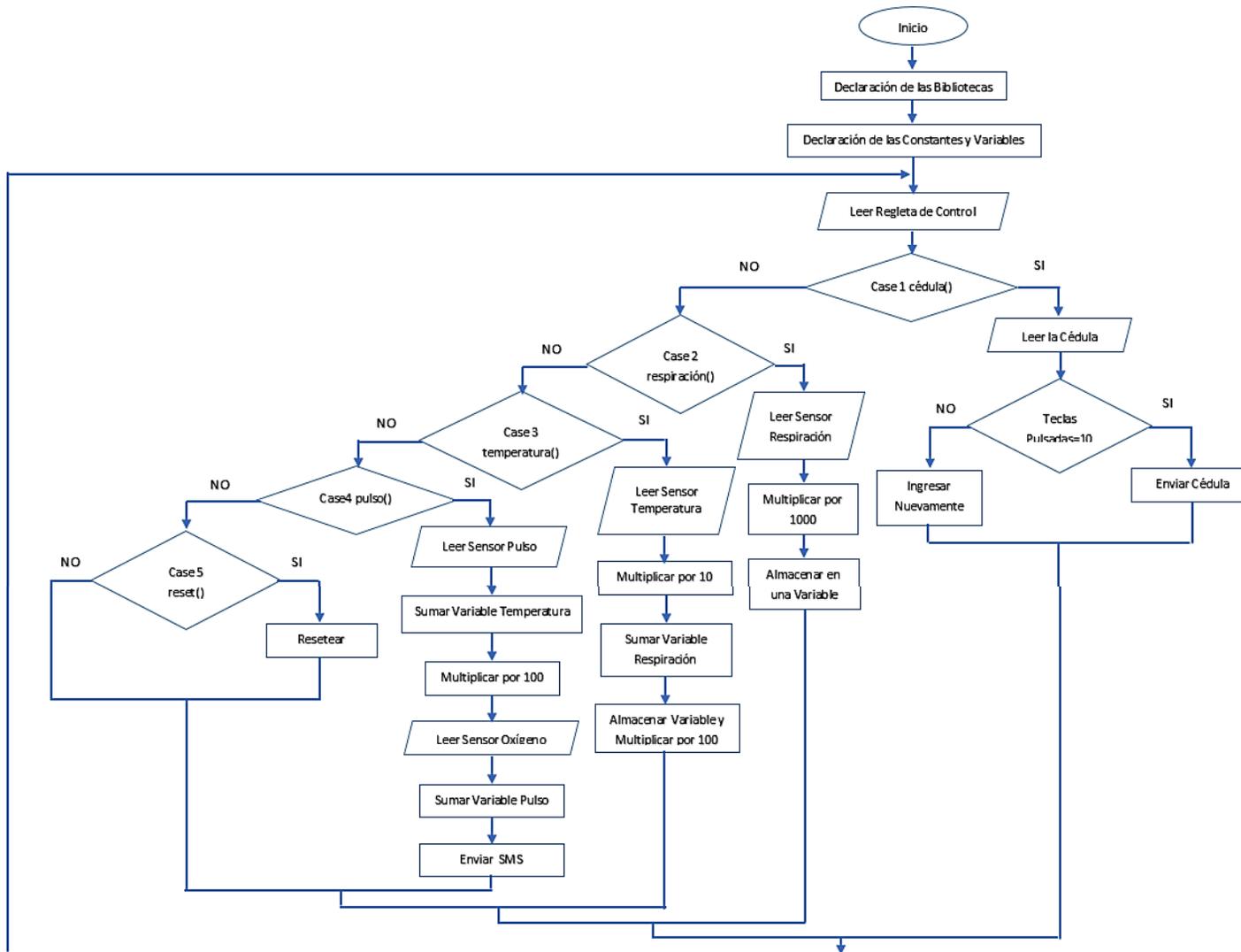


Figura 23-2. Diagrama de Flujo del *software* para el módulo transmisor
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

2.6.3.2. Funciones que integran el módulo transmisor

El *software* del módulo transmisor está compuesto por seis funciones, las que se describen a continuación:

- **Cédula()**. Permite la lectura del número de cedula de identidad y él envió del mismo.
- **Respiración()**. Permite la lectura del sensor de flujo de aire y almacenamiento de la misma para posteriormente realizar la concatenación con las demás medidas de cada uno de los sensores.
- **Temperatura()**. Permite la lectura del sensor de temperatura corporal y la suma con la variable de la respiración.
- **Pulso()**. Permite la lectura del sensor de pulso, la suma con la variable de la temperatura, la lectura del sensor de oxígeno en la sangre, la suma con la variable del pulso obteniendo una sola variable con la concatenación de todas las lecturas de los sensores.
- **Enviar()**. Permite manejar el modem GSM/GPRS SIM900 utilizando los comandados AT para él envió del mensaje de texto.
- **Reset()**. Permite inicializar el modulo transmisor para realizar la siguiente lectura de las medidas fisiológicas humanas.

2.6.3.3. Bibliotecas que integran el programa del módulo transmisor

En el *software* desarrollado para el módulo transmisor se incluyen tres bibliotecas:

La eHealth.hes una biblioteca de C ++ que permite leer fácilmente todos los sensores y enviar la información mediante el uso de cualquiera de las interfaces de radio disponibles. Esta biblioteca

ofrece un sistema de código abierto y fácil de usar. (www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical)

La `PinChangeInt.h` es una biblioteca utilizada para realizar interrupciones ya que permite manejar el cambio pin del Arduino interrumpe tan pronto como sea posible y razonable. (<http://playground.arduino.cc/Main/PinChangeInt>). El sensor de pulso y oxígeno en la sangre trabaja mediante interrupciones por lo tanto necesita de esta librería.

La `LiquidCrystal.h` es una biblioteca que permite a la placa Arduino controlar las pantallas de cristal líquido (LCDs), basado en Hitachi HD44780 (o un chip compatible), que se encuentra en la mayoría de las pantallas LCD basadas en texto. (www.arduino.cc/en/Reference/LiquidCrystal)

2.6.4. Software para el módulo receptor

El código del programa para el módulo receptor se encuentra en el Anexo E, fue desarrollado en el IDE de Arduino, versión 1.6.8. A continuación se describe el diagrama de flujo del programa desarrollado y las bibliotecas utilizadas.

2.6.4.1. Diagrama de flujo del módulo receptor

En la Figura 24-2 se presenta el diagrama de flujo del módulo receptor que se describe a continuación:

Inicialización

Se inicia declarando de las bibliotecas, las constantes y las variables que se van utilizar en el programa.

Se colocan los comandos AT para la recepción de los SMS enviados desde el modulo transmisor

Para el lazo que se repite indefinidamente:

Se determina si el modulo receptor ha recibido los datos (cedula y las medidas fisiológicas humanas) de ser así mediante una subcadena se visualizan solo los caracteres desde el 49-63 que corresponden a los datos enviados, ya que cuando se recibe un SMS de texto además de los datos enviados nos llegan la dirección del centro de servicio, tipo de protocolo de la unidad de datos, dirección de origen, protocolo de identificación, codificación de la trama de datos, tiempo de recepción, longitud de los datos. (www.blogelectronica.com/sms-pdu/)

Se transmite por el puerto USB.

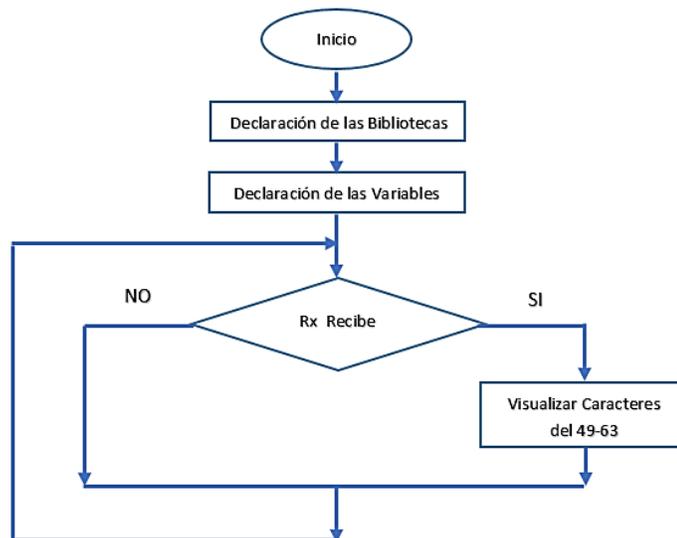


Figura 24-2. Diagrama de Flujo del *software* para el módulo receptor
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

2.6.4.2. Bibliotecas que integran el programa del módulo receptor

En el *software* desarrollado para el módulo receptor se incluyen una biblioteca:

La SoftwareSerial.hes una biblioteca que permite la comunicación serie con diferentes terminales digitales de la placa Arduino, facilitando la declaración de múltiples puertos serie con velocidades de hasta 115200 bps (www.arduino.cc/en/Reference/SoftwareSerial).

2.6.5. Software para la interfaz gráfica del módulo receptor

La interfaz gráfica del módulo receptor fue desarrollada en el *Software* LabView 2015. A continuación se describe el diagrama de flujo y la construcción de la misma.

2.6.5.1. Diagrama de flujo del módulo transmisor

En la Figura 25-2 se presenta el diagrama de flujo de la interfaz gráfica del módulo receptor.

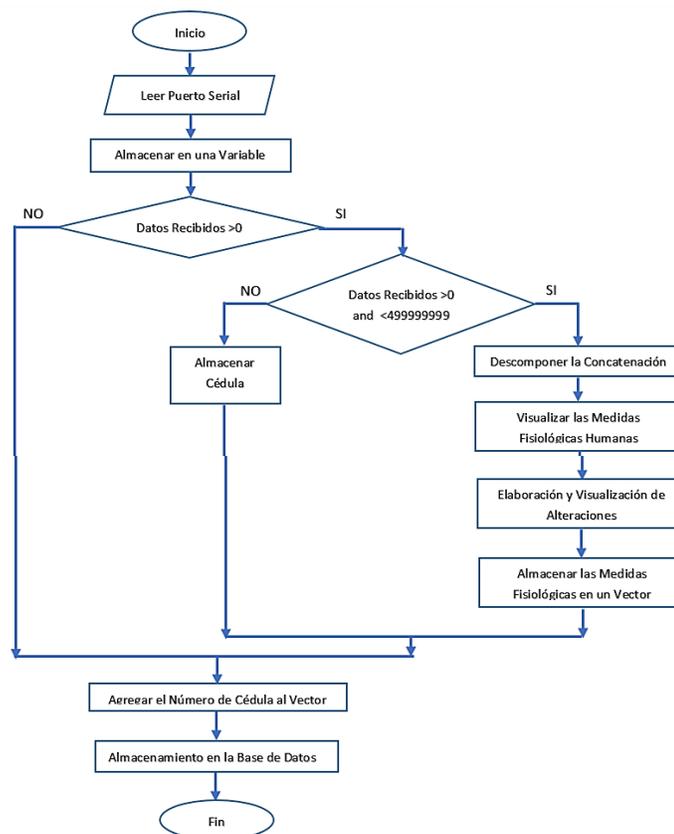


Figura 25-2. Diagrama de Flujo de la interfaz gráfica del módulo receptor
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

2.6.5.2. Construcción de la interfaz

- **Recepción de los datos enviados desde el módulo de transmisión**

Para la recepción de los datos enviados desde el módulo de transmisión se debe sincronizar la tasa de baudios con el Arduino UNO a través algunos bits de control permitiendo de esta manera recibir por el puerto serial. En la Figura 26-2 se muestra la recepción de los datos.

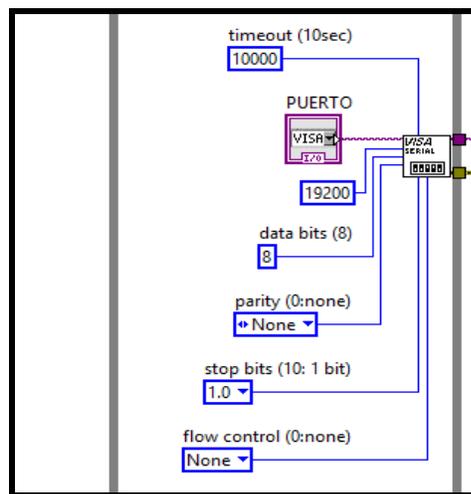


Figura 26-2. Recepción de Datos
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Este diagrama de bloque seleccionamos la velocidad de transmisión como se muestra en la Figura 27-2 es decir el tiempo en milisegundos que se demora en recibir el SMS.

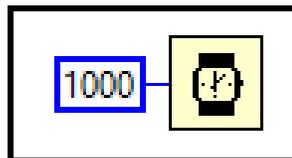


Figura 27-2. Velocidad de transmisión
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

En esta sección tenemos el buffer como se muestra en la Figura 28-2 él cual nos almacena temporalmente los datos recibidos del puerto serial. Estos datos se reciben como una cadena de

caracteres ya que son enviados como texto, en el caso de las medidas obtenidas desde los sensores realizamos una concatenación de valores numéricos para lograr con esto enviar todas las medidas en un solo SMS.

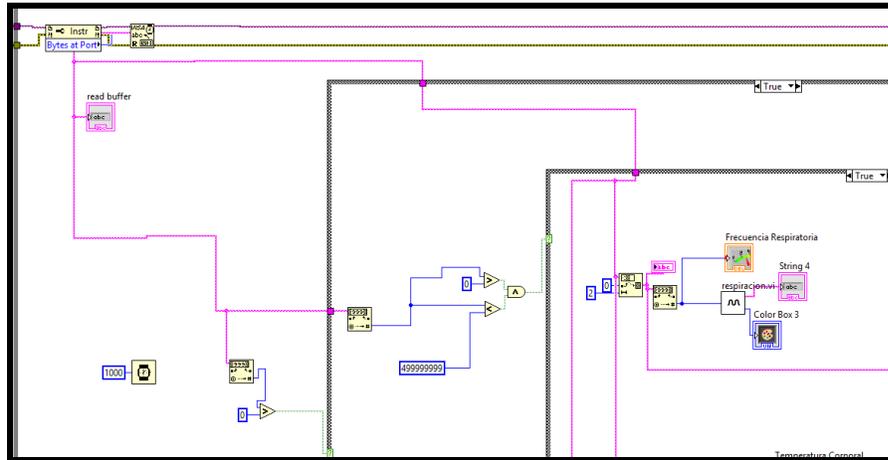


Figura 28-2. Buffer de Almacenamiento de Datos
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Transformamos el dato recibido que es una cadena de caracteres a un número, tenemos que asegurarnos que el dato recibido no es un cero (0) para evitar errores, se utiliza una condición IF si el dato es > 0 entonces sigue al siguiente diagrama de bloque caso contrario no hace nada. En la Figura 29-2 se muestra si el dato recibido es un cero.

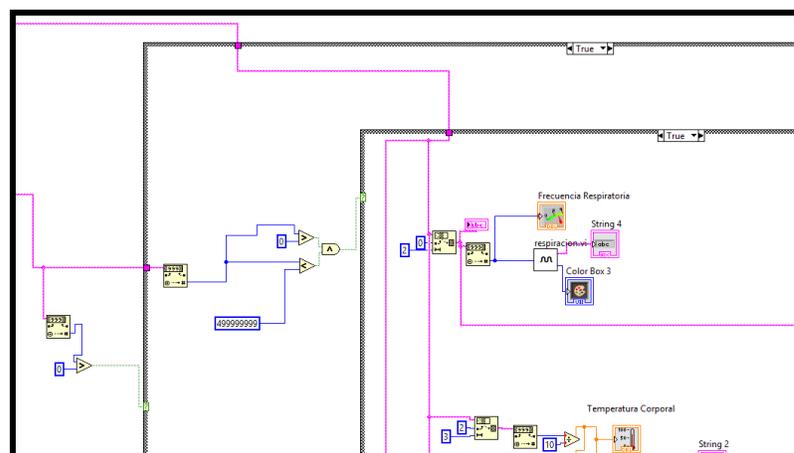


Figura 29-2. Condición para Verificar si el dato recibido es Cero
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Identificación del dato recibido**

Debido a que se envían dos SMS desde el módulo de transmisión uno con la cédula (10 caracteres) y otro con la concatenación de las medidas de los sensores (9 caracteres) es necesario realizar una comparación para diferenciar si el dato recibido se trata del número de la cédula o de las medidas de los sensores. Mediante la condición IF comparamos si el dato es >0 y es <499999999 son las medidas de los sensores caso contrario es el número de cédula. En la Figura 30-2 se muestra las medidas de los sensores.

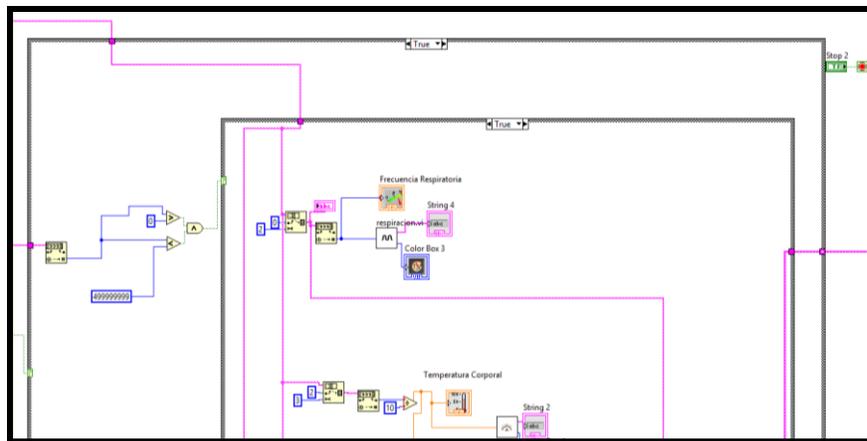


Figura 30-2. Medidas de los Sensores
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

En la Figura 31-2 se muestra el número de cédula.

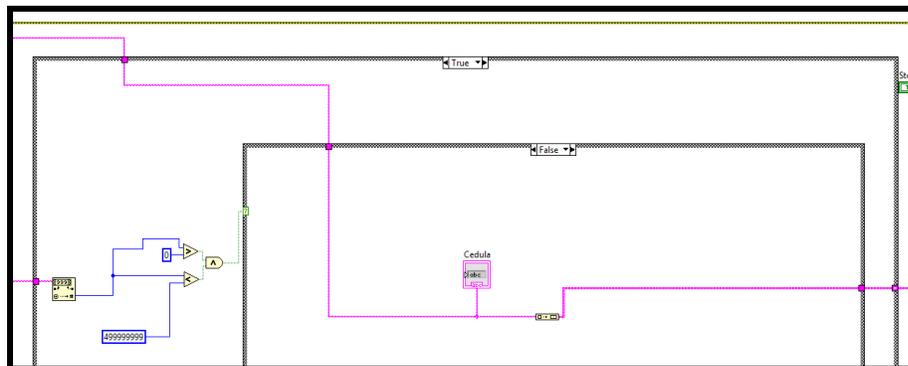


Figura 31-2. Número de Cédula
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Descomposición de la concatenación de las medidas de los sensores y elaboración de las alteraciones**

Se realiza la descomposición si el dato recibido es la concatenación de las medidas de los sensores, LabView permite escoger los dígitos que se desean visualizar del dato recibido o cadena de caracteres. La concatenación de las medias de los sensores como dijimos anteriormente consta de 9 dígitos los cuales están compuestos de la siguiente manera:

Posiciones	0	1	2	3	4	5	6	7	8
Dato Recibido	2	4	3	7	0	9	9	9	5

- Frecuencia Respiratoria. ■
- Temperatura Corporal. ■
- Frecuencia Cardiaca. ■
- Oxígeno en la Sangre. ■

Frecuencia respiratoria

En la Figura 32-2 se muestra la descomposición y visualización de la frecuencia respiratoria.

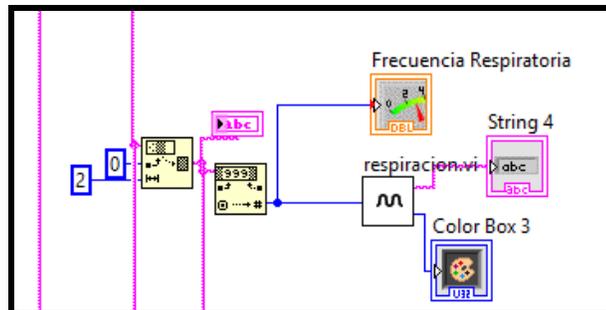


Figura 32-2. Descomposición y Visualización Frecuencia Respiratoria
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Para poder obtener la medida de la frecuencia respiratoria debemos decirle al LabView que tome dos dígitos desde la posición 0 de la cadena de caracteres, almacenarlos en una subcadena de caracteres y visualizarlos. En la Figura 33-2 se muestra la descomposición de la frecuencia respiratoria.

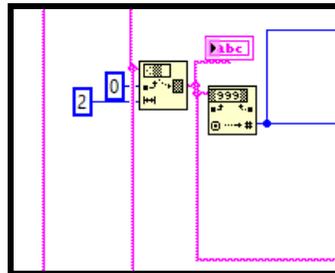


Figura 33-2. Descomposición Frecuencia Respiratoria
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Elaboración de las alteraciones

Con la medida obtenida del sensor podemos determinar que alteración de la frecuencia respiratoria tiene el paciente como se muestra en la Tabla 3-2.

Tabla 3-2: Alteraciones de la Respiración

Categoría	Respiraciones por Minuto	Color del LED
Frecuencia Normal	12-20	Verde
Bradipnea	<12	Amarillo
Taquipnea	> 20	Naranja
Apnea	0	Rojo

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Para la elaboración de las alteraciones se crea una subfunción llamada respiración con el objetivo de reducir los diagramas de bloques en el LabView, para crearla debemos transformar la cadena de caracteres a un número, en la En la Figura 34-2 se muestra la subfunción respiratoria.

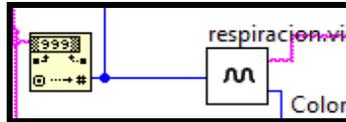


Figura 34-2. Subfunción Respiratoria
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

La subfunción respiración está compuesta por una entrada que es el valor de la frecuencia respiratoria como se dijo anteriormente ya está transformada en un número y dos salidas una es un LED y el otra es el nombre la alteración. En la Figura 35-2 se muestra el interior de la subfunción respiratoria.

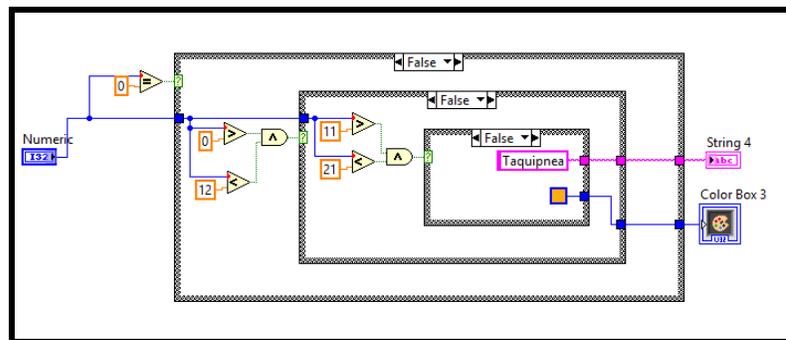


Figura 35-2. Interior de la Subfunción Respiratoria
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Respiración Normal**

Se utiliza una condición IF si el valor es diferente de cero 0 pasa a la siguiente condición IF si el valor no está en el rango entre 0-11 pasa la siguiente condición IF si el valor está en el rango de 12-20 se visualiza las palabras Respiración Normal y se pende el LED de color verde. En la Figura 36-2 se muestra la respiración normal.

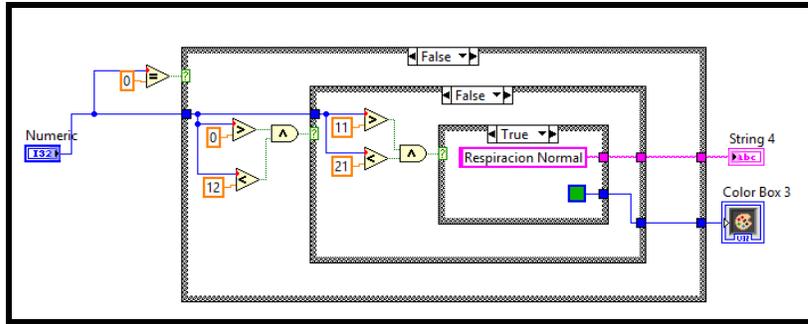


Figura 36-2. Respiración Normal
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Bradipnea**

Se utiliza una condición IF si el valor es diferente de cero 0 pasa a la siguiente condición IF si el valor está en el rango entre 0-11 se visualiza la palabra Bradipnea y se pende el LED de color amarillo. En la Figura 37-2 se muestra la bradipnea.

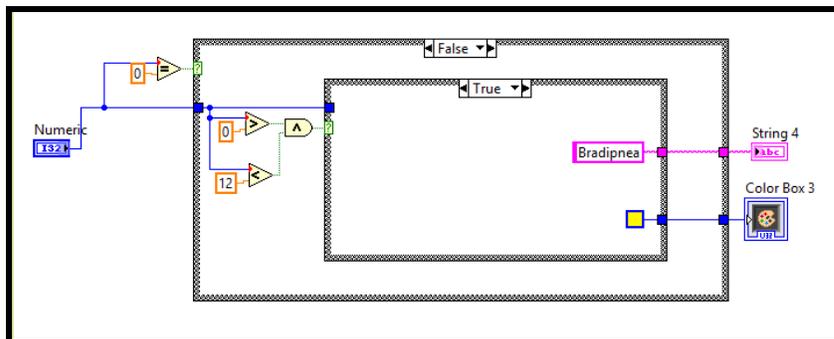


Figura 37-2.Bradipnea
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Taquipnea**

Se utiliza una condición IF si el valor es diferente de cero 0 pasa a la siguiente condición IF si el valor no está en el rango entre 0-11 pasa a la siguiente condición IF si el valor no está en el rango de 12-20 se visualiza la palabra Taquipnea y se pende el LED de color tomate. En la Figura 38-2 se muestra la taquipnea.

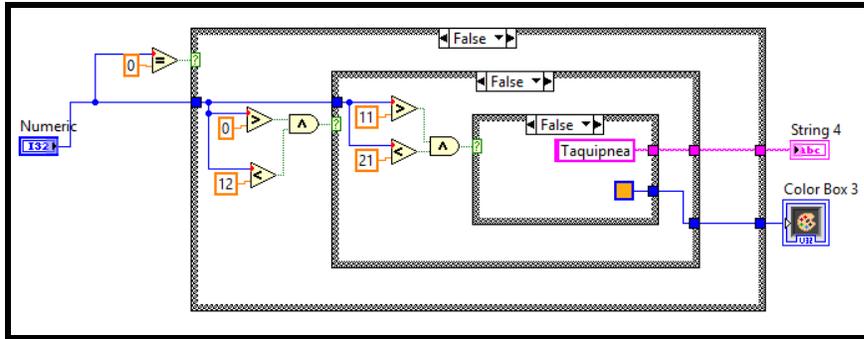


Figura 38-2. Taquipnea
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Apnea**

Se utiliza una condición IF si el valor es 0 se visualiza la palabra Apnea y se pende el LED de color rojo. En la Figura 39-2 se muestra la apnea.

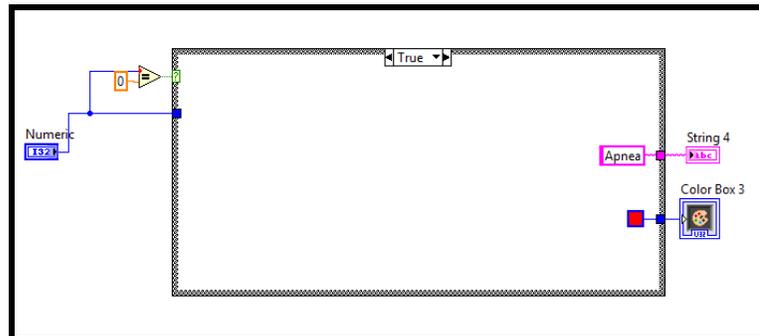


Figura 39-2. Apnea
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Temperatura corporal

En la Figura 40-2 se muestra la descomposición y visualización de la temperatura corporal.

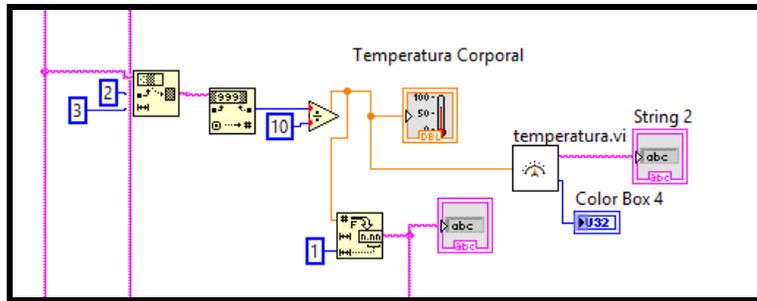


Figura 40-2. Descomposición y Visualización Temperatura Corporal
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Para obtener la medida de la temperatura corporal debemos decirle al LabView que tome tres dígitos desde la posición 2 de la cadena de caracteres, ya que la temperatura corporal es numero decimal se debe transformar la cadena de caracteres a un número, dividirlo para 10, volver a transformarlo a notación fraccionaria con una precisión de 1 y visualizar. En la Figura 41-2 se muestra la descomposición de la temperatura corporal.

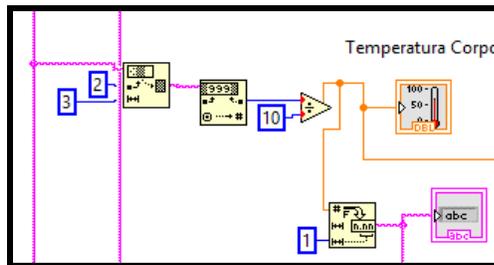


Figura 41-2. Descomposición Temperatura Corporal
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Elaboración de las alteraciones

Con la medida obtenida del sensor podemos determinar que alteración de temperatura tiene el paciente como se muestra en la Tabla 4-2.

Tabla 4-2: Alteraciones de Temperatura

Categoría	Grados Centígrados(°C)	Color del LED
Normal	36-37	■
Hipotermia	<36	■
Fiebre Moderada	38-39	■
Hipertermia	>40	■

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Para la elaboración de las alteraciones se crea una subfunción llamada temperatura con el objetivo de reducir los diagramas de bloques en el LabView, para crearla debemos transformar la cadena de caracteres a un número. En la Figura 42-2 se muestra la subfunción de la temperatura.

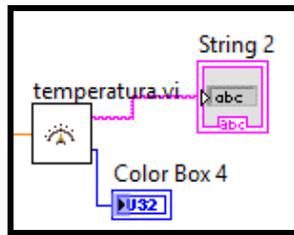


Figura 42-2. Subfunción Temperatura

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

La subfunción llamada temperatura está compuesta por una entrada que es el valor de la temperatura corporal como se dijo anteriormente ya está transformada en un número y dos salidas una es un LED y el otra es el nombre la alteración. En la Figura 43-2 se muestra el interior de la subfunción de la temperatura.

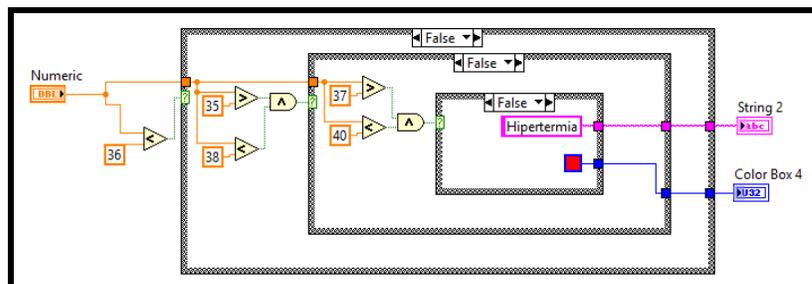


Figura 43-2. Interior de la Subfunción Temperatura

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Temperatura Normal**

Se utiliza una condición IF si el valor no es <36 pasa a la siguiente condición IF si el valor está en el rango entre 36-37 se visualiza la palabra Normal y se pende el LED de color verde. En la Figura 44-2 se muestra temperatura normal.

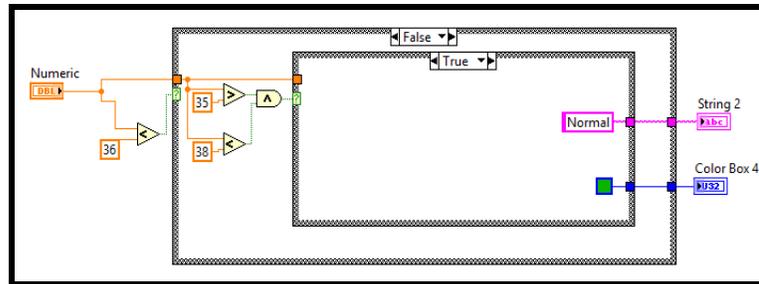


Figura 44-2. Temperatura Normal
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Hipotermia**

Se utiliza una condición IF si el valor es <36 se visualiza la palabra Hipotermia y se pende el LED de color amarillo. En la Figura 45-2 se muestra hipotermia.

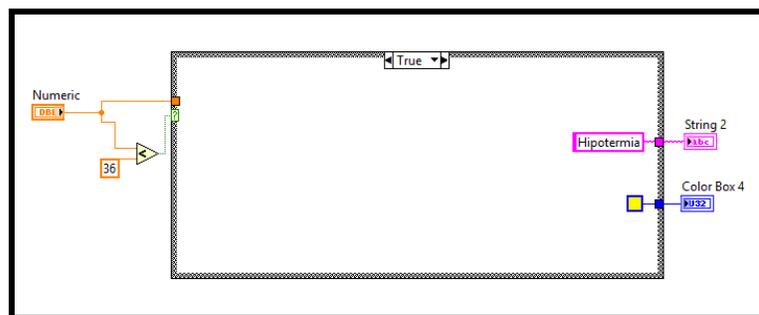


Figura 45-2. Hipotermia
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Fiebre Moderada**

Se utiliza una condición IF si el valor no es <36, pasa a la siguiente condición IF si el valor no está en el rango entre 36-37, pasa a la siguiente condición IF si el valor está en el rango entre 38-39 se visualiza las palabras Fiebre Moderada y se pende el LED de color tomate. En la Figura 46-2 se muestra fiebre moderada.

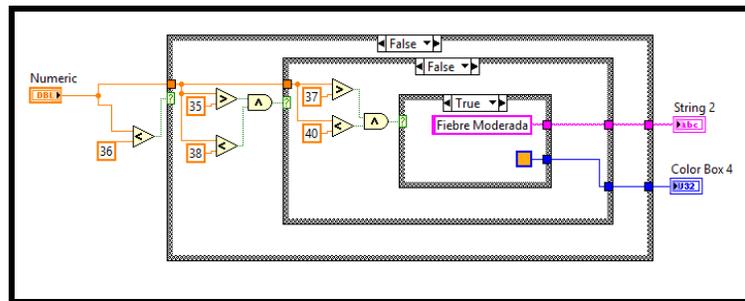


Figura 46-2. Fiebre Moderada
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Hipertermia**

Se utiliza una condición IF si el valor no es <36, pasa a la siguiente condición IF si el valor no está en el rango entre 36-37, pasa a la siguiente condición IF si el valor no está en el rango entre 38-39 se visualiza la palabra Hipertermia y se enciende el LED de color rojo. En la Figura 47-2 se muestra hipertermia.

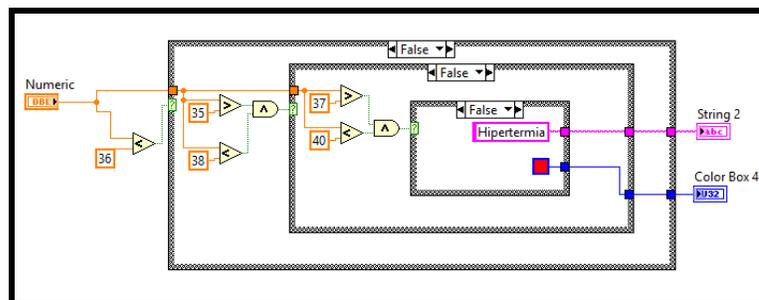


Figura 47-2. Hipertermia
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Frecuencia cardiaca

En la Figura 48-2 se muestra la descomposición y visualización de la frecuencia cardiaca.

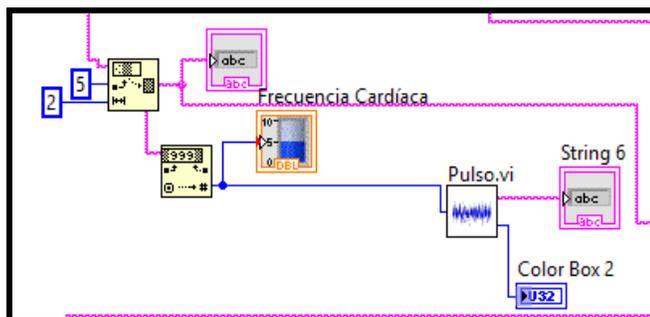


Figura 48-2. Descomposición y visualización frecuencia cardiaca
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Para obtener la medida de la frecuencia cardiaca debemos decirle al LabView que tome dos dígitos desde la posición 5 de la cadena de caracteres, almacenarlos en una subcadena de caracteres y visualizarlos. En la Figura 49-2 se muestra la descomposición de la frecuencia cardiaca.

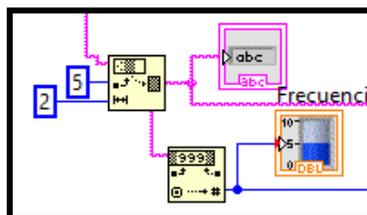


Figura 49-2. Descomposición Frecuencia Cardiaca
Revisado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Elaboración de las alteraciones

Con la medida obtenida del sensor podemos determinar que alteración de la frecuencia cardiaca tiene el paciente como se muestra en la Tabla 5-2.

Tabla 5-2: Alteraciones de la Frecuencia Cardiaca

Categoría	Pulsaciones por Minuto	Color del LED
Frecuencia Normal	60-80	■
Bradicardia	< 60	■
Pulso Acelerado	80-90	■
Taquicardia	> 90	■

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Para la elaboración de las alteraciones se crea una subfunción llamada pulso con el objetivo de reducir los diagramas de bloques en el LabView, para crearla debemos transformar la cadena de caracteres a un número. En la Figura 50-2 se muestra la subfunción del pulso.

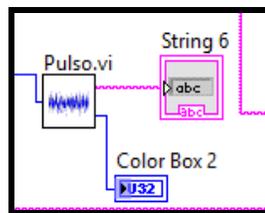


Figura 50-2. Subfunción Pulso

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

La subfunción pulso está compuesta por una entrada que es el valor de la frecuencia cardiaca como se dijo anteriormente ya está transformada en un número y dos salidas una es un LED y el otra es el nombre la alteración. En la Figura 51-2 se muestra el interior de la subfunción del pulso.

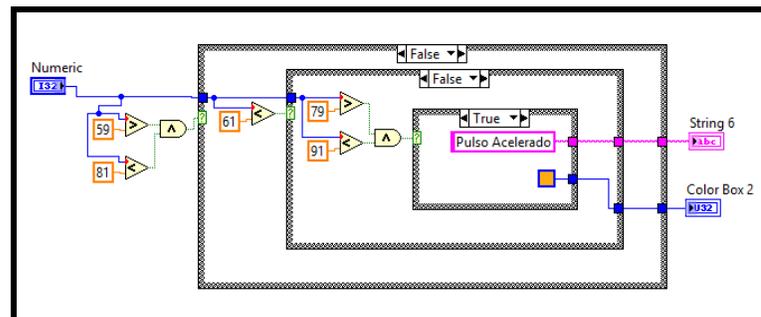


Figura 51-2. Interior de la Subfunción Pulso

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Frecuencia Normal**

Se utiliza una condición IF si el valor está en el rango entre 60-80 se visualiza las palabras Frecuencia Normal y se enciende el LED de color verde. En la Figura 52-2 se muestra frecuencia normal.

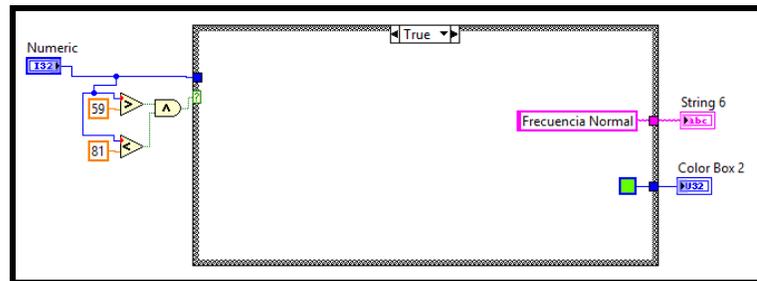


Figura 52-2. Frecuencia Normal

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Bradicardia**

Se utiliza una condición IF si el valor no está en el rango entre 60-80 y es <60 se visualiza la palabra Bradicardia y se pende el LED de color amarillo. En la Figura 53-2 se muestra bradicardia.

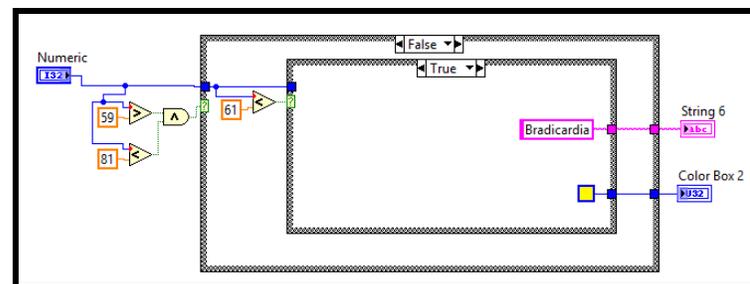


Figura 53-2. Bradicardia

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Pulso Acelerado**

Se utiliza una condición IF si el valor no está en el rango entre 60-80 y no es <60, pasa a la siguiente condición IF si el valor está en el rango entre 80-90 se visualiza las palabras Pulso Acelerado y se pende el LED de color tomate. En la Figura 54-2 se muestra pulso acelerado.

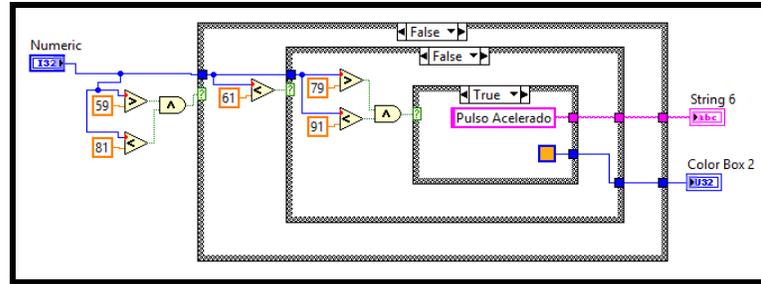


Figura 54-2. Pulso Acelerado

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Taquicardia**

Se utiliza una condición IF si el valor no está en el rango entre 60-80 y no es <60, pasa a la siguiente condición IF si el valor no está en el rango entre 80-90 se visualiza la palabra Taquicardia y se enciende el LED de color rojo. En la Figura 55-2 se muestra taquicardia.

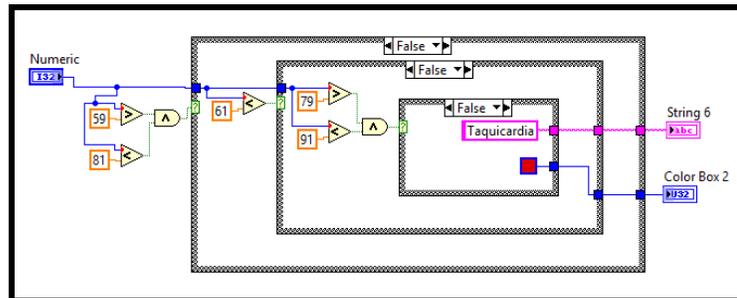


Figura 55-2. Taquicardia

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Saturación de oxígeno en la sangre

En la Figura 56-2 se muestra la descomposición y visualización de SpO2.

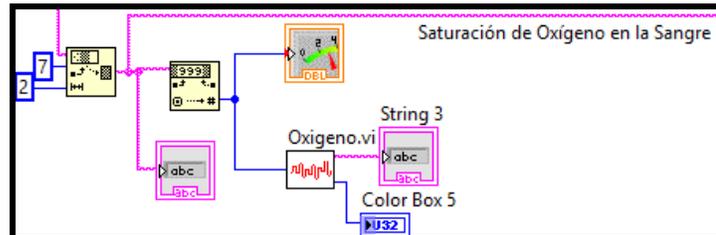


Figura 56-2. Descomposición y Visualización SpO2
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Para obtener la medida de la saturación de oxígeno en la sangre debemos decirle al LabView que tome dos dígitos desde la posición 7 de la cadena de caracteres, almacenarlos en una subcadena de caracteres y visualizarlos. En la Figura 57-2 se muestra la descomposición oxigenación en la sangre.

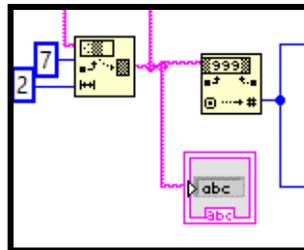


Figura 57-2. Descomposición SpO2
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Elaboración de las alteraciones

Con la medida obtenida del sensor podemos determinar que alteración de la saturación de oxígeno de la sangre tiene el paciente como se muestra en la Tabla 6-2.

Tabla 6-2: Alteraciones de la Saturación de Oxígeno de la Sangre

Categoría	Porcentaje (%)	Color del LED
Normal	95-99	■
Hipóxico	88-94	■
Envenenamiento por Monóxido de Carbono	100	■

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Para la elaboración de las alteraciones se crea una subfunción llamada oxígeno con el objetivo de reducir los diagramas de bloques en el LabView, para crearla debemos transformar la cadena de caracteres a un número. En la Figura 58-2 se muestra la subfunción de la oxigenación en la sangre.

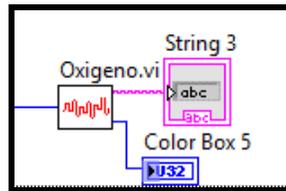


Figura 58-2. Subfunción Oxígeno

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

La subfunción oxígeno está compuesta por una entrada que es el valor del oxígeno en la sangre como se dijo anteriormente ya está transformada en un número y dos salidas una es un LED y la otra es el nombre la alteración. En la Figura 59-2 se muestra el interior de la subfunción en la sangre.

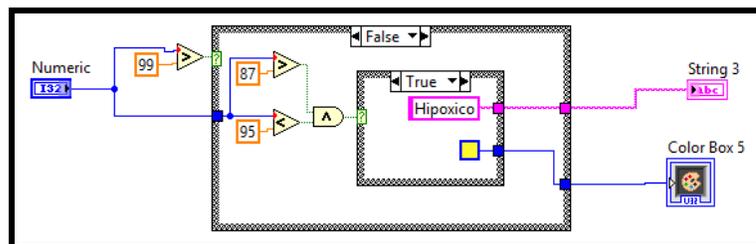


Figura 59-2. Interior de la Subfunción Oxígeno

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Normal**

Se utiliza una condición IF si el valor no es >99, pasa a la siguiente condición IF si el valor no está en el rango entre 88-94 se visualiza la palabra Normal y se enciende el LED de color verde. En la Figura 60-2 se muestra normal de la oxigenación en la sangre.

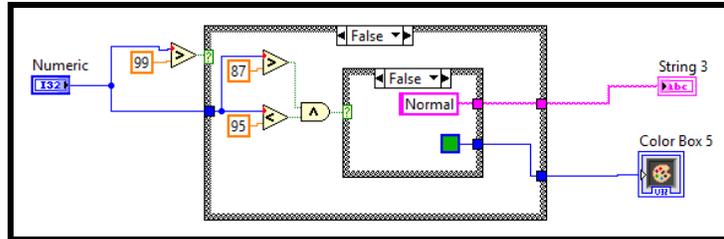


Figura 60-2. Normal
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Hipoxico**

Se utiliza una condición IF si el valor no es >99, pasa a la siguiente condición IF si el valor está en el rango entre 88-94 se visualiza la palabra Hipoxico y se pende el LED de color amarillo. En la Figura 61-2 se muestra el Hipoxico de la oxigenación en la sangre.

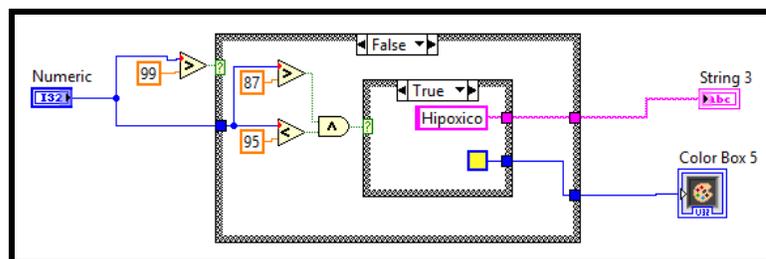


Figura 61-2. Hipóxico
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Envenenamiento CO**

Se utiliza una condición IF si el valor es >99 se visualiza la palabra Envenenamiento CO y se enciende el LED de color rojo. En la Figura 62-2 se muestra el envenenamiento CO.

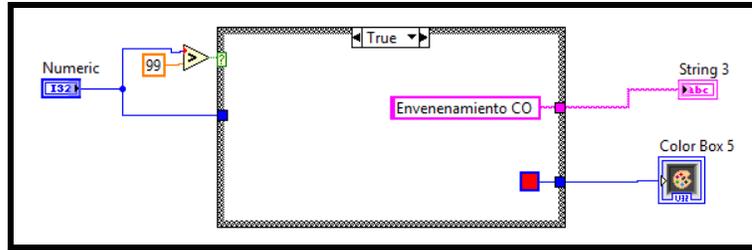


Figura 62-2. Envenenamiento CO
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

- **Elaboración de base de datos y almacenamiento de datos recibidos**

En esta sección todos los datos valores recibidos: cédula, frecuencia respiratoria, temperatura, pulso y oxígeno en la sangre son almacenados en una matriz de n dimensiones. En la Figura 63-2 se muestra el almacenamiento de los valores en la matriz n dimensiones.

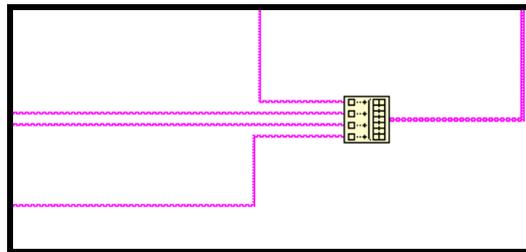


Figura 63-2. Almacenamiento de los valores en la matriz n dimensiones
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Una vez almacenados los valores de la cédula y las medidas fisiológicas humanas en la matriz debemos utilizar la función Write Delimited Spreadsheet VI, esta nos permite guardar automáticamente los valores en un archivo existente en nuestro caso una hoja de Excel. En la Figura 64-2 se muestra función para la elaboración de la base de datos.

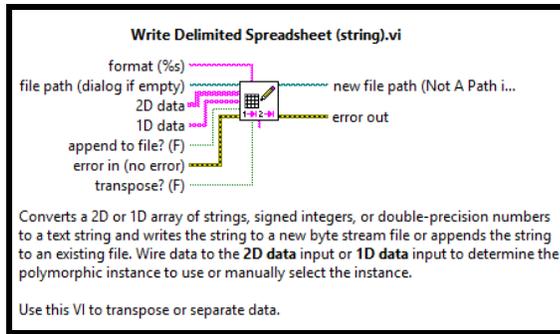


Figura 64-2. Función para Elaborar la Base de Datos
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

La función está compuesta por una entrada que es la matriz con los datos recibidos, un valor booleano que debe estar en verdadero para que los datos se vayan almacenando uno a continuación de otro y la dirección del archivo de Excel en donde se va a guardar los datos. En la Figura 65-2 se muestra la descomposición elaboración de la base de datos.

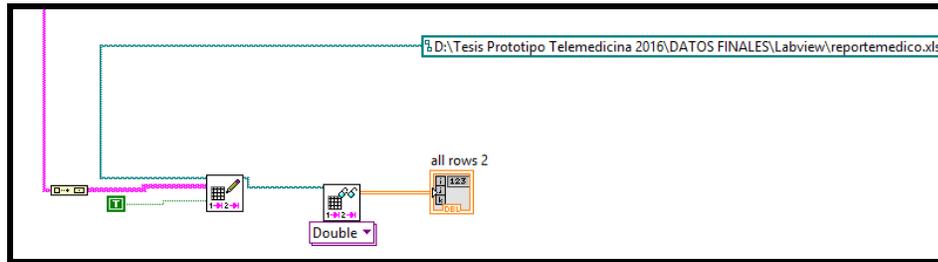


Figura 65-2. Elaboración de la Base de Datos
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Las siguientes funciones me permiten visualizar en el entorno gráfico los datos almacenados en la hoja de Excel. En la Figura 66-2 se muestra las funciones para la visualización de los datos.

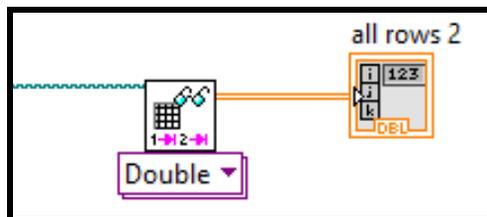


Figura 66-2. Funciones para la visualización de los Datos
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

2.6.5.3. Entorno gráfico

Una prestación fundamental del prototipo multimodal es la facilidad de conectarse por medio USB a un computador para transmitir los resultados de las medidas fisiológicas humanas. Esta comunicación se logra con la ayuda del LabView que se encarga de visualizar la información en tiempo real.

La información recibida es presentada y graficada en la pantalla del computador y además se almacena la información en un archivo “reporte médico” en la partición D del computador, la cual es leída y procesada en una hoja de Excel.

En la figura 67-2 se observa la herramienta virtual en LabView donde se presenta la visualización de las medidas fisiológicas humanas del prototipo multimodal en forma gráfica y numérica, el número de cédula de identidad, las alteraciones y el reporte médico donde va almacenando los datos recibidos.

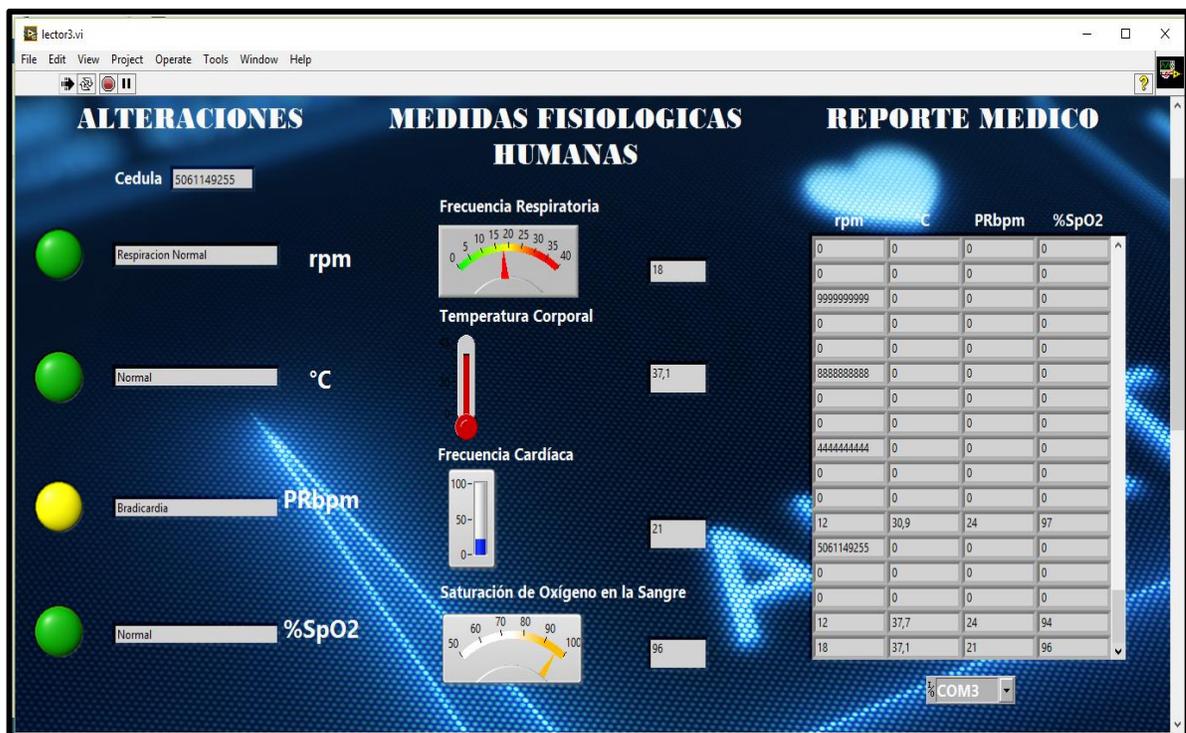


Figura 67-2. Entorno Gráfico
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

2.6.5.4. Base de datos

Los datos obtenidos (cédula, respiración, temperatura, pulso y oxígeno en la sangre) son almacenados automáticamente en una hoja de Excel como se puede visualizar en la Figura 68-2.

	A	B	C	D	E	F	G	H
1	RESPIRACIONES	TEMPERATURA	PULSO	SPO2				
2	605100890							
3								
4								
5	24	37	75	90				
6	605401975							
7								
8								
9	22	37	78	95				
10	604202960							
11								
12								
13	20	36,9	75	97				
14	604130450							
15								
16								
17	24	36,8	76	95				
18	1804727467							
19								
20								
21	20	36	69	90				
22	604248195							
23								

Figura 68-2. Base de Datos

Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

CAPÍTULO III

3. ANÁLISIS Y VALIDACIÓN DE RESULTADOS

Para comprobar que el prototipo multimodal funcione de forma correcta se realizaron pruebas en el Centro de Atención Integral de Salud de la ESPOCH, a los estudiantes de la Escuela de Ingeniería en Electrónica, Telecomunicaciones y Redes del 17 al 21 de octubre del 2016. Los valores de las medidas fisiológicas humanas fueron tomados con el prototipo multimodal y de forma manual con la ayuda de una enfermera del Centro de Salud. En la Figura 1-3 se muestra la toma de las medidas fisiológicas humanas con el prototipo.

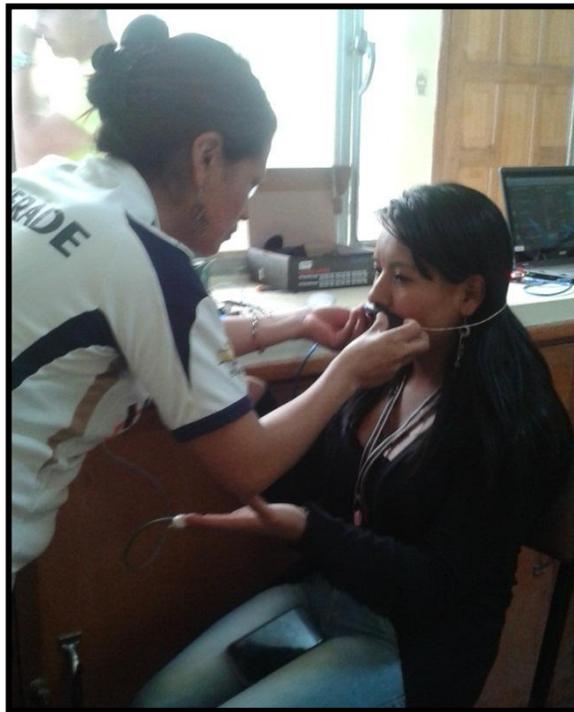


Figura 1-3. Toma de medidas fisiológicas con el prototipo
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

En la Figura 2-3 se muestra la toma de las medidas fisiológicas humanas de forma manual.

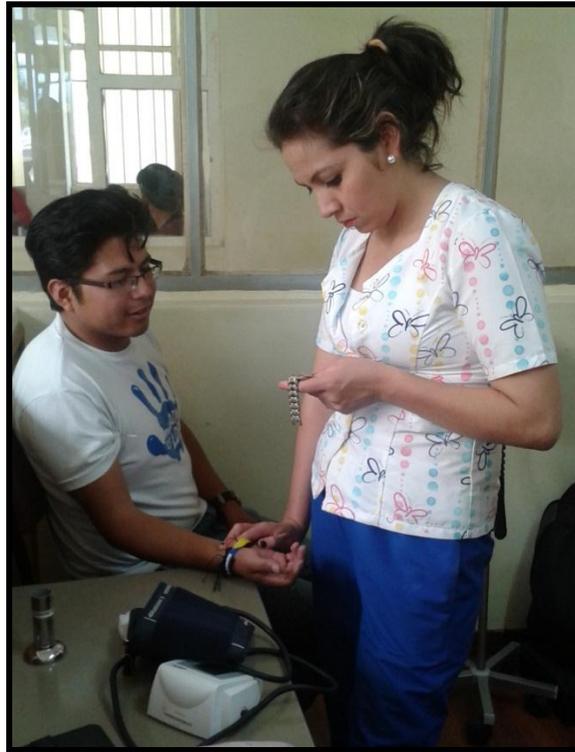


Figura 2-3. Toma de medidas fisiológicas de forma manual
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Para analizar la transmisión de las medidas fisiológicas humanas se plantearon 3 escenarios:

3.1. Escenarios del prototipo

3.1.1. Escenario Uno

En este escenario se analizó el tiempo empleado de forma manual y con el prototipo en la toma de las medidas fisiológicas humanas para determinar cuál de las dos formas es más rápida. En la Figura 3-3 se muestra la comparación de las tomas de las medidas fisiológicas humanas de forma manual y con el prototipo.

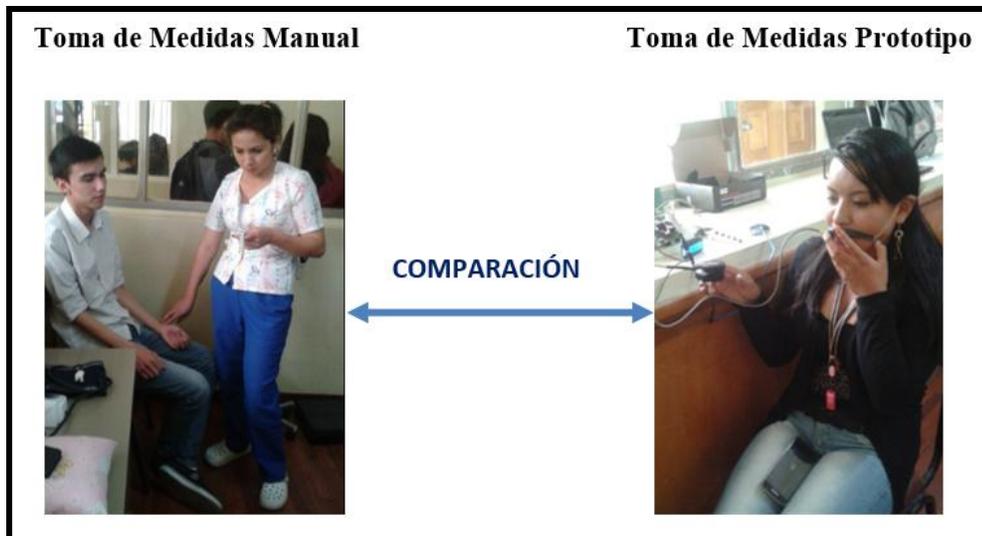


Figura 3-3. Análisis de la rapidez de la toma de medidas fisiológicas humanas
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

3.1.2. Escenario Dos

En este escenario se analizó la exactitud de los sensores en toma de las medidas fisiológicas humanas mediante la comparación de los valores obtenidos de forma manual y con el prototipo en el mismo instante. Los sensores que se utilizaron para son: Temperatura Corporal y Pulso. En la Figura 4-3 se muestra la comparación de los valores de la temperatura obtenidos de forma manual (termómetro) y con el prototipo (sensor de temperatura corporal).

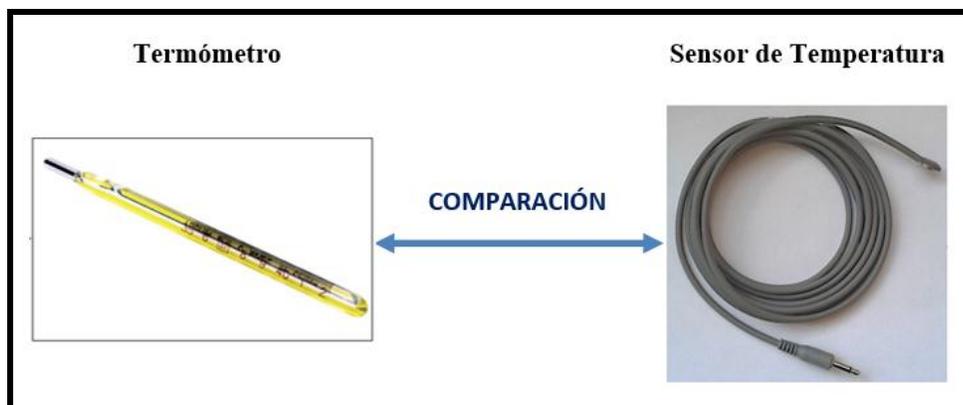


Figura 4-3. Análisis de la exactitud del sensor de temperatura
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

En la Figura 5-3 se muestra la comparación de los valores de la frecuencia cardíaca obtenidos de forma manual y con el prototipo (sensor de pulso).

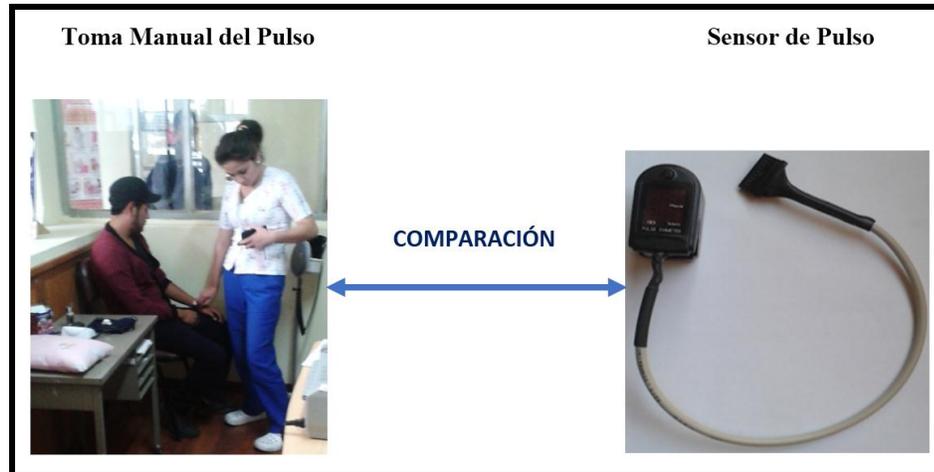


Figura 5-3. Análisis de la exactitud del sensor de pulso
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

3.1.3. Escenario Tres

En este escenario se analizó el tiempo de transmisión de medidas fisiológicas humanas a una distancia de 100 metros y 437 metros entre el modulo transmisor y el modulo receptor. En la Figura 6-3 se muestra la transmisión de las medidas fisiológicas humanas a 100 metros de distancia.

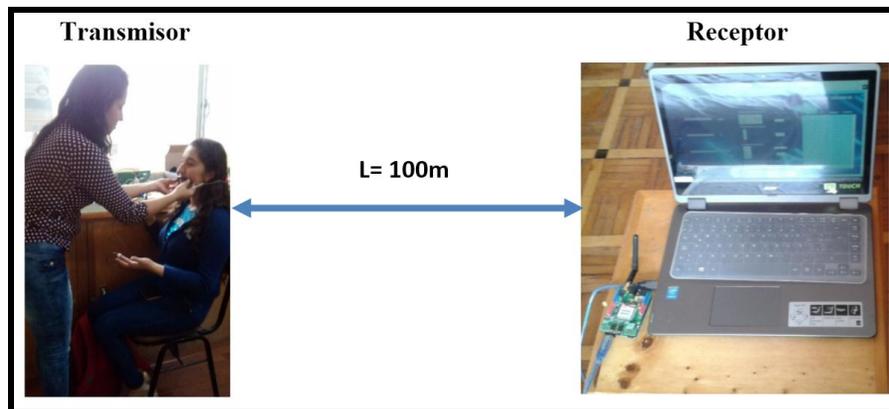


Figura 6-3. Transmisión de las medidas fisiológicas a 100m
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

En la Figura 7-3 se muestra la transmisión de las medidas fisiológicas humanas desde el Centro de Salud de la ESPOCH hasta el Edificio de la FIE cuya distancia es de 437 metros.



Figura 7-3. Transmisión de las medidas fisiológicas a 437m
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

3.1.4. Escenario Cuatro

En este escenario se analizó la repetitividad de los valores obtenidos a través de los sensores de temperatura y pulso del prototipo en las mismas condiciones durante un minuto. En la Figura 8-3 se muestra la repetitividad de los valores de la frecuencia cardiaca obtenidos a través del prototipo.

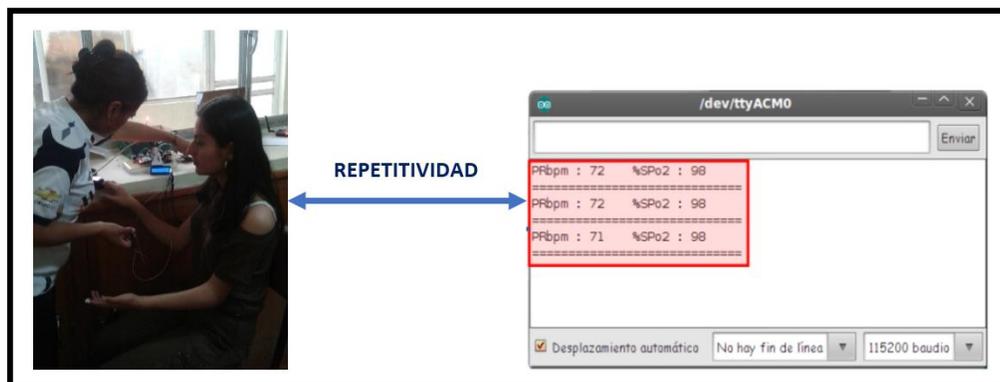


Figura 8-3. Repetitividad de la frecuencia cardiaca
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

3.2. Métodos a utilizar

El método utilizado para analizar cada uno de los escenarios es el Método Estadístico de Diseño Completamente Aleatorizado también llamado modelo de análisis de la varianza para clasificación simple de las observaciones. Es el diseño más simple y fácil de implementar, se usa cuando las unidades experimentales son homogéneas o cuando la variación entre ellas es muy pequeña.

Modelo estadístico del Diseño Completamente Aleatorizado

$$Y_{ij} = \mu + \tau_i + \varepsilon_{ij}$$

En dónde:

Y_{ij}: Es la respuesta (variable de interés o variable medida).

μ: Es la media general de experimento.

τ_i: Es el efecto del tratamiento.

ε_{ij}: Es el error aleatorio asociado a la respuesta Y_{ij}.

Análisis de Varianza

Hipótesis Nula Ho: $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3$ (Los i tratamientos tienen el mismo efecto sobre la variable en estudio).

Hipótesis Alterna Ha: $\mu_1 \neq \mu_2 \neq \mu_3$ (No todos los tratamientos tienen el mismo efecto sobre la variable en estudio).

Tabla de Datos

En la Tabla 1-3 se presentan los datos del método al azar.

Tabla 1-3: Datos del Método al Azar

Tratamientos	Repeticiones					Y _{i.}
	1	2	3	4	R	
1	Y ₁₁	Y ₁₂	Y ₁₃	...	Y _{1r}	Y _{1.}
2	Y ₂₁	Y ₂₂	Y ₂₃	...	Y _{2r}	Y _{2.}
3	Y ₃₁	Y ₃₂	Y ₃₃	...	Y _{3r}	Y _{3.}
.
.
.
R	Y _{t1}	Y _{t2}	Y _{t3}	...	Y _{tr}	Y _{..}

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

Tabla de Análisis de Varianza (Anova)

La tabla Anova está compuesta por las fuentes de variación, grados de libertad, suma de cuadrados, cuadrados medios de cada componente, el valor de f y la probabilidad de significación (valor p). En la Tabla 2-3 se presentan los componentes del análisis de varianza.

Tabla 2-3: Tabla de Análisis de Varianza (Anova)

Fuentes de Variación	Grados de Libertad	Suma de Cuadrados	Cuadrados Medidos	Valor F	Valor P
Tratamiento	$t - 1$	SC_{trat}	$CM_{trat} = \frac{SC_{trat}}{t - 1}$	$F = \frac{CM_{trat}}{CM_{error}}$	
Error	$t(r - 1)$	SC_{error}	$CM_{error} = \frac{SC_{error}}{t(r - 1)}$		
Total	$tr - 1$	SC_{total}			

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

Suma de cuadrados

- La suma de cuadrados del tratamiento puede ser calculada de la siguiente manera:

$$SC_{trat} = \frac{\sum Y_t^2}{r} - FC$$

Donde:

$$FC = \frac{(\sum \sum Y_{ij})^2}{rt}$$

- La suma de cuadrados del total puede ser calculada de la siguiente manera:

$$SC_{total} = \sum \sum Y_{ij}^2 - FC$$

- La suma de cuadrados del error puede ser calculada de la siguiente manera:

$$SC_{error} = SC_{total} - SC_{trat}$$

Nota: La tabla de análisis de varianza (Anova) puede ser creada con la ayuda de Microsoft Excel.

Interpretación de los Datos

Con tabla de la varianza (Anova) se puede aceptar o rechazar la Hipótesis Nula H_0 por medio del valor de la probabilidad (p), entonces si $p > 0.05$ se acepta H_0 pero si $p < 0.05$ se rechaza H_0 , permitiendo de esta manera tener un nivel de confianza del 95%.

3.3. Población y Muestra

La población y la muestra para comprobar el funcionamiento del prototipo multimodal en telemedicina fueron tomadas como referencia del trabajo de titulación “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE RED DE SENSORES INALÁMBRICOS PARA EL MONITOREO DE LOS PACIENTES. CASO PRÁCTICO: CENTRO DE ATENCIÓN INTEGRAL EN SALUD DE LA ESPOCH” (dspace.espoch.edu.ec/bitstream/123456789/3792/1/98T00062.pdf)

La población está compuesta por los estudiantes de la Escuela de Ingeniería en Electrónica, Telecomunicaciones y Redes.

La muestra está compuesta por los estudiantes de cuarto y segundo semestre la Escuela de Ingeniería en Electrónica, Telecomunicaciones y Redes de los cuales se han tomado: 25 muestras para el escenario 1, 15 muestras para el escenario 2 y 15 muestras para el escenario 3.

3.4. Análisis y validación de los resultados

3.4.1. Escenario Uno

Para el análisis de la rapidez se comparó de los tiempos empleados en la toma de las medidas fisiológicas humanas de forma manual y con el prototipo.

En la Tabla 3-3 se presentan los valores de las medidas fisiológicas humanas obtenidas de forma manual.

Tabla 3-3: Medidas Fisiológicas Obtenidas de Forma Manual

Cédula	Frecuencia Respiratoria (rpm)	Temperatura (°C)	Frecuencia Cardíaca (PRbmp)	Tiempo (seg)
0605100890	20	36.8	76	309.6
0605401975	23	37	80	306
0604202960	18	37.2	72	308.4
0604130450	22	37.1	78	306
1804727467	19	36.7	75	306
0604248195	21	36.9	76	388.2
1726129073	20	37.5	70	378
0503844664	23	37	65	366
0604686972	18	36.5	79	314.4
0605111681	17	37.1	80	318
0604841601	16	37.3	80	363
0503892424	20	37	75	364.8
1726145608	21	36.7	77	315
0604423905	16	36.4	81	363
1804934998	18	36.1	79	318
1202137634	22	37	80	324
1805460902	20	36.8	75	312
0604621847	21	36.5	77	360
0503730087	23	37.1	78	327
2300274905	20	37.3	81	318
1724950751	18	36.5	74	363
0503730426	21	37.2	77	324
1804892824	20	37.5	65	360
1205884933	21	37	72	315.6
1724338635	22	37.3	78	327

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

En la Tabla 4-3 se presentan los valores de las medidas fisiológicas humanas obtenidas con el prototipo.

Tabla 4-3: Medidas Fisiológicas Obtenidas con el Prototipo

Cédula	Frecuencia Respiratoria (rpm)	Temperatura (°C)	Frecuencia Cardíaca (PRbmp)	Oxígeno en la Sangre (%SpO2)	Tiempo (seg)
0605100890	22	35.9	78	95	78
0605401975	24	36	81	97	75
0604202960	20	36.2	75	98	77.4
0604130450	21	36.1	80	95	71.4
1804727467	18	37.5	76	94	69
0604248195	22	37.6	78	95	73.8
1726129073	21	37.9	72	99	78
0503844664	24	36	69	97	73.2
0604686972	18	37.4	80	95	90
0605111681	19	36.5	79	97	84
0604841601	17	36.3	81	95	72
0503892424	22	36	78	99	69
1726145608	22	37.6	79	94	75
0604423905	18	37.4	80	97	78
1804934998	19	37.1	75	99	73.8
1202137634	24	36	81	96	74.4
1805460902	21	37.4	77	97	77.4
0604621847	20	37.6	79	95	69
0503730087	23	36.1	76	97	73.8
2300274905	22	36.7	82	93	69
1724950751	20	37.5	79	94	77.4
0503730426	20	36.6	80	98	71.4
1804892824	18	36.5	65	95	63
1205884933	22	36.2	75	96	73.8
1724338635	20	36.8	80	99	63

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

Planteamiento de la hipótesis

H0: El tiempo empleado es igual en el prototipo y el método manual.

$$H0: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3$$

H1: El tiempo empleado es diferente en el prototipo y el método manual.

$$H1: \mu_1 \neq \mu_2 \neq \mu_3$$

Cálculo de la Varianza

Para el cálculo del análisis de la varianza se utilizó como herramienta de ayuda Microsoft Excel 2013. En la Tabla 5-3 se presentan los valores de la varianza del tiempo empleado en la toma de las medidas fisiológicas humanas de forma manual y con el prototipo.

Tabla 5-3: Varianza del Tiempo Empleado

Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
MANUAL	25	8358	334.32	704.34
PROTOTIPO	25	1849.8	73.992	33.3816

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

Análisis de Resultados (Tabla ANOVA)

En la Tablas 6-3 se presentan la tabla de análisis de varianza (anova) del tiempo empleado en la toma de las medidas fisiológica humanas de forma manual y con el prototipo.

Tabla 6-3: Tabla ANOVA del Tiempo Empleado

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Tratamientos	847133.345	1	847133.345	2296.62069	3.3995E-42	4.04265213
Error	17705.3184	48	368.8608			
Total	864838.663	49				

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

Gráficas de los tiempos empleados en la toma de medidas fisiológicas humanas

En las gráficas se muestra las 25 tomas realizadas a los estudiantes de cuarto semestre de la Escuela de Ingeniería en Electrónica, Telecomunicaciones y Redes con su respectivo tiempo, en las cuales se visualiza que el tiempo empleado en la toma de medidas fisiológicas humanas es menor con utilización del prototipo y que de forma manual, por lo tanto el prototipo multimodal es más rápido. En la Figura 9-3 se presentan las gráficas del tiempo empleado en la toma de las medidas fisiológicas humanas de forma manual y con el prototipo.

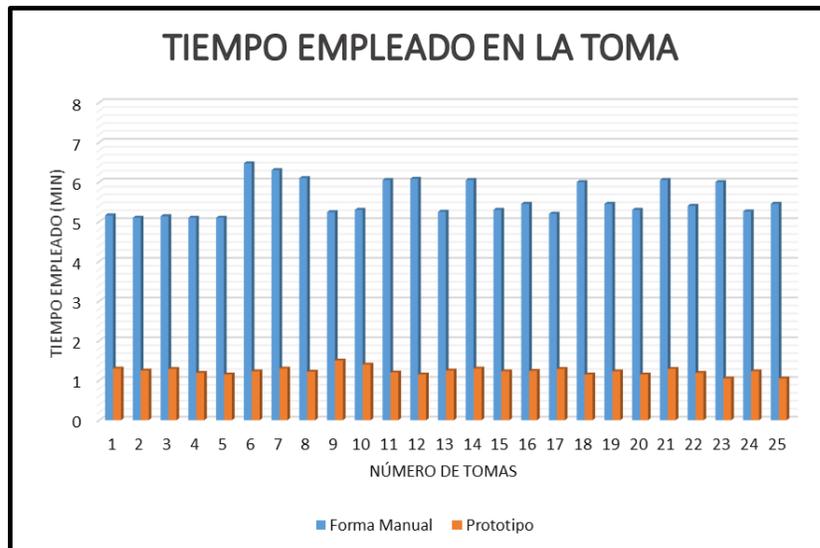


Figura 9-3. Gráficas del tiempo empleado en la toma de medidas fisiológicas
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Interpretación

Con la tabla ANOVA se sabe que la probabilidad es de $3.3995E-42$ y entonces definimos que $p < 0.05$; así que la hipótesis nula se rechaza. Por lo tanto se dice que con el prototipo el tiempo empleado en la toma de las medidas fisiológicas humanas es menor que el tiempo empleado de forma manual. En la Tabla 7-3 se presentan los promedios de los tiempos empleados en la toma de las medidas fisiológicas humanas con el prototipo y de forma manual.

Tabla 7-3: Promedios de tiempos empleados

Promedio de tiempo empleado de forma manual (seg)	Promedio de tiempo empleado prototipo (seg)
334.32	73.992

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

$$334.32 - 73.992 = 260.328$$

$$\text{Porcentaje de Diferencia} = \frac{260.328}{334.32} = 0.778 = 77.87\%$$

Con los resultados obtenidos se puede determinar que la toma de las medidas fisiológicas humanas con el prototipo es un 77.87% más rápida que la que toma de forma manual de las mismas debido a que el tiempo empleado en la medición es menor.

3.4.2. Escenario Dos

Para el análisis la exactitud de los sensores en la toma de las medidas fisiológicas humanas se comparó de los valores de temperatura y frecuencia cardíaca obtenidos con el prototipo (sensor) y de forma manual (termómetro) en el mismo instante.

Temperatura

En la Tabla 8-3 se presentan los valores de temperatura obtenidos con el termómetro y el sensor de temperatura.

Tabla 8-3: Valores de la Temperatura Obtenidas con el Termómetro y el Sensor

Termómetro Temperatura (°C)	Sensor Temperatura (°C)
37.7	37.8
37	36.9
37	37.1
37	37.2
37	37.2
37	37.3
37	36.8
37	37.1
37	37.3
37	37.2
37	37.4
37	37.1
37	36.9
37	37.2
37	37.3

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

Cálculo de la Varianza

Para el cálculo del análisis de la varianza se utilizó como herramienta de ayuda Microsoft Excel 2013. En la Tabla 9-3 se presenta la varianza de los valores de la temperatura obtenidos de forma manual y con el prototipo.

Tabla 9-3: Varianza de la Temperatura

Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
TERMÓMETRO	15	555.7	37.0466667	0.03266667
SENSOR TEMPERATURA	15	557.8	37.1866667	0.05695238

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

$$37.19 - 37.05 = 0.14$$

$$\text{Porcentaje de Diferencia} = \frac{0.14}{37.19} = 0.0037 = 0.37\%$$

Los valores de la temperatura tomados con el prototipo tienen un error de 0.37% demostrando que existe exactitud en los valores medidos con el sensor de temperatura.

Gráficas de los valores de la temperatura

En las gráficas se muestra las 15 tomas realizadas a los estudiantes de la Escuela de Ingeniería en Electrónica, Telecomunicaciones y Redes con sus respectivos valores de temperatura, en las cuales se visualiza que la variación de estos no es tan significativa, por lo tanto existe exactitud en el sensor de temperatura. En la Figura 10-3 se presentan las gráficas de los valores de la temperatura obtenidos de forma manual y con el prototipo.

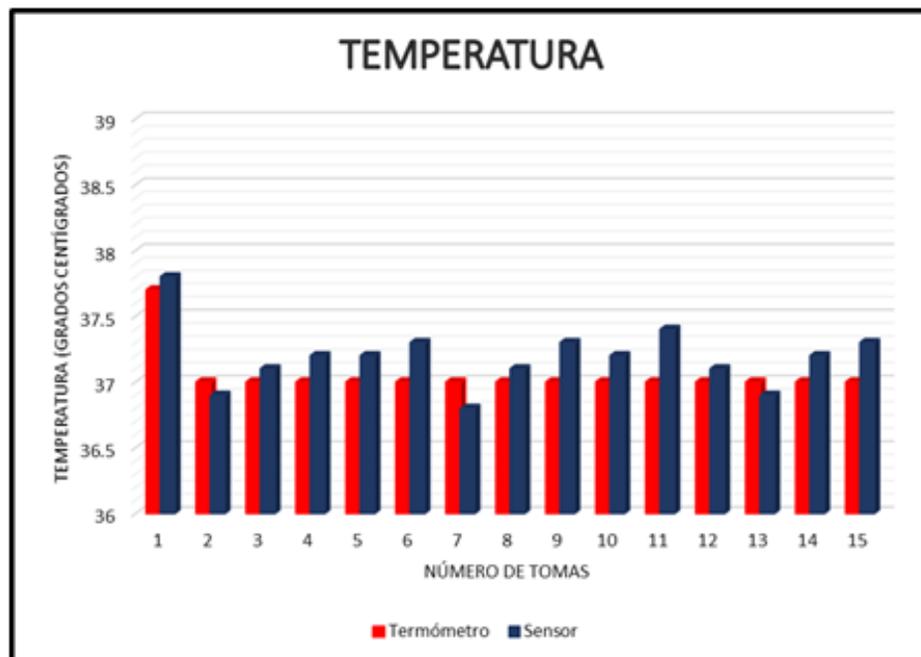


Figura 10-3. Gráficas de los Valores de la Temperatura
Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

Frecuencia Cardíaca

En la Tabla 10-3 se presentan los valores de la frecuencia cardiaca obtenidos de forma manual y con el sensor de pulso.

Tabla 10-3: Valores de la Frecuencia Cardiaca obtenidas de forma manual y con el sensor

Forma Manual Frecuencia Cardiaca (PRbmp)	Sensor Frecuencia Cardiaca (PRbmp)
83	85
93	95
82	85
90	89
88	90
90	91
80	82
85	87
82	80
91	90
86	89
87	88
82	84
91	90
82	80

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

Cálculo de la Varianza

Para el cálculo del análisis de la varianza se utilizó como herramienta de ayuda Microsoft Excel 2013. En la Tabla 11-3 se presenta la varianza de los valores de la frecuencia cardiaca obtenidos de forma manual y con sensor de pulso.

Tabla 11-3: Varianza de la Frecuencia Cardiaca

Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
MANUAL	15	1292	86.1333333	17.552381
SENSOR PULSO	15	1305	87	18.2857143

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

$$87 - 86.13 = 0.87$$

$$\text{Porcentaje de Diferencia} = \frac{0.87}{87} = 0.01 = 1\%$$

Los valores de la frecuencia cardiaca tomados con el prototipo tienen un error de 1% demostrando que existe exactitud en los valores medidos con el sensor de pulso.

Gráficas de los valores de la frecuencia cardiaca

En las gráficas se muestra las 15 tomas realizadas a los estudiantes de la Escuela de Ingeniería en Electrónica, Telecomunicaciones y Redes con sus respectivos valores de la frecuencia cardiaca, en las cuales se visualiza que la variación de estos no es tan significativa, por lo tanto existe exactitud en el sensor de pulso.

En la Figura 11-3 se presentan las gráficas de los valores de la frecuencia cardiaca obtenidos de forma manual y con el prototipo.

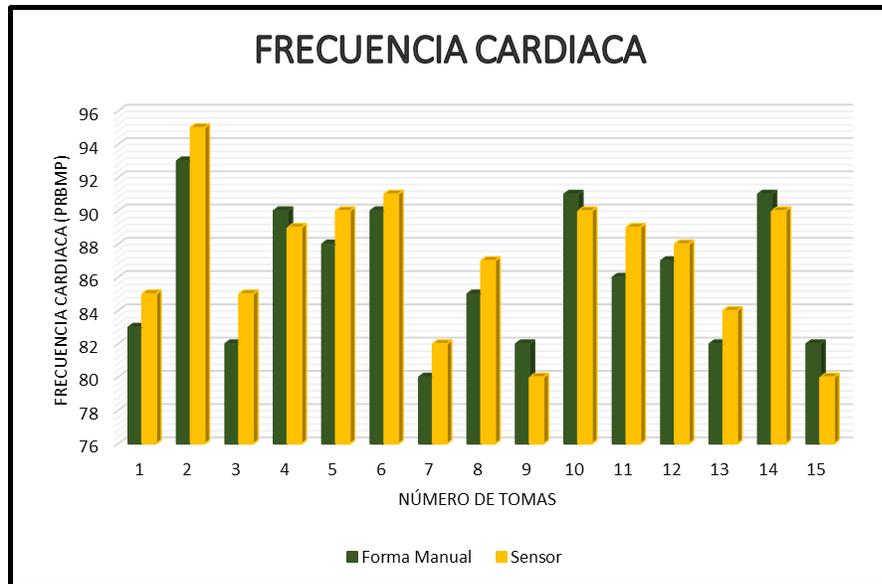


Figura 11-3. Gráficas de los valores de la frecuencia cardiaca
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

3.4.3. Escenario Tres

Para el análisis comparativo de los tiempos empleados en la toma de las medidas fisiológicas humanas a una distancia de 100 metros y 437 metros entre el modulo transmisor y el módulo receptor se realizaron 15 tomas.

En la Tabla 12-3 se presentan los valores de las medidas fisiológicas humanas obtenidas a una distancia de 100 metros entre el transmisor y el receptor.

Tabla 12-3: Medidas Fisiológicas Obtenidas a 100m

Cédula	Frecuencia Respiratoria (rpm)	Temperatura (°C)	Frecuencia Cardíaca (PRbmp)	Oxígeno en la Sangre (%SpO2)	Tiempo (seg)
0605100890	24	37	75	90	73.2
0605401975	22	37	78	95	75.6
0604202960	20	36.9	75	97	78
0604130450	24	36.8	76	95	79.2
1804727467	20	36	69	90	69
0604248195	18	37.2	70	96	72
1726129073	24	36.7	75	97	74.4
0503844664	24	37.1	73	95	78
0604686972	20	36.8	73	97	66
0605111681	19	37.3	76	98	73.8
0604841601	24	37	70	99	72.6
0503892424	20	36.9	85	94	75
1726145608	22	36.7	80	96	69.6
0604423905	24	37.4	77	99	77.4
1804934998	18	36.9	78	98	69

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

En la Tabla 13-3 se presentan los valores de las medidas fisiológicas humanas obtenidas a una distancia de 473 metros entre el transmisor y el receptor.

Tabla 13-3: Medidas Fisiológicas Obtenidas a 473m

Cédula	Frecuencia Respiratoria (rpm)	Temperatura (°C)	Frecuencia Cardíaca (PRbmp)	Oxígeno en la Sangre (%SpO2)	Tiempo (seg)
0605100890	22	37.4	76	90	73.8
0605401975	20	36.9	80	95	76.2
0604202960	19	37	78	98	79.2
0604130450	22	36.5	74	96	79.8
1804727467	20	36.4	70	93	69.6
0604248195	20	37	72	95	72.6
1726129073	23	36.9	78	95	75
0503844664	22	37	75	96	78
0604686972	19	37	75	98	67.2
0605111681	20	37.4	77	98	73.8
0604841601	22	37.2	71	98	73.8
0503892424	20	37	86	93	76.2
1726145608	21	36.5	82	96	70.2
0604423905	22	37.2	79	97	78
1804934998	20	37.1	78	95	76.2

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

Cálculo de la Varianza

En la Tabla 14-3 se presentan los valores de la varianza del tiempo empleado en la toma de las medidas fisiológicas humanas obtenidas a una distancia de 100m y 473m entre el módulo transmisor y el modulo receptor.

Tabla 14-3: Varianza del Tiempo de 100m a 473m

Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
MEDIDAS A 100M	15	1102.8	73.52	15.0617143
MEDIDAS A 473M	15	1108.2	73.88	14.7531429

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

$$73.88 - 73.52 = 0.36$$

$$\text{Porcentaje de Diferencia} = \frac{1.4}{77.4} = 0.0049 = 0.49\%$$

Los tiempos empleados en la toma de las medidas fisiológicas humanas a distintas distancias tienen un error de 0.49% demostrando de esta manera que el tiempo de transmisión solo varía por muy pocos segundos.

Gráficas del tiempo empleado en la toma de las medidas fisiológicas humanas a 100m y 437m

En las gráficas se muestra las 15 tomas realizadas a los estudiantes de la Escuela de Ingeniería en Electrónica, Telecomunicaciones y Redes con sus respectivos tiempos empleados, en las cuales se visualiza que la variación de estos no es tan significativa a diferentes distancias, de mostrando que el tiempo de transmisión varía por ,muy pocos segundos.

En la Figura 12-3 se presentan las gráficas del tiempo empleado en en la toma de las medidas fisiológicas humanas obtenidas a una distancia de 100m y 473m entre el modulo transmisor y el modulo receptor.

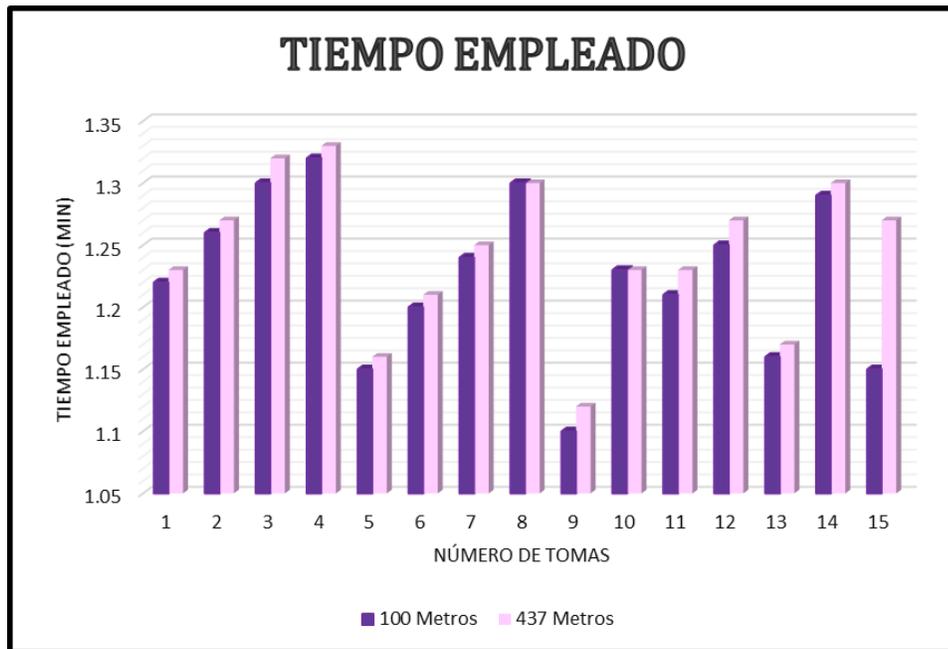


Figura 12-3. Gráficas de los Tiempos Empleados
 Realizado por: Loachamin, Mercy; Ribadeneira, Verónica, 2016

3.4.4. Escenario Cuatro

Para el análisis de la repetitividad se utilizaron 20 lecturas de la temperatura y la frecuencia cardiaca que fueron medidas en un ambiente en las mismas condiciones. Mediante la ayuda de Microsoft Excel 2013 se obtuvo la media, la desviación estándar y el coeficiente de variación.

En la tabla 15-3 se presentan las lecturas de la temperatura, la frecuencia cardiaca, los resultados de la media, desviación estándar y el coeficiente de variación.

Tabla 15-3: Análisis de la Repetitividad de la Temperatura y Pulso

N°	Temperatura(°C)	Frecuencia Cardíaca (PRbmp)
1	37.09	86
2	37.24	86
3	36.86	86
4	37.06	86
5	37.18	86
6	37.18	87
7	37.12	88
8	36.97	88
9	37.09	88
10	37.18	88
11	37.12	88
12	37.09	89
13	37.27	89
14	36.94	89
15	37.15	89
16	37.06	89
17	37.03	88
18	36.94	87
19	37.15	87
20	37.15	87
Media:	37.09	87.55
Desviación estándar:	0.10	1.12
Coefficiente de variación:	0.27%	1.28%

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

El coeficiente de variación obtenido de las lecturas de los sensores de temperatura y frecuencia cardíaca es de 0.27% y 1.28% respectivamente por lo que se determina que las lecturas realizadas con los sensores tienen poca variabilidad ya que se encuentra en el rango de precisión aceptable del 0% y 10%, según la fuente (www.vitutor.com/estadística/descriptiva/a_17.html)

3.5. Presupuesto del prototipo multimodal en Telemedicina para emergencias

A continuación se presenta el presupuesto económico de la implementación del prototipo multimodal en telemedicina para emergencias, con elementos adquiridos en Ecuador y España.

En la Tabla 16-3 se presenta un listado de los componentes y costos de cada uno de los módulos que integran el prototipo multimodal en telemedicina para emergencias. El módulo transmisor presenta un mayor número de componentes en su diseño y su costo de 344,65 USD, el módulo de identificación un costo de 19,71 USD y el módulo trasmisor un costo de 73,00 USD. Dando un costo total del prototipo de 437,36 USD, que al ser comparado con 600 USD requeridos para construir una plataforma completa de sensores de telemedicina para emergencias o con el presupuesto de las tesis relacionadas a la Telemedicina que utilizan solo un sensor médico, tiene un costo accesible para ser adquirido en cualquier entidad de salud.

Tabla 16-3: Presupuesto del prototipo multimodal en Telemedicina para emergencia

MÓDULOS	COMPONENTES	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO	PRECIO 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 Pulso y Oxígeno de la Sangre	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	2	1.50	3.00
	Relé 5v DC RH-005C	2	1.02	2.04
	Bornera de 2 Tornillos	1	0.20	0.20
	Espadín Hembra de 6, 8, 10 Pines	12	0.35	4.20
	Sockets Espadines 40 Pines	2	0.62	1.24
	Timmer de Precisión 10K	1	0.66	0.66
	Micro Switch 6 Pines	2	0.31	0.62
	Diodo 1N4148	2	0.15	0.30
	Transistor 2N 3904	2	0.15	0.30
	Resistencias	7	0.06	0.42
	Diodo LED	1	0.21	0.21
	Pulsador de 2 Pines	5	0.10	0.50
Cables para Conexión	1	0.50	0.50	

	Modem GSM/GPRS SIM 900	1	50.00	50.00
	Chip Movistar	1	3.00	3.00
	Power Bank Modelo B-9119	1	15.00	15.00
	Jack de 2.5 mm DC	1	0.35	0.35
	Caja de Madera	1	5.00	5.00
	Tapa en Acrílico para la Caja	1	5.00	5.00
	Precio del Módulo Transmisor			344.65
Módulo de Identificación	Arduino NANO	1	10.00	10.00
	Teclado Hexadecimal de 16 Teclas	1	8.00	8.00
	Bus de Datos	1	1.50	1.50
	Diodo LED	1	0.21	0.21
	Precio del Módulo de Identificación			19.71
Módulo Receptor	Arduino Uno	1	20.00	20.00
	Modem GSM/GPRS SIM 900	1	50.00	50.00
	Chip Movistar	1	3.00	3.00
	Precio del Módulo Receptor			73.00
PRECIO TOTAL DEL PROTOTIPO				437.36

Realizado por: Loachamin, Mercy; Verónica Ribadeneira, 2016

CONCLUSIONES

- Con la investigación realizada se pudo determinar que las principales medidas fisiológicas tomadas en casos de emergencia son: el pulso, la temperatura, la respiración y la oxigenación en la sangre por lo que se utilizó los sensores más adecuados para dichas tomas.
- Mediante la comparación de las tarjetas de desarrollo se eligió el Arduino UNO por su bajo costo, por la compatibilidad con los sensores y el modem GSM/GPRS SIM900 y por el voltaje de operación de 5v cumpliendo con necesidades y requerimientos del prototipo. Además con la comparación de las tecnologías móviles y considerando el último estudio realizado por el INEC en diciembre del 2015 el 89.5% de los hogares del Ecuador posee al menos un teléfono celular, se utilizó GPRS, por ser una tecnología inalámbrica de datos con mayor cobertura a nivel nacional, largas distancias sin línea de vista, disponibilidad en cualquier momento y lugar.
- Para la validación de los resultados se comparó las medidas fisiológicas humanas tomadas de forma manual y con el prototipo obteniendo resultados promedios de 5.57 y 1.23 minutos respectivamente determinando que la toma con el prototipo es un 77.87% más rápida, de la comparación de los valores de la temperatura y el pulso se obtuvo un error de 0.37% y 1% respectivamente demostrando que existe exactitud en los valores medidos con los sensores y los coeficientes de variación obtenidos de las lecturas de los sensores de temperatura y pulso son de 0.27% y 1.28% respectivamente determinando que el prototipo implementado tiene poca variabilidad.
- El prototipo multimodal optimiza el tiempo empleado y posee exactitud en la lectura de las medidas fisiológicas humanas en casos de emergencia.

RECOMENDACIONES

- Para la alimentación del prototipo multimodal se recomienda utilizar baterías de celdas solares, power band (battery pack) o la batería del vehículo de emergencia, para no depender de la energía eléctrica, ya que el equipo va estar en movimiento.
- La velocidad de transmisión de los datos debe ser la misma en todos los dispositivos del prototipo multimodal para su correcto funcionamiento.
- Para trabajos de investigación a futuro se puede incorporar la base de datos del Registro Civil al prototipo multimodal ya que cuenta con la información completa de los personas de nuestro país.
- Se recomienda utilizar el prototipo multimodal, porque permite transmitir en tiempo real los valores de las medidas fisiológicas humanas sin importar la distancia y el ambiente donde se encuentre el paciente, convirtiéndose en una herramienta de ayuda en la toma de decisiones.

BIBLIOGRAFÍA

Agencia Nacional de Transito. *Estadísticas de transporte terrestre y seguridad vial* [en línea]. 2016: Siniestros Septiembre 2016, Lesionados Septiembre 2016, Fallecidos Septiembre 2016. [Consulta: 29 octubre 2015] Disponible en: (<http://www.ant.gob.ec/index.php/noticias/estadisticas#.WBL16PnhDIX>)

Ana Karina Cadavid D. *Telemedicina Clasificación en el Tiempo* [blog]. [Consulta: 29 octubre 2015]. Disponible en: <http://telemedicinaanakarinacadavid.blogspot.com/2016/09/clasificacion-en-el-tiempo.html>

Ángela Aguayo. Ana Lagos. *Guía Clínica de Control de Signos Vitales* [en línea]. Valores Normales de Frecuencia Cardíaca: 4 Frecuencia Cardíaca. [Consulta: 29 octubre 2015]. Disponible en: <http://academico.upv.cl/doctos/KINE-4068/%7B328B1B37-2C2A-4747-8B38-169806A27753%7D/2012/S1/GUIA%20TECNICA%20DE%20CONTROL%20DE%20SIGNOS%20VITALES%20KINE.pdf>

Ángela Aguayo. Ana Lagos. *Guía Clínica de Control de Signos Vitales* [en línea]. Valores Normales de Frecuencia Respiratoria: 6 Frecuencia Respiratoria. [Consulta: 29 octubre 2015]. Disponible en: <http://academico.upv.cl/doctos/KINE-4068/%7B328B1B37-2C2A-4747-8B38-169806A27753%7D/2012/S1/GUIA%20TECNICA%20DE%20CONTROL%20DE%20SIGNOS%20VITALES%20KINE.pdf>

Ángela Aguayo. Ana Lagos. *Guía Clínica de Control de Signos Vitales* [en línea]. Valores Normales Temperatura: 14 Temperatura. [Consulta: 29 octubre 2015]. Disponible en: <http://academico.upv.cl/doctos/KINE-4068/%7B328B1B37-2C2A-4747-8B38-169806A27753%7D/2012/S1/GUIA%20TECNICA%20DE%20CONTROL%20DE%20SIGNOS%20VITALES%20KINE.pdf>

A.P. Sánchez Zumba. *Repositorio UTA – Sistema de telemedicina para monitorear los niveles de glucosa en pacientes con diabetes* [En línea] (tesis). (Pregrado) UTA, Ambato, Ecuador. 2014. pp. [Consulta: 25 octubre 2015]. Disponible en: http://repo.uta.edu.ec/bitstream/123456789/8510/1/Tesis_t935ec.pdf

Arduino. *Biblioteca LiquidCrystal* [en línea]. [Consulta: 30 noviembre 2015]. Disponible en: www.arduino.cc/en/Reference/LiquidCrystal

Arduino. *Biblioteca PinChangeInt* [en línea]. [Consulta: 30 noviembre 2015]. Disponible en: <http://playground.arduino.cc/Main/PinChangeInt>

Arduino. *Arduino Software (IDE)* [en línea]. [Consulta: 30 noviembre 2015]. Disponible en: www.arduino.cc/en/Guide/Environment

Arduino. *Biblioteca SoftwareSerial* [en línea]. [Consulta: 30 noviembre 2015]. Disponible en: www.arduino.cc/en/Reference/SoftwareSerial

Arduino.cl. *¿Qué es Arduino?* [en línea]. [Consulta: 19 noviembre 2015]. Disponible en: <http://arduino.cl/que-es-arduino/>

Aurora Miguel García. *Manual Técnicas y Procedimientos de Enfermería* [en línea]. Procedimiento: 49 Medida de la Tensión Arterial. [Consulta: 12 noviembre 2015]. Disponible en: http://www.hulp.es/web_enfermeria/tension.htm#arriba

BlogElectronica.com. *SMS en Formato PDU* [en línea]. Estructura de los SMS en Formato PDU: SMS Recibidos [Consulta: 30 noviembre 2015]. Disponible en: www.blogelectronica.com/sms-pdu/

C. Albaladejo Pérez. *Arquitectura de una Red de Sensores Inalámbrica* [en línea]. Descripción General de la WNS [Consulta: 19 noviembre 2015]. Disponible en: <http://repositorio.upct.es/bitstream/handle/10317/2050/ars.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

Clinic Cloud. *Historia de la telemedicina* [blog]. [Consulta: 25 octubre 2015]. Disponible en: <https://clinic-cloud.com/historia-de-la-telemedicina/>

Coefficientes de variación e intervalos de confianza [en línea]. Coeficientes de variación: 2 [Consulta: 30 de noviembre 2015]. Disponible en: www.vitutor.com/estadística/descriptiva/a_17.html

Conceptos sobre la valoración de Signos Vitales, procedimiento de Signos Vitales y Glucotest [en línea]. Frecuencia Respiratoria: 3. [Consulta: 29 octubre 2015]. Disponible en: http://www.fm.unt.edu.ar/carreras/webenfermeria/documentos/Valoracion_Signos_Vitales.pdf

C. S. Carrillo Sampedro y B. A. Villagrán Sánchez. Implementación de un Prototipo de una Plataforma de Tele-Cuidado por medio de Tele-Ubicación de personas en Riesgo (Ancianos, Discapacitados, Epilépticos, Enfermos del Corazón, Diabéticos, Alzheimer, etc.) [En línea] (tesis). (Pregrado) Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador. 2008. pp. [Consulta: 25 octubre 2015]. Disponible en: [http://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/610/1/CD-1572\(2008-06-30-03-21-46\).pdf](http://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/610/1/CD-1572(2008-06-30-03-21-46).pdf).

Estuelectronic. *Qué y para qué Sirve Labview* [blog]. [Consulta: 25 noviembre 2015]. Disponible en: <https://estuelectronic.wordpress.com/2012/08/06/que-es-y-para-que-sirve-labview/>

Foro Electrónico. *Proteus Programa + Manuales* [blog]. Proteus 8 [Consulta: 25 noviembre 2015]. Disponible en: <https://foroelectronico.wordpress.com/2014/04/15/proteus/>

Geeetech. *Arduino GPRS Shield* [En línea]. 2014. [Consulta: 30 noviembre 2015]. Disponible en: http://www.geeetech.com/wiki/index.php/Arduino_GPRS_Shield.

INEC Ecuador. *Tecnologías de la Información y Comunicaciones (TIC'S) 2015* [en línea]. Equipamiento de Hogar: 6 Hogares que Tienen Celular a Nivel Nacional. [Consulta: 19 noviembre 2015]. Disponible en: http://www.ecuadorencifras.gob.ec//documentos/web-inec/Estadisticas_Sociales/TIC/2015/Presentacion_TIC_2015.pdf

Libelium. *V2.0 plataforma de sensores e-Salud para Arduino y Frambuesa Pi [biométricos / Aplicaciones Médicas]* [en línea]. La Librería [Consulta: 30 noviembre 2015]. Disponible en: www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical

Libelium. *V2.0 plataforma de sensores e-Salud para Arduino y Frambuesa Pi [biométricos / Aplicaciones Médicas]* [en línea]. Sensor Plataforma: Flujo de aire: la respiración [Consulta: 30 noviembre 2015]. Disponible en: <https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical>

Libelium. *V2.0 plataforma de sensores e-Salud para Arduino y Frambuesa Pi [biométricos / Aplicaciones Médicas]* [en línea]. Sensor Plataforma: Pulso y oxígeno en la sangre (SpO2) [Consulta: 30 noviembre 2015]. Disponible en: <https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical>

López Pulles Ramiro. *Modelo de gestión de la Telemedicina/Telesalud en la nueva Constitución ecuatoriana* [blog]. Quito: 2010. [Consulta: 30 octubre 2015]. Disponible en: http://www.imbiomed.com.mx/1/1/articulos.php?method=showDetail&id_articulo=65332&id_seccion=3430&id_ejemplar=6562&id_revista=203

Lucas Iacono. *Estudio de la Integración entre WSN y redes TCP/IP* [en línea]. Introducción: 1. [Consulta: 29 octubre 2015]. Disponible en: http://www.um.edu.uy/docs/5_estudio_de_la_integracion_entre_WSN_redes%20TCP_IP.pdf

M. A. Pilco Llumitaxi y V.A. Zavala Angamarca. *Diseño e implementación de un prototipo de red de sensores inalámbricos para el monitoreo de los pacientes. Caso práctico: Centro de Atención Integral en Salud de la ESPOCH* [En línea] (tesis). (Pregrado) ESPOCH, Riobamba, Ecuador. 2015. pp. [Consulta: 25 octubre 2015]. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/bitstream/123456789/3792/1/98T00062.pdf>

MedlinePlus [en línea]. EEUU: Linda J. Vorvick, 2014. *Medición de la Temperatura: Enciclopedia Médica.* [Consulta: 19 noviembre 2015]. Disponible en: https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/9961.htm

Menos media y más Comunicación. *Placa Arduino Uno* [blog]. Características Técnicas de Arduino Uno r3 [Consulta: 19 noviembre 2015]. Disponible en: <http://www.menosmedia.org/spip.php?article43>

Migdalia Rodríguez. *Signos Vitales. Pulso, temperatura, respiración y presión arterial.* [En línea]. Ejemplos: 8 ¿Qué es el pulso? [Consulta: 29 octubre 2015]. Disponible en: <http://facultad.bayamon.inter.edu/mirodriguez/1121/Signos%20Vitales.pdf>

Pulso Oxímetro de dedo pulso sensor de oxígeno en la sangre Spo2 Monitor de ritmo cardiaco. [en línea]. Especificaciones [Consulta: 30 noviembre 2015]. Disponible en: <http://www.ebay.es/itm/NEW-PULSE-OXIMETER-FINGER-PULSE-SENSOR-BLOOD-OXYGEN-SPO2-HEART-RATE-MONITOR-USA-/161702872841>

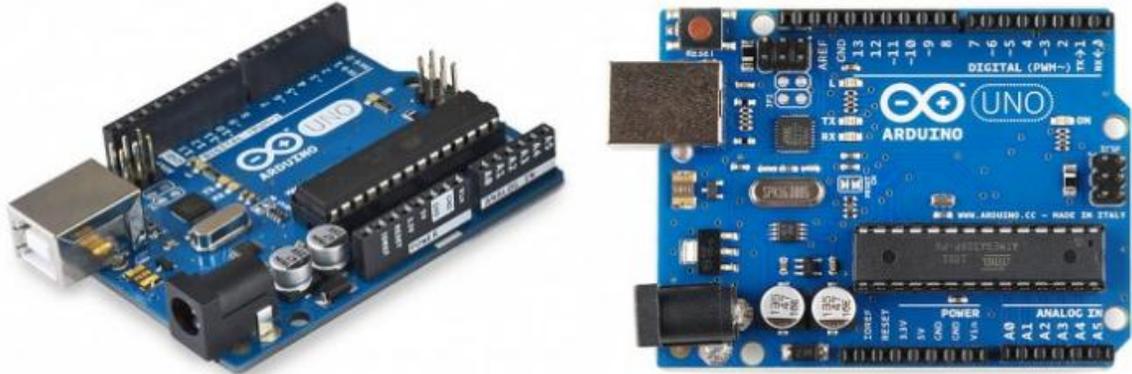
Sandra Penagos. Luz Dary Salazar. *Control de Signos Vitales* [en línea]. Cifras Normales: 6 Presión Arterial (PA) o Tensión Arterial (TA). [Consulta: 29 octubre 2015]. Disponible en: http://hectorfutbool.mex.tl/images/32235/Control_de_signos_vitales.pdf

S. Valdiviezo. *Sistema de Comunicación Virtual para mejoramiento del Control de la Ingesta de medicamentos en enfermos crónicos del Centro de Medicina Integral* [En línea] (Tesis). (Pregrado) UTA, Ambato, Ecuador.2012. pp. [Consulta: 25 octubre 2015].Disponible en: http://repo.uta.edu.ec/bitstream/handle/123456789/2389/Tesis_t739ec.pdf?sequence=1.

ANEXOS

ANEXO A

Arduino UNO



Description

Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328 (datasheet). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button.

It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started.

The Uno differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega16U2 (Atmega8U2 up to version R2) programmed as a USB-to-serial converter.

Revision 2 of the Uno board has a resistor pulling the 8U2 HWB line to ground, making it easier to put into [DFU mode](#).

Revision 3 of the board has the following new features:

- 1.0 pinout: added SDA and SCL pins that are near to the AREF pin and two other new pins placed near to the RESET pin, the IOREF that allow the shields to adapt to the voltage provided from the board. In future, shields will be compatible both with the board that use the AVR, which operate with 5V and with the Arduino Due that operate with 3.3V. The second one is a not connected pin, that is reserved for future purposes.
- Stronger RESET circuit.
- Atmega 16U2 replace the 8U2.

Specifications:

Microcontroller ATmega328

Operating Voltage 5V

Input Voltage (recommended) 7-12V

Input Voltage (limits) 6-20V

Digital I/O Pins 14 (of which 6 provide PWM output)

Analog Input Pins 6

DC Current per I/O Pin 40 mA

DC Current for 3.3V Pin 50 mA

Flash Memory 32 KB of which 0.5 KB used by bootloader

SRAM 2 KB

EEPROM 1 KB

Clock Speed 16 MHz

ANEXO B

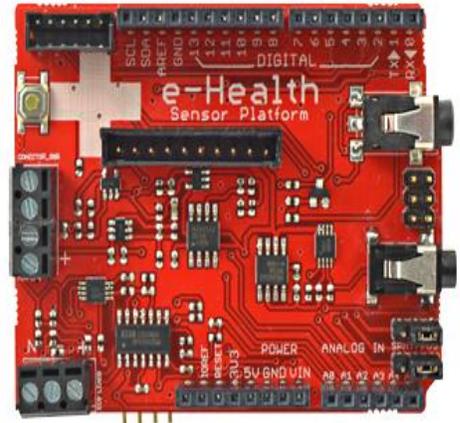
E-Health Sensor Platform V1.0 for Arduino

The e-Health Sensor Shield allows Arduino and Raspberry Pi users to perform biometric and medical applications where body monitoring is needed by using 9 different sensors: pulse, oxygen in blood (SPO2), airflow (breathing), body temperature, electrocardiogram (ECG), glucometer, galvanic skin response (GSR - sweating), blood pressure (sphygmomanometer) and patient position (accelerometer).

This information can be used to monitor in real time the state of a patient or to get sensitive data in order to be subsequently analysed for medical diagnosis. Biometric information gathered can be wirelessly sent using any of the 6 connectivity options available: Wi-Fi, 3G, GPRS, Bluetooth, 802.15.4 and ZigBee depending on the application.

If real time image diagnosis is needed a camera can be attached to the 3G module in order to send photos and videos of the patient to a medical diagnosis center.

Data can be sent to the Cloud in order to perform permanent storage or visualized in real time by sending the data directly to a laptop or Smartphone. iPhone and Android applications have been designed in order to easily see the patient's information.

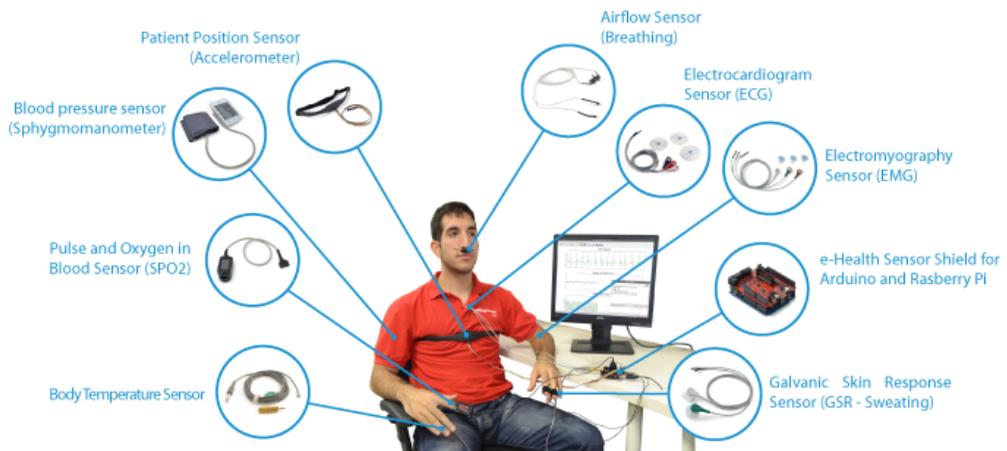


Data can be sent to the Cloud in order to perform permanent storage or visualized in real time by sending the data directly to a laptop or Smartphone. iPhone and Android applications have been designed in order to easily see the patient's information.



Privacy is one of the key points in this kind of applications. For this reason the platform includes several security levels:

- In the communication link layer: AES 128 for 802.14.5 / ZigBee and WPA2 for Wifi.
- In the application layer: by using the HTTPS (secure) protocol we ensure a point to point security tunnel between each sensor node and the web server (this is the same method as used in the bank transfers).



Body Temperature Sensor for e-Health Platform [Biometric / Medical Applications]



This sensor allows you to measure body temperature. It is of great medical importance to measure body temperature. The reason is that a number of diseases are accompanied by characteristic changes in body temperature. Likewise, the course of certain diseases can be monitored by measuring body temperature, and the efficiency of a treatment initiated can be evaluated by the physician.

You can find our [e-Health Sensor Platform Complete Kit](#) to get a complete First Aid Kit for Makers or buy the [e-Health Sensor Shield](#) separately.

IMPORTANT: The e-Health Sensor Platform has been designed by Cooking Hacks in order to help researchers, developers and artists to measure biometric sensor data for experimentation, fun and test purposes. However, as the platform does not have medical certifications it can not be used to monitor critical patients who need accurate medical monitoring or those whose conditions must be accurately measured for an ulterior professional diagnosis.

NOTE: If you are searching for [Wireless Sensor Networks](#) devices (motes) you may be interested in our *ready to market* sensor platform: [Waspmote](#) which counts with more than 50 sensors available to use.

Pulse and Oxygen in Blood Sensor (SPO2) for e-Health Platform [Biometric/Medical Applications]



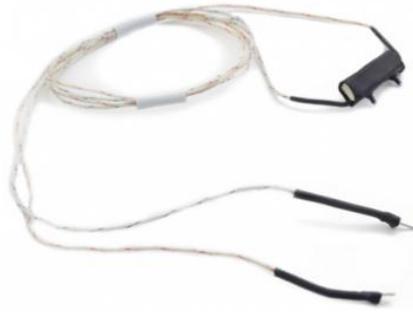
Pulse oximetry a noninvasive method of indicating the arterial oxygen saturation of functional hemoglobin. Oxygen saturation is defined as the measurement of the amount of oxygen dissolved in blood, based on the detection of Hemoglobin and Deoxyhemoglobin. Two different light wavelengths are used to measure the actual difference in the absorption spectra of HbO₂ and Hb. The bloodstream is affected by the concentration of HbO₂ and Hb, and their absorption coefficients are measured using two wavelengths 660 nm (red light spectra) and 940 nm (infrared light spectra). Deoxygenated and oxygenated hemoglobin absorb different wavelengths.

You can find our [e-Health Sensor Platform Complete Kit](#) to get a complete First Aid Kit for Makers or buy the [e-Health Sensor Shield](#) separately.

IMPORTANT: The e-Health Sensor Platform has been designed by Cooking Hacks in order to help researchers, developers and artists to measure biometric sensor data for experimentation, fun and test purposes. However, as the platform does not have medical certifications it can not be used to monitor critical patients who need accurate medical monitoring or those whose conditions must be accurately measured for an ulterior professional diagnosis.

NOTE: If you are searching for [Wireless Sensor Networks](#) devices (motes) you may be interested in our *ready to market* sensor platform: [Waspmote](#) which counts with more than 50 sensors available to use.

Airflow Sensor (Breathing) for e-Health Platform [Biometric / Medical Applications]



The nasal airflow sensor is a device used to monitor airflow rate of a patient in need of respiratory help. This device consists of a flexible thread which fits behind the ears, and a set of two prongs which are placed in the nostrils. Breathing is measured by these prongs.

You can find our [e-Health Sensor Platform Complete Kit](#) to get a complete First Aid Kit for Makers or buy the [e-Health Sensor Shield](#) separately.

IMPORTANT: The e-Health Sensor Platform has been designed by Cooking Hacks in order to help researchers, developers and artists to measure biometric sensor data for experimentation, fun and test purposes. However, as the platform does not have medical certifications it can not be used to monitor critical patients who need accurate medical monitoring or those whose conditions must be accurately measured for an ulterior professional diagnosis.

NOTE: If you are searching for [Wireless Sensor Networks](#) devices (nodes) you may be interested in our *ready to market* sensor platform: [Waspmote](#) which counts with more than 50 sensors available to use.

ANEXO C

Antena Whip



WH2400 Whip Antenna

Antenna for Use with 2.4GHz ELPRO Products



Description

The WH2400-SMA Whip Antenna is a 1/4 wave antenna suitable for ELPRO 2.4GHz product range. The antenna is vertically polarized with an omnidirectional radiation pattern.

These antennas are mounted directly onto the ELPRO product and are intended for demonstration use or short range communications only.

Specifications	
Parameters	
Frequency	2380 - 2520MHz
Gain	-2dBi
Bandwidth	140MHz of Center Frequency
VSWR	< 1.5:1
Polarization	Vertical
H Plane	Omnidirectional
Termination	
Termination	SMA Male
General	
Size	54mm (2.1")
Housing	PVC/wire
Mounting	SMA Male Connector Base to Module
Weight	0.1kg (0.22lbs)
Wind Loading	N/A
Note: Specifications subject to change.	

Ordering

To order, select product code from the table and specify country of application.

Product Code	Description	Frequency
WH2400-SMA	Whip Antenna - 54mm (2.1"), SMA Male, -2dBi Gain	2380 - 2520MHz

ANEXO D

Arduino GPRS Shield

Arduino GPRS Shield - Geeetech Wiki
Página 1 de 22

Arduino GPRS Shield - Geeetech Wiki
Página 2 de 22

Arduino GPRS Shield

From Geeetech Wiki

Content:

- 1 Introduction
- 2 Features
- 3 Application Ideas
- 4 Cautions
- 5 Hardware Diagram
- 6 Getting Started
 - 6.1 Indicator LEDs
 - 6.2 Power Up and Power Down the GPRS Shield
 - 6.2.1 Power Up the GPRS Shield
 - 6.2.2 Power Down the GPRS Shield
 - 6.3 Serial Port(UART) Communication
 - 6.4 Typical Sketch in Arduino
 - 6.4.1 Step 1: Creating a test setup for the GPRS Shield
 - 6.4.2 SoftwareSerial Library Notes
 - 6.5 A Simple Source Code Examples
- 7 Schematics
- 8 Resources
- 9 Recommendations to test the communication
 - 9.1 FAQs
 - 9.2 Tools
 - 9.3 Steps
- 10 How to buy

Introduction



The GPRS Shield is based on SIM900 module from SIMCOM and compatible with Arduino and its clones. The GPRS Shield provides you a way to communicate using the GSM cell phone network. The shield allows you to achieve SMS, MMS, GPRS and Audio via UART by sending AT commands (GSM 07.07, 07.05 and SIMCOM enhanced AT Commands). The shield also has 12 GPIOs, 1 PWMs and an ADC of the SIM900 module(They are all 3V3 logic) present onboard.

Features

- Quad Band (850 / 900 / 1800 / 1900 MHz) - would work on GSM networks in all countries across the world.
- GPRS multi-class class 1+2B
- GPRS module status class B
- Compliant to GSM phase 2+
- Class 1 D W @ (850 / 900 MHz)
- Class 1 G W @ (1800 / 1900MHz)
- Control via AT commands - Standard Commands: GSM 07.07 & 07.05 / Enhanced Commands: SIMCOM AT Commands
- Short Message Service - so that you can send small amounts of data over the network (ASCII or raw hexadecimal).
- Embedded TCP/IP stack - allows you to upload data to a web server.
- ETC supported.
- Suitable serial port.
- Speaker and Handphone jacks
- Low power consumption - 1.5mA(sleep mode)
- Industrial Temperature Range -40°C to +85 °C

Specifications

Application Ideas

- M2M (Machine 2 Machine) Applications
- Remote control of appliances
- Remote Weather station or a Wireless Sensor Network
- Vehicle Tracking System with a GPS module

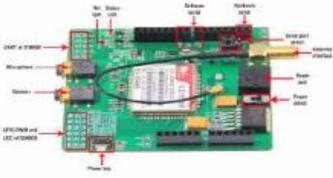
Cautions

- Make sure your SIM card is installed.
- The product is provided as is without an insulating enclosure. Please observe ESD precautions specially in dry (low humidity) weather.
- The factory default setting for the GPRS Shield UART is 3000 bps 8-N-1. (Can be changed using AT commands)

Arduino GPRS Shield - Geeetech Wiki
Página 3 de 22

Arduino GPRS Shield - Geeetech Wiki
Página 4 de 22

Hardware Diagram



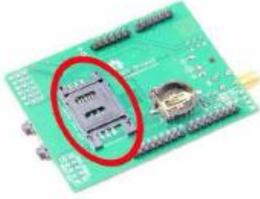
- Power input - select the power supply for GPRS shield(internal power or 5v of arduino)
- Power jack - connected to external 4.0-5VDC power supply
- Antenna interface - connected to external antenna
- Serial port selecter - select either software serial port or hardware serial port to be connected to GPRS Shield
- Hardware Serial - DTR/DV of Arduino
- Software serial - DTR/DV of Arduino
- Status LED - tell whether the power of SIM900 is on
- Not light - tell the status about SIM900 linking to the net
- UART of SIM900 - UART pins breakout of SIM900
- Microphone - to answer the phone call
- Speaker - to answer the phone call
- GPRS PWM and ADC of SIM900 - GPRS PWM and ADC pins breakout of SIM900
- Power key - power up and down for SIM900

- Pins usage on Arduino
 - D0 - Unused if you select software serial port to communicate with GPRS Shield
 - D1 - Unused if you select software serial port to communicate with GPRS Shield
 - D2 - Unused
 - D3 - Unused
 - D4 - Unused
 - D5 - Unused
 - D6 - Unused
 - D7 - Used if you select software serial port to communicate with GPRS Shield
 - D8 - Used if you select software serial port to communicate with GPRS Shield
 - D9 - Used for software control the power up or down of the SIM900
- D10 - Unused
- D11 - Unused
- D12 - Unused
- D13 - Unused
- D14(A0) - Unused
- D15(A1) - Unused
- D16(A2) - Unused
- D17(A3) - Unused
- D18(A4) - Unused
- D19(A5) - Unused

• Note: A4 and A5 are connected to the I2C pins on the SIM900. The SIM900 however cannot be accessed via the I2C.

Getting Started

- Insert a network SIM card



- Make sure the antenna pad backed properly



- Assemble the GSM antenna

ANEXO E

CÓDIGO MÓDULO DE TRANSMISIÓN

Código Arduino UNO

```
#include <eHealth.h>
#include <PinChangeInt.h>
#include <LiquidCrystal.h>
LiquidCrystal lcd(12, 11, 10, 9, 5, 4);
float temperature;
const int pul1 = A0;
const int pul2 = 2;
const int pul3 = 3;
const int pul4 = A4;
unsigned long dares=0; // Dato de la respiracion a concatenar
long datemp=0; // Dato temperatura concatenado
unsigned long dabpm=0; //dato bpm concatenado
unsigned long daspo=0; //dato spo concatenado
int sig=A5;
int led=13;
int spul1=0;
int spul2=0;
int spul3=0;
int spul4=0;
int bpm=0;
int spo2=0;
int var=0;
int air;
int a=0;
int b=0;

unsigned long var2=0;
uint8_t cont = 0;
// the setup routine runs once when you press reset:
void setup() {

  Serial.begin(9600);
  lcd.begin(16, 2);
  pinMode(pul1, INPUT);
```

```

pinMode(pul2, INPUT);
pinMode(pul3, INPUT);
pinMode(pul4, INPUT);
pinMode(sig, OUTPUT);
pinMode(led, OUTPUT);

SIM900power();
digitalWrite(sig,LOW);
digitalWrite(led,LOW);
lcd.print("Iniciando");
delay(500);
}

// the loop routine runs over and over again forever:
void loop() {
lcd.clear();
lcd.print("Listo");

pulsadores();
switch (var) {
case 1:
cedula();
break;
case 2:
pulsometro();
break;
case 3:
temperatura();
break;
case 4:
respiracion();
break;
case 5:
ledenvio();
break;
}
}

void cedula()
{
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("Cedula");
}

```

```

digitalWrite(sig, HIGH);
digitalWrite(led,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(led,LOW);
delay(1000);
digitalWrite(sig, LOW);
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print("Enviada");
var=4;
delay(100);
}

```

```

void enviarSMS()
{
Serial.print("AT+CMGF=1\r"); // AT command to send SMS message
delay(500);
Serial.println("AT + CMGS = \"+593992789029\r"); // recipient's mobile number, in international format
delay(500);
Serial.print(daspo);
Serial.println("\r"); // message to send
delay(500);
Serial.println((char)26); // End AT command with a ^Z, ASCII code 26
delay(500);
Serial.println();
delay(500); // give module time to send SMS
Serial.println("SMS enviado");
}

```

```
var=5;
}

void callSomeone()
{
  Serial.println("ATD + +593998191692;"); // dial US (212) 8675309
  delay(100);
  Serial.println();
  delay(30000); // wait for 30 seconds...
  Serial.println("ATH"); // hang up
}

void pulsadores()
{
  spul1 = digitalRead(pul1);
  spul2 = digitalRead(pul2);
  spul3 = digitalRead(pul3);
  spul4 = digitalRead(pul4);

  if (spul1 == HIGH)
  {
    var=1;
  }
  if (spul2 == HIGH)
  {
    var=2;
    lcd.display();
  }

  if (spul3 == HIGH)
  {
    var=3;
    lcd.display();
  }

  if (spul4 == HIGH)
  {
    var=4;
    lcd.display();
  }
}
```

```
void SIM900power()
// software equivalent of pressing the GSM shield "power" button
{
  digitalWrite(9, HIGH);
  delay(1000);
  digitalWrite(9, LOW);
  delay(5000);
}
```

```
void pulsiometro()
{
  lcd.noDisplay();
  PCintPort::attachInterrupt(6, readPulsioximeter, RISING);
  eHealth.initPulsioximeter();
  Serial.print("PRbpm : ");
  Serial.print(eHealth.getBPM());
  Serial.println(" ");
  Serial.print(eHealth.getOxygenSaturation());
  if(eHealth.getBPM()>=50)
  {
    bpm=eHealth.getBPM();
    spo2= eHealth.getOxygenSaturation();
    dabpm=(datemp*100)+bpm;
    var2= dabpm*100;
    daspo=var2+spo2;
    var=5;
    enviarSMS();
  }
  PCintPort::detachInterrupt(6);
}
```

```
void ledenvio()
{
  digitalWrite(led,HIGH);
  delay(500);
  digitalWrite(led,LOW);
  delay(500);
  digitalWrite(led,HIGH);
  delay(500);
  digitalWrite(led,LOW);
  delay(500);
  lcd.begin(16, 2);
```

```
lcd.setCursor(0, 0);  
  lcd.print("Datos");  
lcd.setCursor(0, 1);  
lcd.print("Enviados");  
lcd.noDisplay();  
  delay(500);  
lcd.display();  
  delay(500);  
  pulsadores();  
}
```

```
void temperatura(){  
  
  temperature = eHealth.getTemperature();  
  lcd.clear();  
  lcd.setCursor(0, 0);  
  lcd.print("Temp: ");  
  lcd.print(temperature,1);  
  lcd.print(" C ");  
  delay(100); // wait for a second  
  datemp=temperature*10;  
  datemp=dares+datemp;  
}
```

```
void respiracion()  
{  
  lcd.setCursor(0, 0);  
  lcd.print("Respiracion");  
  delay(500);  
  long tiempo=millis();  
  while(millis()-tiempo<10000)//realizamos mediciones durante 0.5 segundos  
  {  
    pulsadores();  
    air = eHealth.getAirFlow();  
    if(air==100)  
    {  
      a=a+1;  
      lcd.setCursor(14, 0);  
      lcd.print(a);  
      delay(20);  
    }  
  }  
}
```

```

    }

    b=a/2*6;
    if(b>=42)
    {
        b=42;
    }
    dares=b*100;
    dares=dares*10;

    a=0;
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("RxM: ");
    lcd.setCursor(10, 1);
    lcd.print(b);
    delay(1000);
}

void readPulsioximeter(){
    cont ++;
    if (cont == 50) { //Get only of one 50 measures to reduce the latency
        eHealth.readPulsioximeter();
        cont = 0;
    }
}
}

```

CÓDIGO NANO

```

#include <Keypad.h> //llama a la librería Keypad.h#include <LiquidCrystal.h>
char codigo[11]; //Cadena donde se guardaran los caracteres de las teclas presionadas
int cont=0; //variable que se incrementara al presionar las teclas
char dato[11]="";
float temperature=0;
const int state = 10;
int VState = 0;
int led=13;
int rele1=12;
int rele2=11;

```

```

const byte ROWS = 4; //Numero de filas del teclado que se esta usando
const byte COLS = 4; //Numero de columnas del teclado que se esta usando
char hexaKeys[ROWS][COLS] = //Aquí pondremos la disposición de los caracteres tal cual están en nuestro teclado
{
  {'1','2','3','A'},
  {'4','5','6','B'},
  {'7','8','9','C'},
  {'*','0','#','D'}
};
byte rowPins[ROWS] = {6, 7, 8, 9}; //Seleccionamos los pines en el arduino donde iran conectadas las filas
byte colPins[COLS] = {2, 3, 4, 5}; //Seleccionamos los pines en el arduino donde iran conectadas las filas
Keypad customKeypad = Keypad(makeKeymap(hexaKeys), rowPins, colPins, ROWS, COLS); //inicializa el teclado

void setup()
{
  pinMode(led, OUTPUT); //Pin 13 como salida
  pinMode(rele1, OUTPUT); //Pin 13 como salida
  pinMode(rele2, OUTPUT); //Pin 13 como salida
  Serial.begin(9600); //inicializar puerto serie
  pinMode(state, INPUT);
  digitalWrite(rele1, LOW);
  digitalWrite(rele2, LOW);
  int VState = 0;
}

void loop()
{
  VState = digitalRead(state);
  if (VState == HIGH) {
    digitalWrite(rele1, HIGH);
    digitalWrite(rele2, HIGH);
    delay(500);
    Serial.print("AT+CMGF=1\r"); // AT command to send SMS message
    delay(500);
    Serial.println("AT + CMGS = \"+593992789029"\r"); // recipient's mobile number, in
international format
    delay(500);
    Serial.print(codigo);
    Serial.println("\r"); // message to send
    delay(500);
    Serial.println((char)26); // End AT command with a ^Z, ASCII code 26
    delay(500);
  }
}

```

```

Serial.println();
delay(500);           // give module time to send SMS
Serial.println("SMS enviado");
    ;
digitalWrite(rele1, LOW);
    digitalWrite(rele2, LOW);
    delay(5000);
    delay(4000);
    digitalWrite(led,LOW);
}

if (VState == LOW)
{
    digitalWrite(rele1, LOW);
    digitalWrite(rele2, LOW);
}

char customKey = customKeypad.getKey(); //se guarda en la variable customKey el caracter de la tecla presionada
if (customKey != NO_KEY) //se evalúa si se presionó una tecla
{
    codigo[cont]=customKey; //se guarda caracter por caracter en el arreglo codigo[]
    digitalWrite(led,HIGH);
    delay(100);
    digitalWrite(led,LOW);
    cont=cont+1; //incrementamos la variable cont
    if(cont==10) //si ya fueron presionadas 4 teclas se evalúa si la contraseña es correcta
    {
        digitalWrite(13,HIGH); //si la contraseña fué correcta se enciende o se apaga el led del pin13
        cont=0; //resetear a 0 la variable cont
    }
}
}
}

```

CÓDIGO MÓDULO RECEPTOR

```

#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial SIM900(7, 8);
int led=13;
String incoming_char="";
String dato="";

```

```

void setup()
{
  Serial.begin(19200); // for serial monitor
  SIM900.begin(19200); // for GSM shield
  SIM900power(); // turn on shield
  delay(10000); // give time to log on to network.
  pinMode(led, OUTPUT);

  SIM900.print("AT+CMGF=1\r"); // set SMS mode to text
  delay(100);
  SIM900.print("AT+CNMI=2,2,0,0,0\r");
  Serial.println("Listo");
  // blurt out contents of new SMS upon receipt to the GSM shield's serial out
  delay(100);
}

void SIM900power()
// software equivalent of pressing the GSM shield "power" button
{
  digitalWrite(9, HIGH);
  delay(1000);
  digitalWrite(9, LOW);
  delay(7000);
}

void loop()
{
  // Now we simply display any text that the GSM shield sends out on the serial monitor
  if(SIM900.available() >0)
  {
    incoming_char=SIM900.readString(); //Get the character from the cellular serial port.
    // Serial.print(incoming_char); //Print the incoming character to the terminal.
    dato=incoming_char;
    // Serial.print(dato.length());
    Serial.print(dato.substring(49,63));
    digitalWrite(led, HIGH);
    delay(100);
    digitalWrite(led, LOW);
    delay(100);
    digitalWrite(led, HIGH);
    delay(100);
    digitalWrite(led, LOW);
  }
}

```

```
delay(100);  
digitalWrite(led, HIGH);  
delay(100);  
digitalWrite(led, LOW);  
}  
}
```

ANEXO F

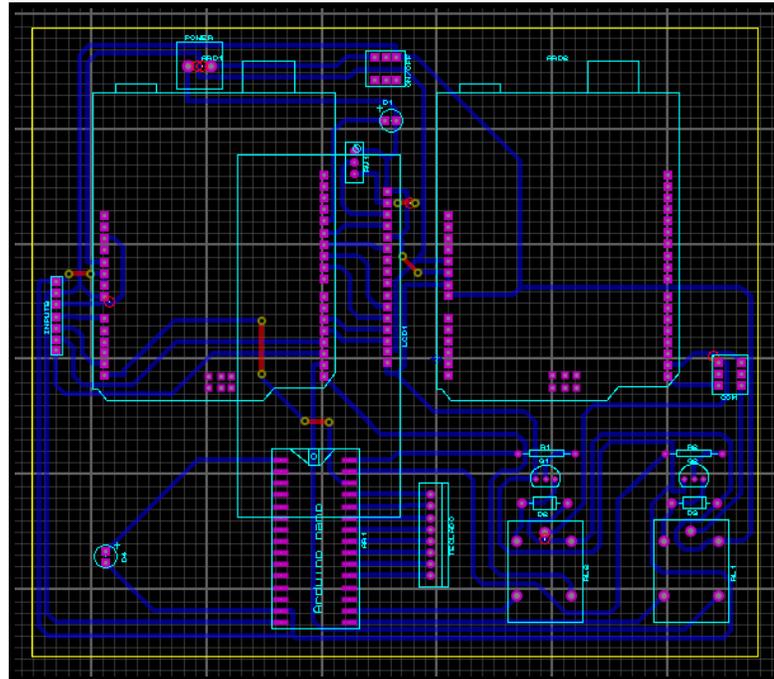
Medición de medidas fisiológicas humanas manualmente.



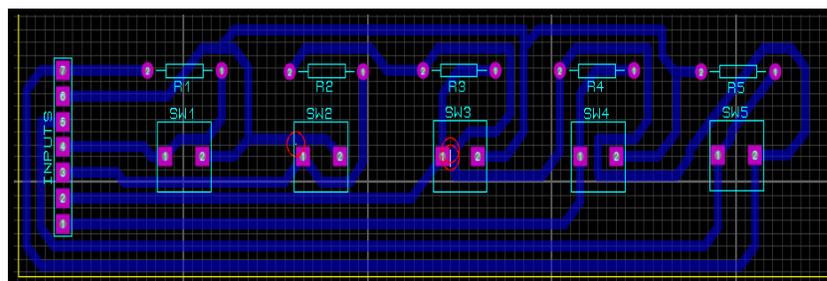
Medición de medidas fisiológicas humanas con prototipo multimodal.



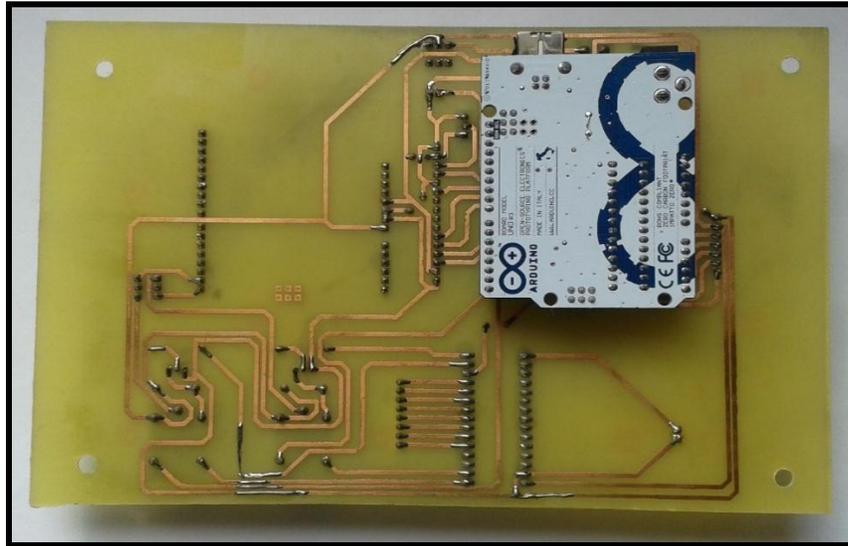
Impresión de la placa módulo de transmisión.



Pistas del circuito de control.



Módulo de transmisión de la baquelita



Circuito de control en baquelita

