



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO
PORTABLE PARA LA SUPERVISIÓN DE SIGNOS VITALES DE
PERSONAS ALEJADAS A LOS SERVICIOS DE SALUD

Trabajo de Titulación

Tipo: Propuesta Tecnológica

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA, CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

AUTOR: DIEGO ISRAEL MACAS SARABIA

DIRECTOR: ING. JOSÉ LUIS MORALES GORDON

Riobamba-Ecuador

2020

@2020, Diego Israel Macas Sarabia.

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

Yo, Diego Israel Macas Sarabia, declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación. El patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 10 de agosto de 2020.

Diego Israel Macas Sarabia

0604116111

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica, el trabajo de tipo: Propuesta Tecnológica **CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PORTABLE PARA LA SUPERVISIÓN DE SIGNOS VITALES DE PERSONAS ALEJADAS A LOS SERVICIOS DE SALUD**, de responsabilidad de **DIEGO ISRAEL MACAS SARABIA** ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del trabajo de titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos , técnicos , legales en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

NOMBRE

FIRMA

FECHA

(año-mes-día)

Dr. Geovanny Estuardo Vallejo Vallejo

PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

Ing. José Luis Morales Gordon

**DIRECTOR DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN**

Ing. Edwin Vinicio Altamirano Santillán

MIEMBRO DEL TRIBUNAL

DEDICATORIA

El presente trabajo lo dedico principalmente a mis padres; Delia Sarabia y Segundo Macas, por todo su apoyo económico y emocional a lo largo de toda mi vida, a mis hermanos: Laura, Stalin, Douglas y Erika por demostrar que juntos podemos afrontar cualquier obstáculo en la vida, a mis sobrinos: Jessica, Alex, Jhonatan, Emilia, Izel, Isabella, Brittany y Mery por brindarme su cariño y maravillosos recuerdos, a mis cuñadas Gabriela y Mabel por estar presentes en los malos y buenos momentos familiares y lo dedico especialmente a mi Muñequita Yuribhed quien llena de alegría todos mis días desde el momento que entro en mi vida.

Diego

AGRADECIMIENTO

Un agradecimiento infinito a toda mi familia por estar juntos en los momentos más difíciles, gratitud a todos los Docentes por la paciencia y dedicación al impartir conocimientos a lo largo de mi carrera, especialmente a los ingenieros A Edwin, M José, V Geovanny, R Jesús, por el tiempo y ayuda al culminar una etapa importante de mi vida, a mis mejores amigos: M David, V Jhonatan, M Carla, Q Jessica por caminar junto a mí, avanzando o tropezando durante tantos años, nunca me alcanzarán las palabras para agradecer el apoyo incondicional y consejos de todos mis amigos que rápidamente se convirtieron en una parte vital de mi familia: G Brenda, J Byron, A Josue, C Jean , S Valeria, S Giustinne, N Maryorie, M Nancy, S Fanny, R Johnny, I Denise, V Jessica, J Sol, G José Luis, principalmente a las personas que me acompañaron directamente en la elaboración de este trabajo: C Juan, S Tatiana, C Angela, A Jessica, y especialmente a mi mano derecha Darwin (M Edwin), a las locas amigas de mi hermana, O Anita y Ch Denise, quienes no me dan chance, a todos ellos admiro, estimo y deseo que cumplan todas sus metas en la vida. Finalmente agradezco todos los momentos compartidos con S Liliana, T Javier y Y Jessica, por enseñarme a disfrutar la vida de verdad. Agradezco a todos ustedes por aparecer en el momento exacto de mi vida.

Diego

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	xii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xiii
ÍNDICE DE ECUACIONES	xiv
ÍNDICE DE ANEXOS	xv
ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	xvii
RESUMEN.....	xviii
ABSTRACT	xix
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO	3
1.1 Personas con Problemas de Acceso a los Servicios de Salud	3
1.1.1 Realidad de las PPASS en el Mundo	3
1.1.2 Realidad de las PPASS en el Ecuador	4
1.2 Signos vitales	4
1.3 Equipo adecuado para la atención integral.....	5
1.3.1 Análisis del equipamiento de los subcentros de salud de la Zona 3 - Chimborazo	5
1.4 Dispositivos comerciales.....	6
1.5 Gestión de comunicación del personal médico.....	7
1.6 Sensores Inalámbricos.....	7
1.6.1 Nodo sensor.....	8
1.6.2 Puente de conexión.....	8
1.6.3 Estación base	8
1.7 Sensores para signos vitales	9

1.7.1	<i>Sensor de Pulso Cardíaco</i>	9
1.7.2	<i>Instrumentos para obtener la presión arterial</i>	10
1.7.3	<i>Sensor para frecuencia respiratoria</i>	10
1.7.4	<i>Sensor para frecuencia cardíaca</i>	11
1.7.5	<i>Sensores para temperatura corporal</i>	13
1.8	Tecnología de comunicación inalámbrica	15
1.9	Tarjetas de desarrollo	16
1.9.1	<i>Descripción de algunas tarjetas de desarrollo</i>	16

CAPÍTULO II

2	METODOLOGIA	¡Error! Marcador no definido.
2.1	Requerimientos de diseño para el hardware	18
2.2	Consolidación general del prototipo	19
2.3	Diseño de las etapas del sistema SSV	19
2.3.1	<i>Etapas de adquisición de datos</i>	20
2.3.2	<i>Etapas de visualización</i>	20
2.3.3	<i>Etapas de alerta</i>	21
2.4	Elección de elementos electrónicos en la construcción de SSV	21
2.4.1	<i>Elementos para el procesamiento</i>	21
2.4.1.1	<i>Tarjeta Arduino Nano</i>	22
2.4.1.2	<i>Módulo de Bluetooth HC-06</i>	23
2.4.1.3	<i>Módulo SIM 800GSM</i>	24
2.4.2	<i>Sensor de Pulso Cardíaco XD-58C</i>	25
2.4.3	<i>Sensor de Temperatura MLX90614</i>	25
2.4.4	<i>Sensor de presión cardíaca MPX500P</i>	26
2.4.5	<i>Micrófono para censar las respiraciones</i>	27
2.4.6	<i>Bomba de diafragma</i>	28

2.4.7	<i>Batería Lipo</i>	29
2.4.8	<i>Regulador de voltaje 7805</i>	31
2.5	Esquema de conexión electrónica	31
2.6	Diseño de <i>software</i> del sistema SSV	32
2.6.1	<i>Requerimiento de diseño para el software.</i>	33
2.6.2	<i>Diseño de funcionamiento del software del dispositivo</i>	33
2.6.3	<i>Diseño aplicación móvil</i>	37
2.7	Implementación del dispositivo SSV	37
2.7.1	<i>Diseño del circuito impreso para la placa PCB</i>	37
2.7.2	<i>Impresión del circuito en la placa PCB</i>	38
2.7.3	<i>Implementación del circuito impreso en la placa PCB</i>	39
2.7.4	<i>Diseño del chasis del dispositivo</i>	40
2.7.5	<i>Ensamblaje final del Dispositivo SSV</i>	40
2.7.6	<i>Herramienta informática para visualizar y almacenar datos</i>	41

CAPÍTULO III

3	GESTIÓN DEL PROYECTO	¡Error! Marcador no definido.
3.1	Comprobación de funcionamiento del sistema SSV	43
3.1.1	<i>Prueba de medición de presión arterial</i>	44
3.1.2	<i>Prueba de medición de la frecuencia respiratoria</i>	45
3.1.3	<i>Prueba de medición de la temperatura corporal</i>	46
3.1.4	<i>Prueba de medición de frecuencia cardiaca</i>	47
3.2	Prueba de rango de la comunicación por bluetooth	49
3.3	Análisis del tiempo de respuesta del dispositivo	50
3.4	Análisis de costos	51
	CONCLUSIONES	52

RECOMENDACIONES	53
------------------------------	----

GLOSARIO

BIBLIOGRAFIA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1:	Monitores en cada Distrito de Chimborazo	10
Tabla 2-1:	Instrumentos para obtener de presión arterial	10
Tabla 3-1:	Tipos de tecnologías inalámbricas	15
Tabla 4-1:	Tipos de Raspberry Pi	16
Tabla 5-1:	Tipos de tarjetas Arduino	17
Tabla 1-2:	Especificaciones técnicas de Arduino Nano	22
Tabla 2-2:	Especificaciones técnicas de modulo Bluetooth HC-06.....	23
Tabla 3-2:	Especificaciones técnicas del módulo SIM 800GSM	24
Tabla 4-2:	Especificaciones técnicas del sensor XD-58C	25
Tabla 5-2:	Especificaciones técnicas de MLX90614	26
Tabla 6-2:	Especificaciones técnicas del MPX5500P	27
Tabla 7-2:	Especificaciones técnicas del sensor acústico	28
Tabla 8-2:	Especificaciones técnicas de la bomba de diafragma.....	29
Tabla 9-2:	Valores de consumo en voltaje, corriente y potencia.....	29
Tabla 10-2:	Especificaciones técnicas de la batería Turnigy de 1 A	30
Tabla 11-2:	Características del regulador LM7805	31
Tabla 1-3:	Pruebas de medición en la presión arterial.....	44
Tabla 2-3:	Valores de frecuencia respiratoria.....	45
Tabla 3-3:	Mediciones de temperatura corporal.....	47
Tabla 4-3:	Datos de frecuencia cardíacas	48
Tabla 5-3:	Pruebas de distancia en la comunicación bluetooth.....	49
Tabla 6-3:	Adquisición de tiempos de respuesta	50
Tabla 7-3:	Costos de implementación	51

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1:	Dispositivos electrónicos en el mercado	7
Figura 2-1:	Composición de un nodo sensor	8
Figura 3-1:	Sensor Eléctrico	9
Figura 4-1:	Sensor de pulso Amped	10
Figura 5-1:	Sensor acústico respiratorio RAS-45	11
Figura 6-1:	Sensor RespiR8.....	11
Figura 7-1:	Sensor ROHM BH1792GLC	12
Figura 8-1:	Garmin HRM Dual	12
Figura 9-1:	Sensor Polar H10	13
Figura 10-1:	Electrodo de frecuencia cardiaca	13
Figura 11-1:	Termómetro de mercurio	14
Figura 12-1:	Termómetros digitales	14
Figura 13-1:	Esquema de comunicación inalámbrica.....	15
Figura 14-1:	Raspberry Pi.....	16
Figura 15-1:	Tarjeta Arduino UNO	17
Figura 1-2:	Consolidación general del sistema SSV.....	19
Figura 2-2:	Etapa de adquisición de datos	20
Figura 3-2:	Etapa de visualización de datos	20
Figura 4-2:	Etapa de alerta.....	21
Figura 5-2:	Arduino Nano.....	22
Figura 6-2:	Bluetooth HC-06.....	23
Figura 7-2:	Módulo SIM800GSM	24
Figura 8-2:	Sensor de pulso cardiaco XD-58C.....	25
Figura 9-2:	Sensor de temperatura MLX90614	26
Figura 10-2:	Sensor MPX5500P.....	27
Figura 11-2:	Sensor acústico.....	28

Figura 12-2:	Bomba de diafragma	28
Figura 13-2:	Batería Turnigy de 1 Amperio	30
Figura 14-2:	Regulador LM7805	31
Figura 15-2:	Esquema electrónico de conexión.....	32
Figura 16-2:	Diagrama de flujo declaración de librerías	34
Figura 17-2:	Diagrama de flujo para comparación de datos obtenidos	35
Figura 18-2:	Diagrama de flujo para ver el estado de la variable	36
Figura 19-2:	Diagrama de flujo de la aplicación móvil	37
Figura 20-2:	Diseño de la placa en PCB.....	38
Figura 21-2:	Fabricación de la placa en baquelita	39
Figura 22-2:	Colocación de elementos en la placa PCB.....	39
Figura 23-2:	Diseño del chasis del SSV	40
Figura 24-2:	Vista general del sistema implementado.....	41
Figura 25-2:	Vista general de la Plataforma ThingSpeak.....	41
Figura 26-2:	Configuración para exportar datos en la plataforma	42
Figura 27-2:	Formatos permitidos en la plataforma	42
Figura 1-3:	Sistema SSV.....	43
Figura 2-3:	Prueba de la presión arterial.....	44
Figura 3-3:	Pruebas para la frecuencia respiratoria	45
Figura 4-3:	Medición de temperatura	46
Figura 5-3:	Medición de pulso.....	48

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1-2:	Ecuación de autonomía de la batería.....	30
Ecuación 2-2:	Frecuencia respiratoria.....	35

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A:	DATASHEET ARDUINO NANO
ANEXO B:	DATASHEET MÓDULO BLUETOOTH HC-06
ANEXO C:	DATASHEET MÓDULO SIM800GSM
ANEXO D:	DATASHEET DEL SENSOR XD-58C
ANEXO E:	DATASHEET DEL SENSOR DE TEMPERATURA MLX90614
ANEXO F:	DATASHEET DEL SENSOR DE PRESIÓN MXP5500
ANEXO G:	CÓDIGO DE MONITOR DE SIGNOS VITALES EN ARDUINO
ANEXO H:	CÓDIGO EN APP INVENTOR PARA LA VISUALIZACIÓN
ANEXO I:	FICHA TÉCNICA MINDRAY IMEC10

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

OMS	Organización mundial de la salud
PPASS	Personas privadas a los accesos de servicios de salud
IoT	Internet of things (internet de las cosas)
GSM	Sistema global para comunicación móvil
GPRS	Servicio General de Paquetes vía Radio
INEC	Instituto nacional ecuatoriano de censo
MSP	Ministerio de salud pública
OIT	Organización Internacional del Trabajo
IP	Protocolo de internet
WSN	Red de sensores inalámbricos
LED	Diodo emisor de luz
WIFI	Fidelidad inalámbrica
SSV	Supervisión de signos vitales
PCB	Placa de circuito impreso
OPS	Organización Panamericana de la Salud
ID	Identificación

RESUMEN

Se implementó un dispositivo electrónico portable para la supervisión de signos vitales de personas alejadas a los servicios de salud, para el desarrollo del prototipo se tomó en cuenta las siguientes etapas: adquisición, visualización de datos y la etapa de alerta. En la etapa de adquisición de datos se utilizó el sensor de pulso cardíaco XD-58C, sensor de temperatura MLX90614, micrófono para obtener datos de la respiración y el sensor de presión cardíaca MPX500P, y el microcontrolador Arduino Nano para el procesamiento de datos. En la etapa de visualización se usó una comunicación serial que envía datos hacia la interfaz gráfica móvil en la cual se pueden observar los valores de los signos vitales, además se implementó una comunicación Wifi para enviar datos hacia una herramienta informática online para poder ser visualizados y analizados por el personal médico encargado. Finalmente en la etapa de alerta se empleó un bloque de transmisión de datos, encargado de emitir el mensaje de alerta hacia el personal médico encargado si se obtienen signos vitales fuera de lo normal. En los resultados del prototipo implementado se cumplen todos los requerimientos planteados, teniendo una autonomía de 2 horas con 14 minutos tiempo suficiente para poder analizar signos vitales de un paciente, mediante la técnica de la repetitividad tenemos un coeficiente de variación (CV) menor al 10%, concluyendo que es un dispositivo estable en todas sus mediciones. Se recomienda para obtener una mejor duración en la alimentación del dispositivo paneles solares.

Palabras clave: <INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA ELECTRÓNICA>, < DISPOSITIVO ELECTRÓNICO>, <SIGNOS VITALES>, <ADQUISICIÓN DE DATOS>, <TRANSMISIÓN DE DATOS>, <PRESIÓN CARDIACA>, <FRECUENCIA RESPIRATORIA>

ABSTRACT

A portable electronic device was implemented for the supervision of vital signs of people far from the health services, for the development of the prototype the following stages were taken into account: acquisition, data visualization and the alert stage. In the data acquisition stage, the XD-58C heart pulse sensor, MLX90614 temperature sensor, microphone to obtain respiration data and the MPX500P heart pressure sensor, and the Arduino Nano microcontroller were used for data processing. In the visualization stage, a serial communication was used that sends data to the mobile graphic interface in which the values of vital signs can be observed, in addition, a Wifi communication was implemented to send data to an online computer tool to be able to be visualized and analyzed by the medical staff in charge. Finally, in the alert stage, a data transmission block was used, in charge of issuing the alert message to the medical personnel in charge if vital signs were obtained out of the ordinary. In the results of the implemented prototype, all the requirements raised are met, having an autonomy of 2 hours with 14 minutes, enough time to be able to analyze vital signs of a patient, through the repetitive technique we have a coefficient of variation (CV) of less than 10 %, concluding that it is a stable device in all its measurements. It is recommended to obtain a better duration in the power supply of the solar panels device.

Keywords: <ELECTRONIC ENGINEERING AND TECHNOLOGY>, <ELECTRONIC DEVICE>, <VITAL SIGNS>, <DATA ACQUISITION>, <DATA TRANSMISSION>, <CARDIAC PRESSURE>, <RESPIRATORY RATE>.

INTRODUCCIÓN

Para las personas que viven en las zonas rurales el acceso a los servicios de salud es más difícil que para quienes viven en la ciudad, debido a la distancia entre los centros de salud y este sector las personas no se realizan exámenes y evaluaciones de rutina, por lo cual presentan problemas más serios al momento de obtener un diagnóstico médico.(MedlinePlus 2018a) El diario en línea La Hora revela la realidad de los habitantes en las zonas rurales que deben caminar y tomar varios autobuses para llegar a un subcentro de salud, por lo cual no lo hacen ya que varias personas presentan algún problema de movilidad, obteniendo un servicio de salud casi nulo.(LaHora 2019) La Organización Panamericana de la Salud estipula que se debe asegurar una atención de salud de calidad con equipos adecuados y tecnologías de actualidad.(OPS 2018) Los resultados del último censo de población y vivienda realizado en la República del Ecuador muestran a 5.39 millones de habitantes en las zonas rurales.(Ecuadorencifras 2010) Para brindar una mayor cobertura móvil las Corporaciones de Telecomunicaciones CNT y Claro se unen para compartir infraestructura en las zonas alejadas de la ciudad, aportando al plan Ecuador Digital lanzado en el 2019 con el objetivo de alcanzar un 98% de la población con acceso a servicio de telecomunicaciones.(TeleSemana 2020) El uso de teléfonos inteligentes a nivel nacional alcanzó una cifra de 42.9% en 2015, realizando una proyección para el 2020 de más del 70%, generando una oportunidad para utilizarlos y aprovechar este tipo de tecnología de transmisión de datos a larga distancia.(Arconet 2015) En el año 2015 la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo realizó un monitoreo de pacientes de forma inalámbrica en el centro de atención integral en salud, utilizando una red de área local inalámbrica.(Pilco y Zavala 2015) sin la utilización de alertas en caso de emergencia. La Universidad Técnica de Ambato realizó un sistema para detectar golpes o impactos en pacientes, utilizando un acelerómetro para la determinación de una caída o colisión y un sensor de pulsos para determinar su estado de salud.(Manzano y Vallejo 2015) La Escuela Superior Politécnica de Chimborazo realizó un prototipo para telemedicina de emergencia, utilizando la plataforma Labview para la visualización de datos.(Loachamin y Ribadeneira 2016) Las investigaciones relacionadas no implementan la utilización de un dispositivo móvil para mostrar los datos necesarios y por su naturaleza no son dispositivos portables, cada investigación utiliza la medida de uno de los signos vitales principales para saber el estado del paciente dependiendo de su propio caso de estudio.

En vista al problema geográfico de los habitantes para acceder a los centros de salud, se ha planteado diseñar e implementar un dispositivo electrónico de control no invasivo de supervisión de signos vitales, el cual debe adquirir datos fisiológicos de pacientes que necesitan

una supervisión médica de control y no puedan viajar hacia un centro de salud, la visualización de datos será mediante un dispositivo inteligente de manera local, con la ayuda de una herramienta informática se podrá visualizar los datos desde cualquier lugar que cuente con las medidas necesarias de comunicación para su monitoreo y análisis de datos por parte del personal médico encargado, en caso de existir algún signo vital fuera de lo normal un mensaje de alerta informará al personal médico para realizar las respectivas medidas ante la situación presentada. El dispositivo electrónico será diseñado e implementado con el objetivo de ser portable en forma de una banda que rodea el brazo del paciente, con sus respectivos sensores para obtener datos de los principales signos vitales; temperatura corporal, pulso cardíaco, frecuencia respiratoria y presión arterial son monitoreados con frecuencia por los profesionales de la salud.(Rochester University of Rochester Medical Center 2020) El dispositivo electrónico pretende desarrollarse como un equipo de monitoreo y control que sea fácil de transportar y pueda ayudar a tener un mejor control de calidad de salud para las personas alejadas de la ciudad, teniendo como objetivos:

OBJETIVO GENERAL

- Construir un dispositivo electrónico portable para la supervisión de signos vitales de las PPASS.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Investigar el funcionamiento de los sistemas de supervisión de signos vitales existentes a nivel nacional y mundial para las PPASS.
- Establecer el diseño apropiado para cumplir los requerimientos del sistema de supervisión de signos vitales para PPASS.
- Implementar un prototipo para supervisar los signos vitales de las PPASS.
- Realizar pruebas y resultados de funcionamiento del dispositivo de investigación.

El documento actual describe de forma escrita todas las actividades que se realizaron en la investigación, constando de tres capítulos, en los cuales el Primer Capítulo detalla la información teórica acerca de la realidad del tema, y fundamentos teóricos acerca de los distintos dispositivos existentes para la elaboración del dispositivo. El Segundo Capítulo está constituido por la metodología para llevar a cabo el dispositivo, los requerimientos necesarios para cumplir los objetivos planteados en la investigación y desarrollo del *hardware* y *software* con sus respectivas etapas. El Tercer Capítulo consta del análisis de todos los resultados obtenidos en las pruebas realizadas de funcionamiento, las conclusiones y recomendaciones que se pueden obtener al terminar el presente trabajo de investigación.

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se investigó la actualidad de las personas que presentan problemas de acceso a los servicios de salud debido a las barreras geográficas en el Ecuador y a nivel mundial. Respecto al prototipo a implementar se presenta los componentes para el funcionamiento a través de los distintos elementos tecnológicos para el desarrollo óptimo de este trabajo de titulación.

1.1 Personas con Problemas de Acceso a los Servicios de Salud

A estas personas se las denominará con las siglas PPASS (Personas con problemas de acceso a los servicios de salud), gobiernos de cada país cada año elaboran nuevas estrategias para cubrir este problema y respetar el derecho de todas las personas a la salud. (DNAPNS 2014)

1.1.1 Realidad de las PPASS en el Mundo

La desigualdad de la salud rural en 174 países muestra al 56% de los habitantes de zonas rurales sin acceso a los servicios de salud básicos, solo el 23% de personal sanitario del mundo se destina a estas zonas, las regiones que tiene un problema más grave son África y América Latina, generando un nivel alto en desigualdad que en varios países es mortal, “**La salud es un derecho humano y debería garantizarse a todos los habitantes de un país**”, declaró Isabel Ortiz, Directora del Departamento de Protección Social de la OIT.(OIT 2020)

1.1.2 Realidad de las PPASS en el Ecuador

El Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC) afirma que el 37,2 % de la población ecuatoriana habita en zonas rurales que se encuentran alejadas de los centros de atención integrales de salud, requieren el acceso a servicios de salud de calidad, atención continua e integral, al igual que los habitantes de zonas urbanas. Sin embargo, las condiciones de los determinantes de la salud y los problemas de accesibilidad hacen que estas poblaciones en condiciones vulnerables queden excluidas de los sistemas de salud.(DNAPNS 2014)

1.2 Signos vitales

Los signos vitales son valores numéricos para conocer el correcto desempeño de las funciones esenciales del cuerpo humano, los profesionales de la salud realizan un control frecuente de la temperatura corporal, pulso, frecuencia cardíaca.(Rochester University of Rochester Medical Center 2020)

- **Presión arterial:** Parámetro para medir la fuerza de la sangre al chocar contra las paredes de las arterias. El primer número indica la cantidad de latidos del corazón bombeando sangre y el segundo cuando se encuentra en reposo. El valor normal para adultos es de 94 a 129 mmHg.(MedlinePlus 2018b)
- **Frecuencia de respiración:** cantidad de respiraciones de una persona en determinado tiempo, en lo general se realiza en un minuto, es un signo vital muy importante al controlar la cantidad de oxígeno que ingresa para alimentar a las células del cuerpo, su rango normal de medición se encuentra entre 12 y 25 ciclos por minuto.(MiFarmaciaEspana 2020)
- **Pulso cardíaco:** mide cuantos latidos por minuto realiza el corazón, su velocidad varia al tener actividad física, presentar alguna amenaza y por respuestas emocionales, cuando una persona se encuentra relajada se obtiene el pulso cardíaco en reposo, sus valores normales se encuentran entre 60 y 100 latidos por minuto.(MEDICALNEWTODAY 2020)

- **Temperatura corporal:** capacidad de un organismo de producir y eliminar calor, el cuerpo mantiene valores normales a pesar de la temperatura ambiente, puede ser medida normalmente en la boca, axila, oído y recto, los valores normales se encuentran en los rangos de 35,4° y 37,1° centígrados.(Cigna 2020)

1.3 Equipo adecuado para la atención integral

Para la atención médica y de enfermería, se debe contar con un equipo básico para tomar los signos vitales, peso y talla, los equipos con la logística necesaria deben tener la protección requerida que facilite su movilización y no se malogren por el transporte, debido al difícil acceso a esas zonas. (DNAPNS, 2014). Los instrumentos clásicos de un profesional de la salud son: termómetro, para determinar la temperatura; estetoscopio, para amplificar sonidos para determinar principalmente el pulso cardíaco; tensiómetro, para obtener la presión arterial. Debido a la geografía de las zonas rurales no se pueden llevar equipos de monitoreo de signos vitales, ya que estos son sensibles a movimientos bruscos y su peso demasiado alto para ser transportados con facilidad.

1.3.1 Análisis del equipamiento de los subcentros de salud de la Zona 3 - Chimborazo

Una Sede Distrital tiene a cargo un número de unidades operativas tipo A y tipo B, en las cuales cuentan con infraestructura, equipamiento y personal médico, en la Tabla 1-1 se observa la cantidad de monitores de signos vitales existentes en cada distrito. Los datos obtenidos revelan la falta de dispositivos para supervisar los signos vitales de los pacientes residentes en los sectores rurales.

Tabla 1-1: Monitores en cada Distrito de Chimborazo

Zona 3 - Chimborazo		
Distrito	Unidades Operativas	Cantidad de Monitor de Signos Vitales
Riobamba – Chambo	20	5
Chunchi – Alausi	18	2
Pallatanga – Cumanda	21	1
Colta	8	1
Guano - Penipe	21	2

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

1.4 Dispositivos comerciales

En la actualidad existe una gran variedad de monitores de signos vitales en el mercado, teniendo varias opciones de marcas y modelos, en la Figura 1-1 se muestran dos ejemplos de los equipos existentes, la arquitectura de los monitores es similar en todos sus modelos, cuentan con sensores para adquirir las medidas fisiológicas de los pacientes, las cuales son mostradas en una pantalla para su respectiva valoración médica, dependiendo de su modelo cuentan con sistemas de alerta local en caso de emergencia.

En la Figura 1-1 a) se observa un monitor de signos vitales con características portables con un peso aproximado de 1,5 Kg; alimentación de 100-240V AC, 50/60 Hz; una batería recargable Li-ion 11,1V con una duración de 4 horas y los sensores adecuados para los principales signos vitales.(Philips 2015) En la Figura 1-1 b) se muestra un monitor tipo pedestal con características similares al anterior con la diferencia de no ser portable y estar diseñado para pacientes con necesidad de procedimientos médicos.(Healthcare 2015)

El costo de estos equipos en el mercado supera los \$2000 y \$3000 por lo que su adquisición y cuidado son complejos, además no cuenta con un envío de datos para una supervisión a larga distancia, por estas razones se busca un sistema de bajo costo y fácil movilización orientado para las personas con difícil acceso a la salud en las zonas rurales.



Figura 1-1: Dispositivos electrónicos en el mercado

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

1.5 Gestión de comunicación del personal médico

El sistema de movilización se apoya con una Red de telecomunicaciones de acuerdo a las capacidades locales y medios adecuados para la geografía. Estos pueden ser: radiocomunicación, telefonía celular, convencional, satelital, telecomunicaciones sobre IP, entre otros. Mediante estos medios establecer un sistema ágil y oportuno para mantener informado a la estación base de las acciones en ejecución y del apoyo requerido en caso de ser necesario.(DNAPNS 2014)

1.6 Sensores Inalámbricos

Las WSN o redes de sensores inalámbricos se basan en una red de bajo consumo energético y bajo costo en aplicaciones con un bajo flujo de datos, son utilizadas en hogares inteligentes, automatización industrial, aplicaciones militares y en salud.(Osvaldo 2014) Poseen poca infraestructura constituida de varios nodos sensores colocados para obtener los datos de interés a monitorizar, son aplicadas en el área de la salud para supervisar signos vitales, diagnósticos de pacientes, administración de medicinas de forma remota.(Reyes 2012)

1.6.1 *Nodo sensor*

Dispositivos con capacidad de almacenamiento limitada colocados en lugares de difícil acceso o supervisión de datos constantes, transmiten los datos obtenidos de forma inalámbrica entre ellos o a una estación base, realizan de forma local el procesamiento de datos simples y envían los datos requeridos, debido a sus dimensiones cuentan con una fuente de energía limitada.(Reyes 2012). La estructura básica se visualiza en la Figura 2-1 compuesta principalmente de la unidad de proceso, el transceptor, la unidad de energía y los diferentes sensores.(Pérez, Urdaneta y Custodio 2014)

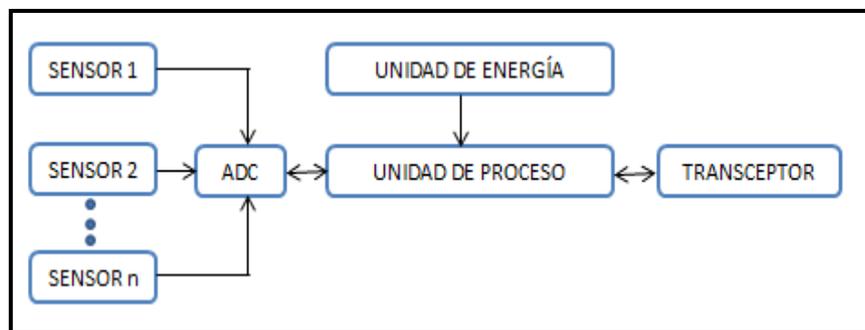


Figura 2-1: Composición de un nodo sensor

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

1.6.2 *Puente de conexión*

Se encarga de transmitir los datos procesados por los nodos hacia la estación base, con una mayor capacidad de procesamiento, mejor fuente de energía y un mayor rango de transmisión de datos.(Reyes 2012)

1.6.3 *Estación base*

Servidor común encargado de recolectar y almacenar datos, toda la información pasa por un equipo servidor dentro de una base de datos, donde los usuarios pueden tener acceso de manera remota para observar y estudiar los datos.(Fernández y González 2009)

1.7 Sensores para signos vitales

Son importantes en el área de la salud, pues con su uso se puede determinar el estado de salud de un paciente.

1.7.1 *Sensor de Pulso Cardíaco*

Es un dispositivo que permite monitorear el ritmo cardíaco de una persona en tiempo real, esta clase de sensor también es conocido como monitor de ritmo cardíaco. Existen dos clases de sensores:

Sensores Eléctricos

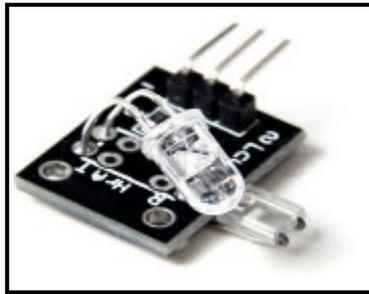


Figura 3-1: Sensor Eléctrico
Fuente: (CDMX 2019)

Poseen dos elementos, emisor y receptor (Figura 3-1). Cuando el emisor detecta el latido, transmite una señal de radio para que el receptor pueda mostrar el pulso cardíaco del paciente (Hacedores 2019).

Sensores Ópticos

Estos sensores son los más usados, su funcionamiento se basa en el uso de la luz, ésta brilla en la piel, para posteriormente contar las veces que se refleja con los pulsos de sangre que son enviados por el corazón de la persona que usa este dispositivo (Hacedores 2019). Uno de los sensores ópticos más conocido es el Amped (Figura 4-1).



Figura 4-1: Sensor de pulso Amped
Fuente: (Dualtronica 2019)

1.7.2 Instrumentos para obtener la presión arterial

En la Tabla 2-1 se describe los instrumentos existentes con los que se puede determinar el valor de la presión arterial (CuidatePlus 2002)

Tabla 2-1: Instrumentos para obtener la presión arterial

Esfigmomanómetro de mercurio	Esfigmomanómetro de aire	Esfigmomanómetro digital
Brazaletes inflables	Brazaletes inflables	Con o sin Brazaletes inflables
Manómetro de mercurio	Manómetro de aire	Manómetro digital
Uso manual	Uso manual	Automático
Preciso	Preciso	No tan preciso

Fuente: (CuidatePlus 2002)

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

1.7.3 Sensor para frecuencia respiratoria

En la actualidad existen varios sensores y métodos para determinar la frecuencia respiratoria de los cuales se detallan los siguientes:

Sensor acústico respiratorio RAS-45

Acoustic Respiratory Sensor (RAS) es un sensor que se coloca en el cuello para detectar las vibraciones en la tráquea a causa de la respiración, son muy usados gracias a su tamaño y su facilidad de uso, al igual que los electrodos necesita de un monitor para ver los datos medidos

de la frecuencia respiratoria de un paciente (Masimo 2020). En la Figura 5-1 se observa el sensor acústico respiratorio.



Figura 5-1: Sensor acústico respiratorio RAS-45

Fuente: (Masimo 2020)

RespiR8

Es un sensor que mide la frecuencia respiratoria, a través, de una mascarilla que administra oxígeno al paciente su funcionamiento se basa en la diferencia del grado de humedad del aire inspirado al espirado, el tiempo de respuesta de este sensor es de 9 segundos y tiene un margen de error de ± 1 respiraciones por minuto, el sensor necesita de una pantalla (Figura 6-1) para mostrar los datos que se han obtenido durante 24 horas (Anestesiari 2011).



Figura 6-1: Sensor RespiR8

Fuente: (Anestesiari 2011)

1.7.4 Sensor para frecuencia cardíaca

En el mercado existe una serie de sensores que se utilizan para medir la frecuencia cardíaca, entre ellos tenemos los siguientes:

ROHM BH1792GLC

Es un sensor óptico de alta precisión (Figura 7-1) para medir la frecuencia cardíaca, son utilizados en pulseras cuantificadoras, bandas, relojes y dispositivos inteligentes. Este sensor

utiliza un voltaje y corriente bajos para su funcionamiento en un rango de operación de -20°C a 85°C (ROHM Semiconductor 2020).

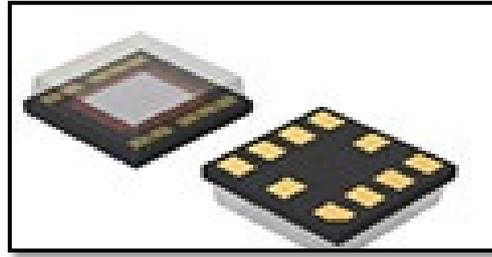


Figura 7-1: Sensor ROHM
BH1792GLC
Fuente: (ROHM Semiconductor 2020)

Garmin HRM-Dual

Es un sensor de alta calidad, este sensor permite enviar los datos de la frecuencia a tiempo real por medio de comunicación inalámbrica mediante bluetooth o ANT+, la utilización de este dispositivo puede verse claramente representado en el uso de entrenamientos personales en rutinas de gimnasia, operando a una temperatura mínima de -5°C , teniendo la capacidad de ser lavado y puede durar más de 3 años su batería de alimentación (Figura 8-1).



Figura 8-1: Garmin HRM Dual
Fuente: (Fitnessdigital 2020)

Polar H10

Es un sensor que incorpora 6 LED de alta calidad Polar, al igual que Garmin HRM-Dual permite enviar los datos de la frecuencia a tiempo real a diferentes aplicaciones (Polar 2020), utiliza una conexión Bluetooth y ANT para su comunicación inalámbrica, almacenando de esta manera hasta 200 horas de datos y se puede sumergirse a 30m en el agua.(Figura 9-1)

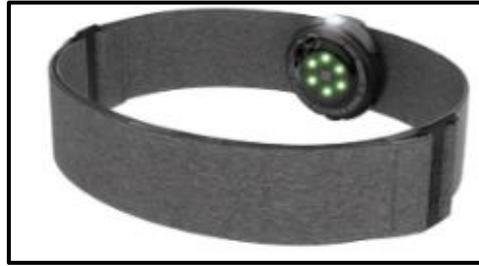


Figura 9-1: Sensor Polar H10

Fuente: (Polar 2020)

Electrodos de frecuencia cardíaca

Sirven para registrar la actividad eléctrica del corazón (ECG), a diferencia de los sensores antes mencionados, el electrodo (Figura 10-1) necesita cables y un monitor para poder visualizar la frecuencia cardíaca de una persona.



Figura 10-1: Electrodo de frecuencia cardíaca

Fuente: (Farum S.A 2020)

1.7.5 Sensores para temperatura corporal

Para obtener la temperatura se utiliza un termómetro, este tipo de sensor puede ser analógico o digital, a continuación, se detalla los siguientes:

Termómetro de Mercurio

Es un tipo de termómetro manual formado por un tubo de vidrio, cuyo interior está relleno de mercurio, su funcionamiento se basa en la dilatación del metal cuando la temperatura aumenta,

este dispositivo se puede usar en personas animales o cosas, es de bajo precio y muy sencillo de usar, en las personas usualmente se aplica bajo de la axila para mediar su temperatura corporal. En la Figura 11-1 se observa un termómetro de mercurio.



Figura 11-1: Termómetro de mercurio

Fuente: (QuimiNet 2015)

Termómetro Digital

Son instrumentos que poseen circuitos electrónicos que convierten las variaciones de tensión con ayuda de un termistor (sensor de temperatura) que varía su resistencia eléctrica en función de la temperatura (GeoEnciclopedia 2020). Además, tiene incorporado una pantalla (Figura 12-1) para que el médico o paciente pueda ver la temperatura de su cuerpo sin dificultades, lo más comunes son aquellos que cuentan con una punta de metal alargada que debe estar en contacto con la piel de la persona a la que se le mide la temperatura, en la actualidad existen diferentes termómetros digitales para la saliva, el oído, el ambiente, es decir, cocina, agua, etc., todos tienen el mismo principio de funcionamiento.



Figura 12-1: Termómetros digitales

Fuente: (EcuRed 2020)

1.8 Tecnología de comunicación inalámbrica

La comunicación inalámbrica hoy en día ha llegado a convertirse en una herramienta casi indispensable en la vida cotidiana de las personas, puesto que todo el mundo está rodeado de señales inalámbricas como TV, radio, internet entre otras; manteniendo al mundo entero comunicado gracias a este tipo de sistemas. La evolución de estas tecnologías ha crecido tanto por la demanda de los consumidores, que ha sido posible el desarrollo de nuevas aplicaciones en banda ancha móvil, sistemas inteligentes y dispositivos de IoT. (Maniewicz 2019)



Figura 13-1: Esquema de comunicación inalámbrica

Fuente: <https://bit.ly/38Gc6qh>

Tabla 3-1: Tipos de tecnologías inalámbricas

TIPOS DE TECNOLOGÍAS INALÁMBRICAS	
Tecnología	Descripción
WIFI	Basado en el estándar 802.11 IEEE, trabaja a una velocidad de 2,4 GHz, Bajo costo de implementación. Rápida transferencia de datos a grandes cantidades en 150-600Mbps.o 1Gbps
Bluetooth	Transmisión de datos de corto alcance usado comúnmente en la electrónica de consumo, la versión 4.0 en adelante ofrece consumo de energía relativamente bajo, importante en el desarrollo de IoT, con un alcance de 10m a 150m,
Red móvil (GSM, 3G, 4G)	Usado para cualquier tipo de aplicación en IoT cuando se trata de transmitir datos en grandes áreas, los estándares GSM, 3G,4G trabajan desde 900HZ a 2.1KHZ con velocidad de transferencia de 3 a 10Mbps, con un alcance hasta 200Km.
ZigBee	Centrada en aplicaciones industriales y domótica, basado en el protocolo IEEE 802.15.4 que opera a 2.4GHz en áreas limitadas de 100m, con una velocidad de transferencia de 250kbps su robustez, seguridad, bajo consumo energético son las ventajas que ofrece.

Fuente: (Revista española de electrónica 2016)

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

1.9 Tarjetas de desarrollo

Las tarjetas de desarrollo son un conjunto de elementos electrónicos para procesar información, facilitando y permitiendo la creación de múltiples aplicaciones con fines muy útiles, además de variados y también brindan la capacidad de conectar dichas aplicaciones a dispositivos y sensores encargados de recibir dicha información de su entorno; las tarjetas de desarrollo pueden utilizar un microcontrolador o un microprocesador. Actualmente existen varias tarjetas de desarrollo incursionando en muchas áreas de investigación y desarrollo.

1.9.1 Descripción de algunas tarjetas de desarrollo

Raspberry



Figura 14-1: Raspberry Pi

Fuente: .(Asociación Programa Ergo Sum 2018)

La tarjeta de desarrollo Raspberry Pi tiene un mini ordenador como base central de toda la tarjeta, sus aplicaciones se basan en la investigación y desarrollo de prototipos en la enseñanza de ciencias relacionadas a la computación, educación, entre otras. El hardware de Raspberry usa la arquitectura para procesador ARM, lo cual señala en usar un conjunto de instrucciones simples optimizando el uso de energía. El *software* es open source usando la versión Raspbian como sistema operativo, aunque puede utilizarse windows10 o IoTCore.(Asociación Programa Ergo Sum 2018)

Tabla 4-1: Tipos de Raspberry Pi

Tarjetas de desarrollo Raspberry	
Raspberry PI A	Utiliza un cpu ARMv6 con una frecuencia de 700MHz, una Ram de 256Mb, 1 puerto USB salidas RCA - HDMI y un boot SD

Raspberry PI B	Incorpora un cpu ARMv6 con una frecuencia de 700MHz, una Ram de 512Mb, 2 puertos USB salidas RCA – HDMI, un boot SD y puerto ethernet 10/100
Raspberry PI 2	Utiliza un cpu ARMv7 Quadcore con una frecuencia de 900MHz, una Ram de 1GB, 4 puertos USB salidas jack – HDMI, un boot microSD y puerto ethernet 10/100
Raspberry PI 3	Utiliza un cpu ARMv8 Quadcore con una frecuencia de 1.2GHz, una Ram de 1GB, 4 puertos USB salidas jack – HDMI, un boot microSD y puerto ethernet 10/100, wifi

Fuente: .(Asociación Programo Ergo Sum 2018)

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

Arduino

Dispositivo que permite la conexión entre la electrónica analógica y digital. Tienen la capacidad y la facilidad de controlar y procesar los datos de cualquier tipo de sensor. Disminuye y mejora el proceso en relación a trabajar con otro tipo de microcontrolador; además que posee una plataforma abierta y con mucha información (Tapia y Manzano, 2013). En la Figura 15-1 se aprecia la placa Arduino “UNO” r3 que es la más usada en la actualidad.



Figura 15-1: Tarjeta Arduino UNO

Fuente: (Manzano y Tapia, 2013, pp. 25)

Tabla 5-1: Tipos de tarjetas Arduino

Tarjetas de desarrollo Arduino	
Arduino Uno	Utiliza un microcontrolador ATmega328 con 32KB de memoria ROM, utiliza un convertor propio y no un FTDI para la conexión USB, tiene 14 pines I/O.
Arduino Nano	Una tarjeta pequeña en comparación al anterior(0.73*1.7 plg), puede ser utilizado directamente en una protoboard siendo cómodo su uso, tiene 16 pines I/O e incorpora una conexión USB con entrada tipo B.
Arduino Mini	Es una tarjeta sumamente pequeña (30*18mm), su bootloader es un poco antiguo por lo que tarda 10 segundos en arrancar, los demás son prácticamente instantáneos. Utiliza un ATmega168 y tiene 8/0 I/O analógicas 14 I/O digitales
Arduino Mega	Esta tarjeta es más completa que las anteriores, su operación a través de un ATmega2560 ideal para trabajos más complejos puesto que tiene 54 pines I/O

Fuente: Arduino 200

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

CAPÍTULO II

2 METODOLOGÍA

En el siguiente capítulo se presenta el concepto general del prototipo de supervisión de signos vitales, ofrece una descripción tanto del *hardware* y *software* del sistema para la implementación, donde se selecciona los elementos necesarios para el sistema llamado SSV, se procede a centrar los requerimientos generales del sistema, las etapas que lo conforman, la selección de elementos electrónicos necesarios y diseño electrónico.

2.1 Requerimientos de diseño para el hardware

En el análisis del capítulo anterior se pudo identificar la necesidad de monitorear ciertos signos vitales de importancia para garantizar la estabilidad de un paciente a través de equipos diseñados para este fin. A continuación, se detallan los requerimientos del sistema.

- Realizar una supervisión digital de signos vitales como: pulso cardíaco, frecuencia respiratoria, temperatura corporal y presión arterial.
- Los signos vitales se deben obtener en las siguientes unidades de medición:
 - Temperatura => grados centígrados
 - Frecuencia cardíaca => pulsaciones por minuto
 - Frecuencia respiratoria => respiraciones por minuto
 - Presión arterial => milímetros de mercurio mmHg
- Obtener los signos vitales y monitorearlos en un ordenador y enviar mensajes de alerta a una unidad de salud cuando los valores de dichos signos estén en rangos fuera de lo normal.
- El sistema debe ser autónomo y debe estar en un ambiente donde pueda operar satisfactoriamente con señal GPRS.

2.2 Consolidación general del prototipo

En la Figura 1-2 se aprecia la consolidación general del sistema, donde se indica cada una de las etapas que lo conforman; la primera etapa representa la adquisición de datos mediante los sensores, siendo los mismos procesados en la tarjeta de desarrollo. La segunda etapa se encargará de la visualización de datos tratados, el almacenamiento se realizará mediante una herramienta informática online para su posterior análisis. La última etapa consta de un envío de alertas mediante mensajes hacia el personal médico encargado.

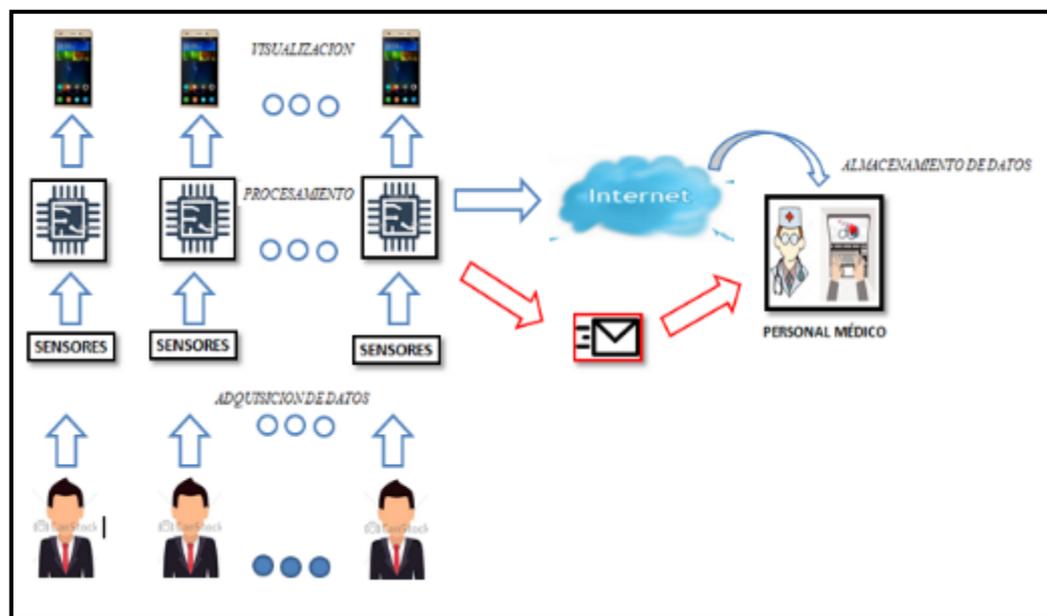


Figura 1-2: Consolidación general del sistema SSV

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

2.3 Diseño de las etapas del sistema SSV

Establecida ya la consolidación general, se procede al diseño, desarrollo y construcción de las etapas antes mencionadas para la total implementación de SSV.

2.3.1 Etapa de adquisición de datos

La Figura 2-2 es la representación en diagramas de bloques de esta etapa donde se adquirirán los datos de pulsos, temperatura, respiración y presión arterial representados en una comunicación continua entre bloques. Esta etapa empieza con la adquisición de los datos antes mencionados, acondiciona los mismos para ser tratados y su posterior transmisión mediante un protocolo de comunicación serial propia de la tarjeta.

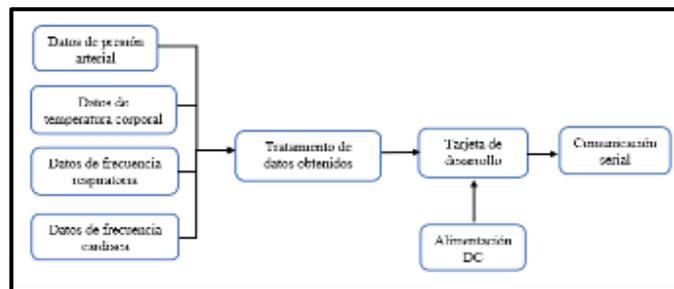


Figura 2-2: Etapa de adquisición de datos

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

2.3.2 Etapa de visualización

En la Figura.3-2 se observa la etapa de visualización de datos, la tarjeta de desarrollo envía los datos procesados a través de una comunicación serial hacia una interfaz gráfica móvil en la cual se pueden observar los valores de los signos vitales más relevantes, además utiliza una comunicación Wifi para enviar datos hacia una herramienta informática online para poder ser visualizados y analizados por el personal médico encargado.

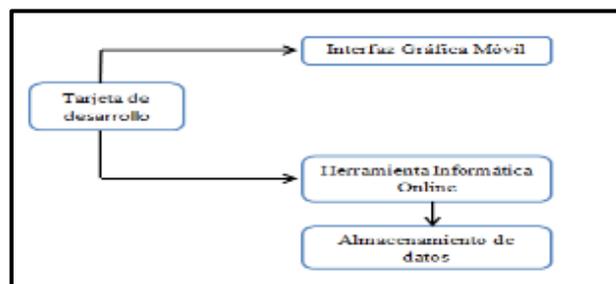


Figura 3-2: Etapa de visualización de datos

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

2.3.3 *Etapa de alerta*

En la Figura 4-2 se observa los bloques que conforman la etapa de alerta. La tarjeta de desarrollo al obtener signos vitales fuera de lo normal envía una alerta al bloque de transmisión de datos, encargado de emitir el mensaje de alerta hacia el personal médico encargado.

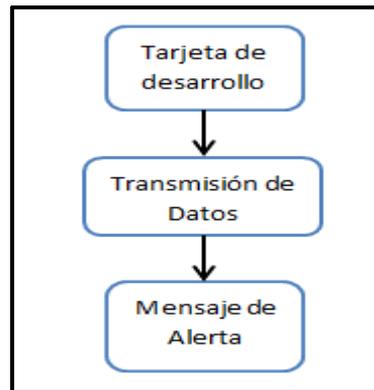


Figura 4-2: Etapa de alerta

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

2.4 **Elección de elementos electrónicos en la construcción de SSV**

En el presente apartado se indica las características más relevantes de cada dispositivo electrónico seleccionado en la implementación de SSV de acuerdo a los requerimientos expuestos en el apartado 2.1. Los datos técnicos de los elementos estarán detallados en anexos.

2.4.1 *Elementos para el procesamiento*

El dispositivo SSV requiere de una unidad para procesar datos obtenidos y poderlos enviar hacia una herramienta informática; este proceso se realizará mediante una tarjeta de desarrollo Arduino y para la adquisición de valores se realizará a través de sensores.

2.4.1.1 Tarjeta Arduino Nano

En la tabla 1-2 se muestran las características técnicas de la tarjeta de desarrollo Arduino Nano la cual fue elegida gracias a su reducido tamaño en relación a las tarjetas Arduino Uno y Arduino Mega 2560, pues el dispositivo debe ser cómodo y de tamaño amigable con la persona que va a usarlo, cabe mencionar que el número de pines de entrada y salida de dicha tarjeta son suficientes para llevar a cabo el trabajo, además las tarjetas antes mencionadas tienen la misma frecuencia de trabajo que el Arduino Nano (Figura 5-2) igual a 16 MHz es por esto que esta característica no influye en la elección del microcontrolador. Las especificaciones técnicas completas se pueden observar en el Anexo A.

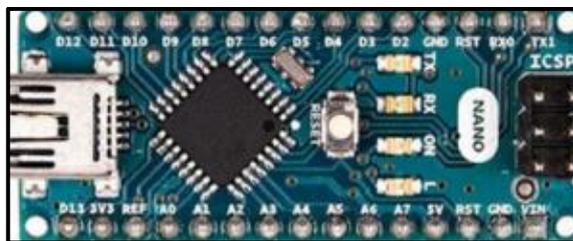


Figura 5-2: Arduino Nano

Fuente: Macas, Diego, 2020.

Tabla 1-2: Especificaciones técnicas de Arduino Nano

Descripción	Detalle
Microcontrolador	ARMega328
Voltaje de operación	5v
Consumo de energía	19mA
Frecuencia de trabajo	16MHz
Pines de I/O digitales	22(6PWM)
Tamaño	18*45mm
Peso	7g

Fuente: (Arduino 2020)

Realizado por: Macas, Diego, 2020

2.4.1.2 Modulo de Bluetooth HC-06

El envío de datos es parte importante de este proyecto, y para ello se eligió el módulo bluetooth HC-06 (Figura 6-2) por su velocidad de transmisión igual a 115200bps, así se podrán ver los detalles de los signos vitales de la persona con rapidez y facilidad. En la Tabla 2-2 se puede observar las especificaciones técnicas del bluetooth, mientras que, en el Anexo B se tiene la información completa del mismo.



Figura 6-2: Bluetooth HC-06

Fuente: (MovilTronics 2020)

Tabla 2-2: Especificaciones técnicas de módulo Bluetooth HC-06

Descripción	Detalle
Voltaje de operación	3.3V-6V
Consumo de energía	40mA
Frecuencia de trabajo	2.40GHz
Velocidad de transmisión	Hasta 115200bps
Puertos de emisión	<6dBm
Tamaño	1.7x4cm
Temperatura de operación	-25°C a 75°C

Fuente: (MovilTronics 2020)

Realizado por: Macas Diego, 2020

2.4.1.3 Módulo SIM 800GSM

Es un módulo de comunicación que permite enviar mensajes de texto, voz y datos, en este caso el dispositivo envía mensajes de alerta al médico cuando algún dato sale del rango establecido, y se conecta a internet para subir los datos obtenidos por los sensores. En la Tabla 3-2 se observan los datos técnicos del módulo SIM 800GSM (Figura 7-2), mientras que en el Anexo C se puede apreciar sus especificaciones técnicas completas.

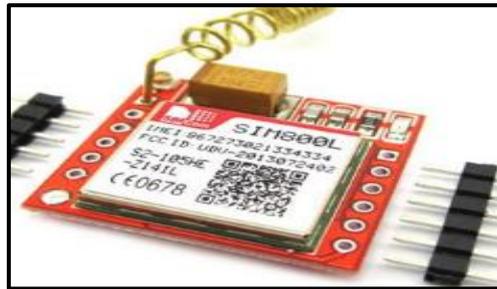


Figura 7-2: Módulo SIM800GSM

Fuente: (ELECTROPRO 2020)

Tabla 3-2: Especificaciones técnicas del módulo SIM 800GSM

Descripción	Detalle
Voltaje de operación	3.4V-4.4V
Consumo de energía	500mA
Consumo de energía (reposo)	0.7mA
Frecuencia de trabajo	1900MHz
Velocidad de transmisión	Hasta 85.6Kbps
Tecnología	2G
Temperatura de Operación	-40°C a 58°C
Tamaño de la SIM	Micro SIM
Dimensiones	1.5x1.8x0.25cm

Fuente: (ELECTROPRO 2020)

Realizado por: Macas Diego, 2020

2.4.2 Sensor de Pulso Cardíaco XD-58C

Es un sensor plug and play ideal para lectura de frecuencia cardíaca, este módulo es compatible para Arduino, Raspberry y Pic, sin embargo, con los dos últimos controladores se requiere acoplar un conversor analógico digital, además dicho sensor es útil para aplicaciones móviles y para proyectos cuyo objetivo sea censar el pulso cardíaco de una persona. En la Figura 8-2 se observa el sensor de pulso cardíaco XD-58C usado en el prototipo, en la Tabla 4-2 tenemos las principales características y en el Anexo D se puede encontrar la información detallada de dicho sensor.



Figura 8-2: Sensor de pulso cardíaco XD-58C

Fuente: (Compel S.A 2020)

Tabla 4-2: Especificaciones técnicas del sensor XD-58C

Descripción	Detalle
Voltaje de operación	5V
Consumo de energía	4mA
Dimensiones	16x3mm
Número de cables	3
Distribución de pines	Vcc, Gnd, Señal
Longitud de cables	180mm

Fuente: (Compel S.A 2020)

Realizado por: Macas Diego, 2020

2.4.3 Sensor de Temperatura MLX90614

Se eligió este sensor pues es un termómetro infrarrojo, es decir no necesita el contacto directo con la piel, esto hace que el sensor tenga mayor capacidad de medición en un rango mucho más amplio en comparación con los termómetros tradicionales digitales que solo cubren la zona de contacto directo con la piel, aunque MLX90614 (Figura 9-2) trabaja a diferentes temperaturas,

los datos emitidos por este sensor son estables cuando se encuentra a temperatura ambiente. En la Tabla 5-2 se puede apreciar las especificaciones técnicas del sensor. En el Anexo E se pueden apreciar todas las características técnicas del dispositivo.



Figura 9-2: Sensor de temperatura MLX90614

Fuente: (Naylamp Mechatronics 2020)

Tabla 5-2: Especificaciones técnicas de MLX90614

Descripción	Detalle
Voltaje de operación	5V
Consumo de energía	1.5Ma
Rango de temperatura ambiente	-40°C a 125°C
Rango de temperatura objeto	-70°C a 380°C
Margen de error	$\pm 0.5^\circ\text{C}$
Resolución	0.02°C
Convertor analógico digital	17 bits

Fuente: (Naylamp Mechatronics 2020)

Realizado por: Macas Diego, 2020

2.4.4 Sensor de presión cardiaca MPX500P

Este sensor de presión tiene un puerto doble con accionamiento para una señal en un chip, el sensor de presión diseñado para gran variedad de aplicaciones con microcontrolador. Su salida es analógica la cual es proporcional a la presión que se ejerza sobre el dispositivo, esto mediante una galga extensiométrica de esfuerzo de silicio incorporada en el dispositivo. (Farnell 2019). En la Figura 10-2 se puede apreciar al sensor MXP5500, en la Tabla 6-2 se puede observar las características principales del sensor, mientras se puede encontrar la información completa en el Anexo F.



Figura 10-2: Sensor MPX5500P

Fuente: (Farnell 2019)

Tabla 6-2: Especificaciones técnicas del MPX5500P

Descripción	Detalle
Tipo de presión	Diferencial
Sensibilidad V/P	9mV/kPa
Tensión de alimentación	4.75v-5.25v
Corriente de consumo	0.75mA
Numero de pines	6 pines
Temperatura mínima	-40°C
Temperatura de funcionamiento máxima	85°C

Fuente: (Farnell 2019)

Realizado por: Macas Diego, 2020

2.4.5 Micrófono para censar las respiraciones

La tarjeta de sonido detecta un sonido superior al que es ajustado por el potenciómetro de calibración, se puede obtener dos salidas una de ella analógica que lleva la información que detecta el micrófono la otra que enciende o apaga cuando el sonido llega al rango establecido. Posee 3 etapas la primera la que mide el área física, la segunda un amplificador que ajusta la señal de acuerdo a la calibración por el potenciómetro y la tercera un comparador que indica si el valor está por debajo del rango. (CDMX Electronica 2020) en la Tabla 7-2 encontramos las especificaciones técnicas.



Figura 11-2: Sensor acústico

Fuente: (CDMX Electronica 2020)

Tabla 7-2: Especificaciones técnicas del sensor acústico

Descripción	Detalle
Voltaje de funcionamiento	5v
Salidas	Analógica/Digital
Corriente	0.7mA
Dimensiones	35*14mm
Peso	4g

Fuente: (CDMX Electronica 2020)

Realizado por: Macas Diego, 2020

2.4.6 Bomba de diafragma

El brazalete que estará encargado de ajustarse en el brazo del paciente para conocer la presión arterial, debe inflarse a través de una bomba para que el sensor del apartado 2.4.1.6 pueda tomar los datos. Por lo que se ha procedido a tomar en consideración una bomba de diafragma pequeña que se muestra a en la Figura 12-2 y sus especificaciones en la Tabla 8-2.



Figura 12-2: Bomba de diafragma

Fuente: Macas Diego, 2020

Tabla 8-2: Especificaciones técnicas de la bomba de diafragma

Descripción	Detalle
Voltaje de funcionamiento	3v
Corriente	380mA
Tiempo de inflado	9 s
Presión de aire	0.3Kg

Fuente:(DHGate 2019)

Realizado por: Macas Diego, 2020

2.4.7 Batería Lipo

La Tabla 9-2 detalla los valores de voltaje, corriente y potencia de cada uno de los elementos que se usa en el prototipo con el objetivo de encontrar la autonomía que tiene el prototipo.

Tabla 9-2: Valores de consumo en voltaje, corriente y potencia

Elementos	Voltaje (V)	Corriente (A)	Potencia (W)
Arduino Nano	5	0.019	0.095
Bluetooth HC-06	5	0.04	0.2
SIM 800GSM	5	0.0007	0.0035
Sensor XD-58C	5	0.004	0.02
Sensor MLX90614	5	0.0015	0.0075
Sensor MPX5500P	5	0.00075	0.00375
Micrófono Respiración	5	0.0007	0.0035
Bomba de diafragma	3	0.38	1.9
Total		0.44665	2.23325

Realizado por: Macas Diego, 2020

Según los valores calculados de la Tabla 9-2 el prototipo consume un total de 0.44665 A por lo que se eligió una batería Lipo marca Turnigy (Figura 13-2) que tiene una capacidad de 1000mAh, de 2 celdas. Aplicando la Ecuación 1-2 se encontró el tiempo de autonomía que brinda la batería para el prototipo.

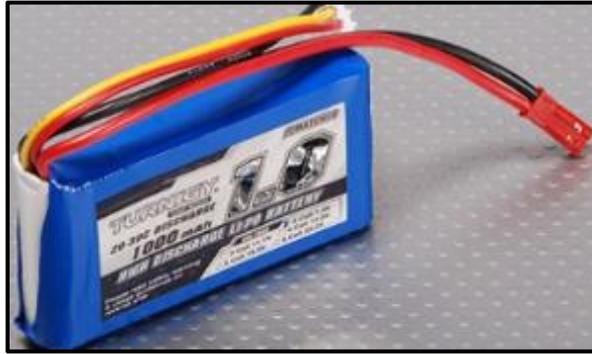


Figura 13-2: Batería Turnigy de 1 Amperio

Fuente: (Tdrobótica.co 2020)

Ecuación 1-2: Ecuación de autonomía de la batería

$$\text{Aut} = \frac{\text{capacidad_de_la_batería}}{\text{corriente_a_controlar}}$$

$$\text{Aut} = \frac{1 \text{ Ah}}{0,4465 \text{ A}}$$

$$\text{Aut} = 2,24 \text{ h}$$

$$\text{Aut} = 2 \text{ h } 14 \text{ min}$$

A partir de la Ecuación 1-2 se encontró que el prototipo brinda una autonomía de 2 horas con 15 minutos. En la Tabla 10-2 se muestran las especificaciones técnicas de la batería.

Tabla 10-2: Especificaciones técnicas de la batería Turnigy de 1 A

Descripción	Detalle
Paquete de 2s	7.4V
Corriente	1000mA
Velocidad de descarga continua	20C
Conector de carga	JST-XH
Conector de descarga	JST
Peso	59g

Fuente: (Tdrobótica.co 2020)

Realizado por: Macas Diego, 2020

2.4.8 Regulador de voltaje 7805

Este dispositivo se encarga de dotar al circuito de una tensión constante de 5V y 1 A, con lo que se evita cualquier desperfecto a causa de oscilaciones en la alimentación. Consta de 3 pines para su conexión, como se observa en la Figura 14-2 sus características las podemos ver en la Tabla 11-2.

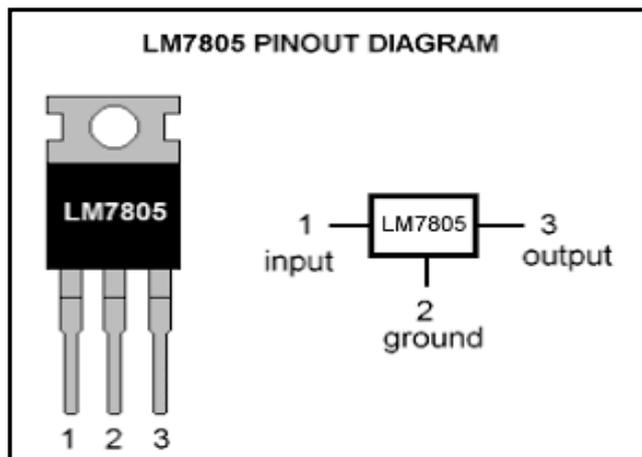


Figura 14-2: Regulador LM7805

Fuente: (Veloso 2016)

Tabla 11-2: Características del regulador LM7805

Parámetro	Rango	Unidad
Voltaje de entrada (V_i)	35/ 40	V
Corriente de salida (I_o)	1	A
Temperatura de trabajo	-20/ 150	°C
Voltaje de salida (V_o)	4.8/ 5.2	V

Fuente: (Fairchild Semiconductor corp. 2001)

Realizado por: Macas Diego, 2020

2.5 Esquema de conexión electrónica

El esquema de conexión electrónica se puede observar en la Figura 15-2 como elemento central del proceso tiene a la tarjeta Arduino nano. Los datos del sensor de temperatura se hacen a

2.6.1 Requerimiento de diseño para el software.

El *software* que el dispositivo debe cumplir serán los enlistados a continuación:

- Tomar los datos de presión arterial, pulso cardiaco, temperatura y frecuencia respiratoria que los sensores dan a sus distintas salidas.
- Deberá tener una comunicación a través de bluetooth e internet para mostrar los datos obtenidos.
- Deberá realizar un acondicionamiento interno de señales tomadas para que puedan ser enviadas a través de las comunicaciones de internet y bluetooth.
- Mostrar en una herramienta informática los valores procesados a través de credenciales de ingreso destinadas para el monitoreo parcial o continuo.
- Enviar mensajes de alerta cuando los valores de las señales obtenidas estén fuera de los rangos de normalidad.

2.6.2 Diseño de funcionamiento del software del dispositivo

En la Figura 16-2 se puede observar el diagrama de flujo del funcionamiento de la programación en Arduino, se empieza declarando las librerías: `<SoftwareSerial.h>` para activar la comunicación serial, utilizada para la comunicación bluetooth, `<Wire.h>` permite utilizar dispositivos I2C en el pin A4 y TWI en el pin A5, habilitando la línea de datos y reloj, `<Adafruit_MLX90614.h>` librería propia de los sensores MLX90614, en el caso actual permite el funcionamiento del sensor de temperatura comunicándose a través de I2C. Se declaran las variables para almacenar los valores obtenidos por los sensores y se coloca un estado inicial para las variables de alerta de cada signo fisiológico a detectar. En el Anexo G se aprecia el código de Arduino que cumple con los diagramas de flujo de las Figuras 16-2, 17-2 y 18-2.

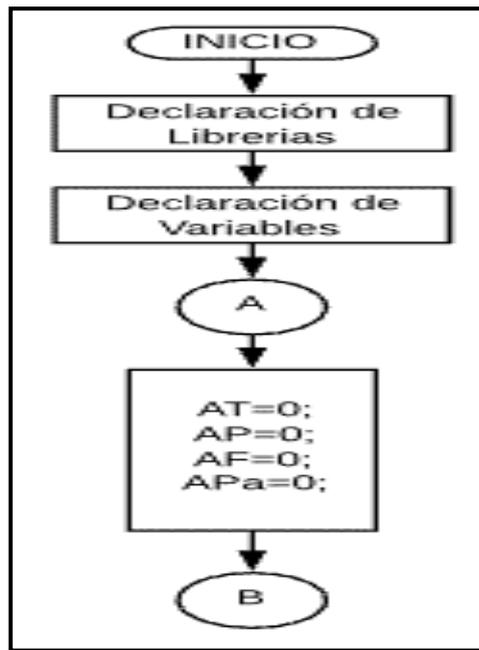


Figura 16-2: Diagrama de flujo declaración de librerías
 Realizado por: Macas, Diego, 2020.

En la Figura 17-2 se observa el diagrama de flujo necesario para comparar cada uno de los datos obtenidos con los normales que debe presentar una persona en temperatura corporal, pulso cardiaco, frecuencia respiratoria y presión arterial, si uno de estos valores se encuentra fuera de los rangos normales el estado de la variable de control cambia, caso contrario el estado se mantiene y continua con la programación.

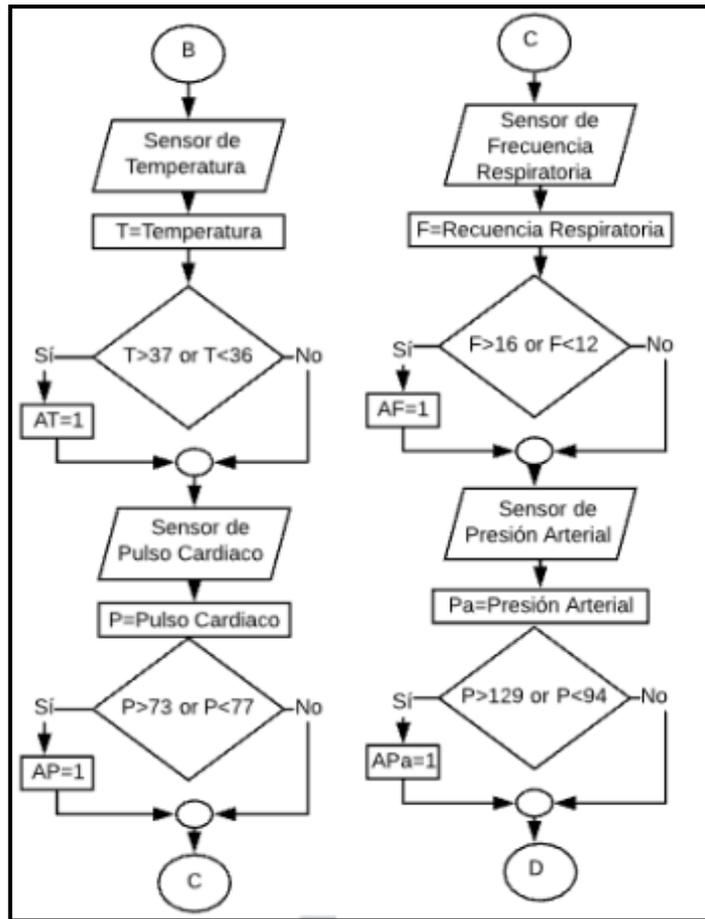


Figura 17-2: Diagrama de flujo para comparación de datos obtenidos
 Realizado por: Macas, Diego, 2020.

Para el caso de la frecuencia respiratoria se realiza una medición durante 15s obteniendo el tiempo entre cada respiración para obtener un promedio Δt , con el cual obtenemos los ciclos por minuto al dividirlo para 60s, como se muestra en la Ecuación 2-2.

Ecuación 2-2: Frecuencia respiratoria

$$f = \frac{\Delta t}{60}$$

En la Figura18-2 tenemos el diagrama de flujo para verificar los estados de las variables de control, si uno o más de ellos presentan un cambio de estado se envía un mensaje de alerta mediante GSM al personal médico encargado para tomar las acciones necesarias, si la conexión serial se encuentra activa se envía la información de los datos obtenidos hacia un dispositivo inteligente mediante comunicación bluetooth, verifica la conexión a la red móvil para poder enviar los datos hacia la nube para ser observados y almacenados con ayuda de la plataforma

ThingSpeak, al terminal el ciclo la programación regresa al punto de conexión A mostrado en la Figura 16-2 para obtener nuevos datos de medición y volver a realizar el proceso mencionado.

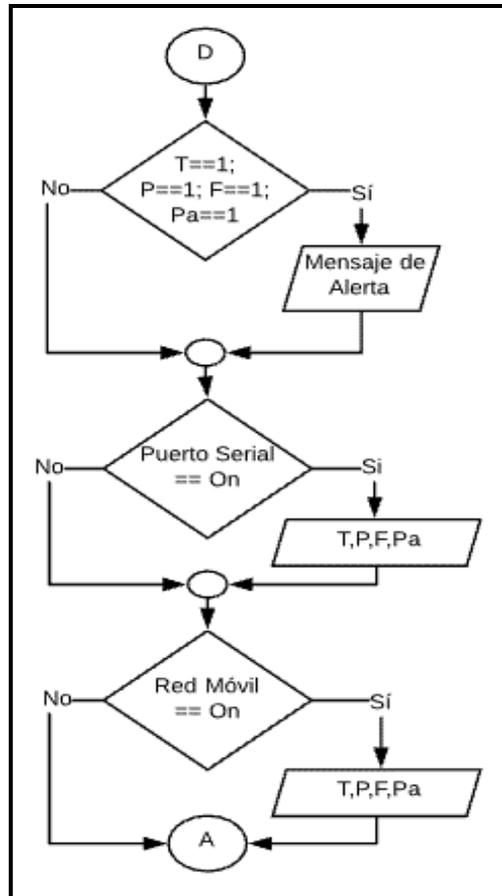


Figura 18-2: Diagrama de flujo para ver el estado de la variable
Realizado por: Macas, Diego, 2020.

2.6.3 Diseño aplicación móvil

En la Figura 19-2 se observa el diagrama de flujo del funcionamiento de la aplicación móvil, se declaran las variables utilizadas, se ingresa a un bucle para verificar si existe una conexión vía bluetooth con el dispositivo, al obtener una comunicación recepta los datos enviados por el dispositivo y los muestra al usuario, la programación detallada se encuentran en el Anexo H.

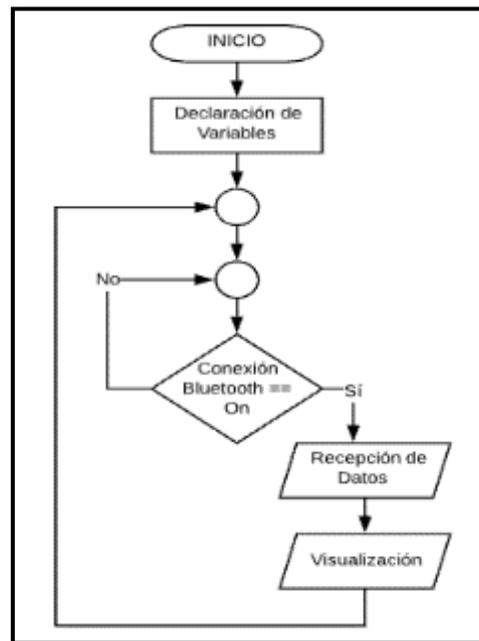


Figura 19-2: Diagrama de flujo de la aplicación móvil

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

2.7 Implementación del dispositivo SSV

Al comprobar que los resultados de simulación son satisfactorios se procede a implementar el dispositivo siguiendo los siguientes pasos:

2.7.1 Diseño del circuito impreso para la placa PCB

En la Figura 20-2 se observa el diseño del circuito impreso, utilizando para el mismo la herramienta Ares integrada directamente en el software Proteus 8.6, en la cual podemos

dimensionar el tamaño de la placa y colocar cada uno de los elementos de una manera amigable y segura para su correcto funcionamiento.

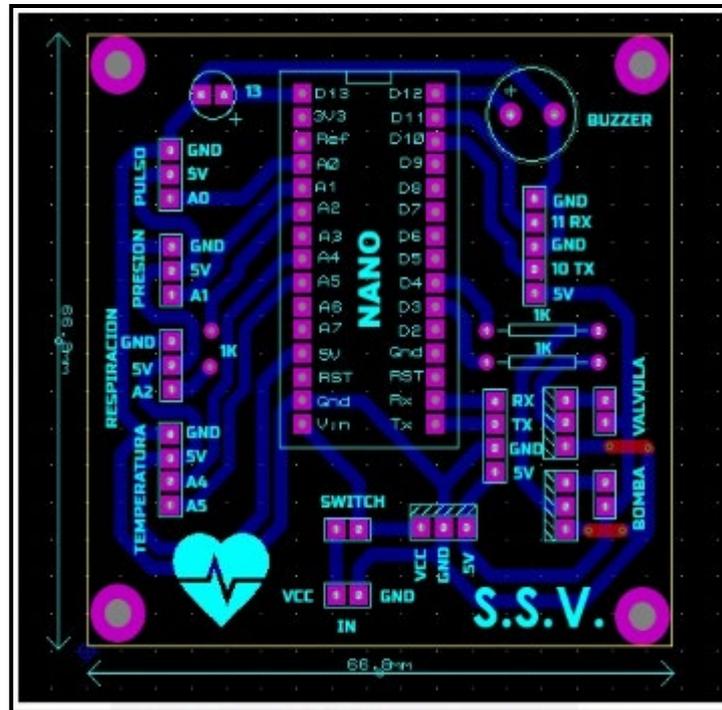


Figura 20-2: Diseño de la placa en PCB

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

2.7.2 Impresión del circuito en la placa PCB

En la figura 21-2 se observa la placa PCB impresa y lista para continuar con su implementación, en la parte izquierda tenemos las pistas de cobre encargadas de conectar todos los semiconductores utilizados en el diseño del dispositivo, a la derecha está la parte superior de la placa señalando el lugar y posición de cada uno de los elementos.

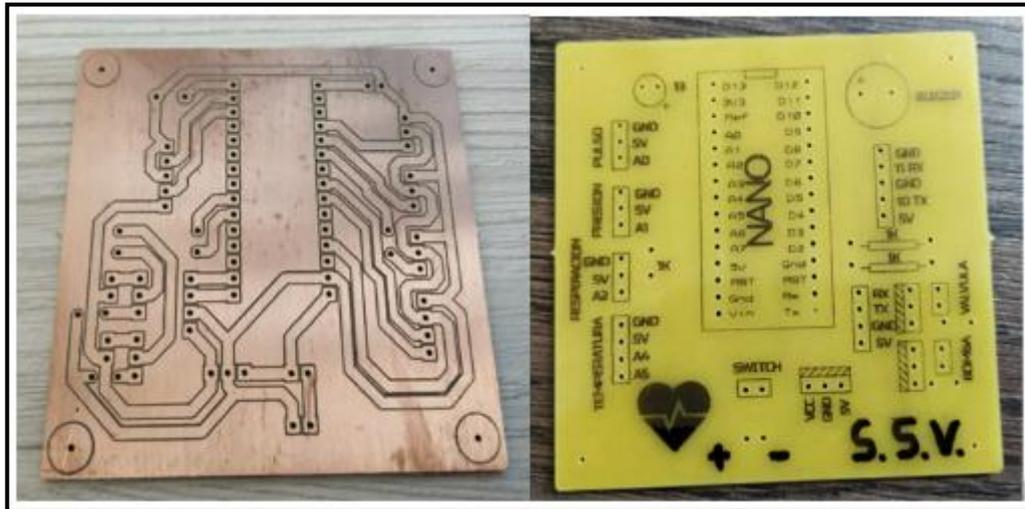


Figura 21-2: Fabricación de la placa en baquelita

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

2.7.3 Implementación del circuito impreso en la placa PCB

En la Figura 22-2 se observa la colocación y soldadura en el circuito impreso de cada uno de los elementos especificados en el diseño del dispositivo.

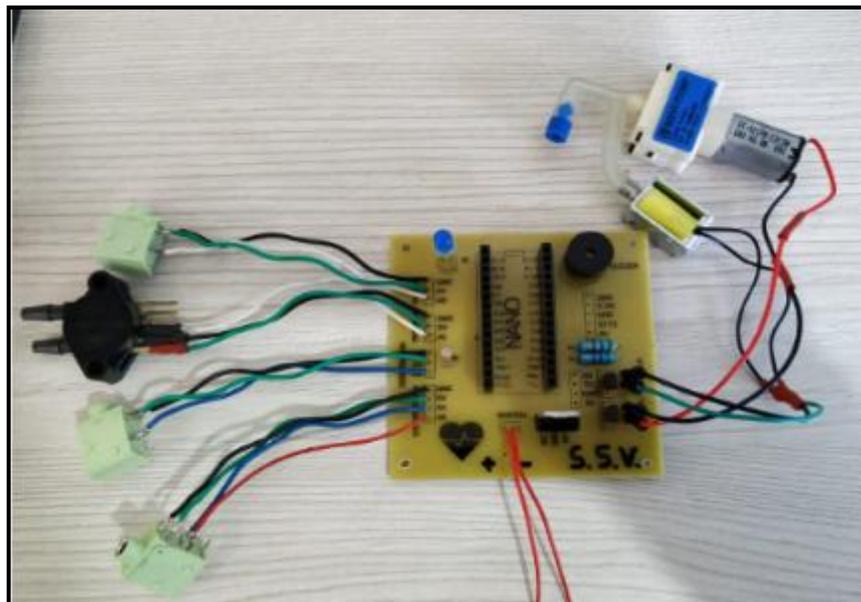


Figura 22-2: Colocación de elementos en la placa PCB

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

2.7.4 *Diseño del chasis del dispositivo*

Al obtener las dimensiones finales del circuito impreso, de cada uno de los elementos y módulos utilizados en la implementación, procedemos a diseñar un chasis para colocar todo en una forma ordenada y amigable para el usuario. En la Figura 23-2 se observa el diseño completo del chasis en 3D utilizando el *software* SolidWork,

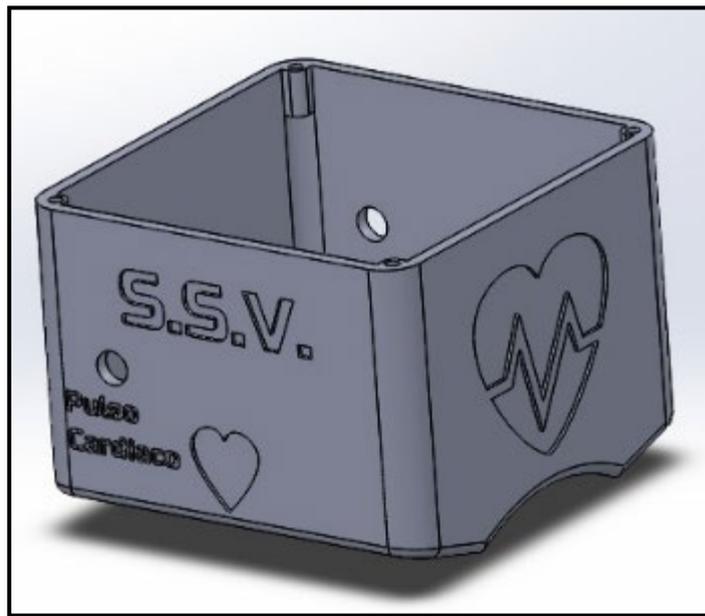


Figura 23-2: Diseño del chasis del SSV

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

2.7.5 *Ensamblaje final del Dispositivo SSV*

En la Figura 24-2 se observa el dispositivo final colocado todos los elementos dentro del chasis y la colocación de cada uno de los sensores necesarios para su correcto funcionamiento.

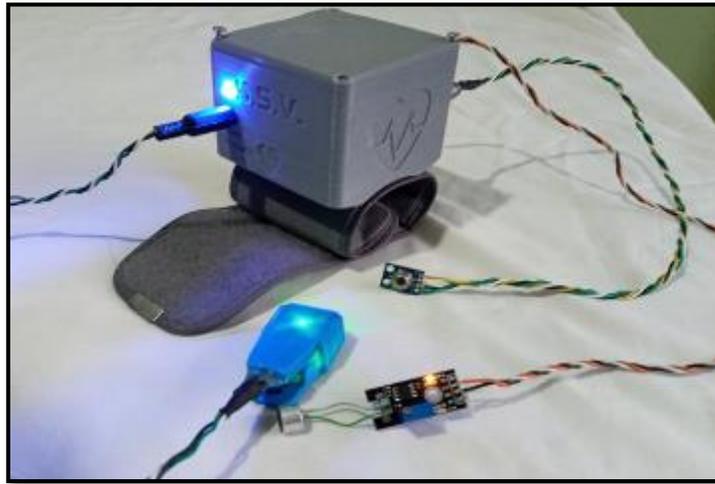


Figura 24-2: Vista general del sistema implementado
Realizado por: Macas, Diego, 2020.

2.7.6 Herramienta informática para visualizar y almacenar datos

En la actualidad existen varias herramientas tecnológicas que se enfocan y utilizan para la investigación, una de ellas es *ThingSpeak*, una plataforma creada para análisis de IoT, agrega, visualiza y analiza datos online en la nube.(ThingSpeak 2020) En la Figura 25-2 se observa la plataforma en la que se puede colocar las variables que se desea visualizar, en el caso actual tenemos la presión arterial, temperatura, frecuencia respiratoria y pulso cardiaco.

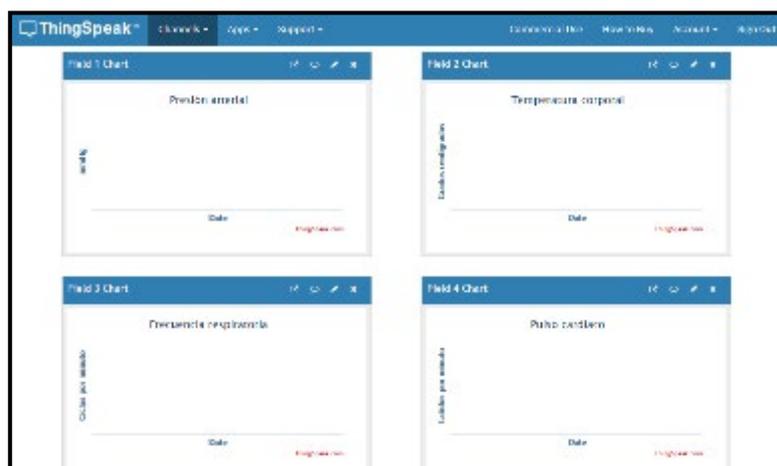


Figura 25-2: Vista general de la Plataforma ThingSpeak
Realizado por: Macas, Diego, 2020.

ThingSpeak nos permite crear un ID mediante una dirección electrónica para tener un control interno de datos, nos permite exportar los datos obtenidos para almacenarlos en un dispositivo electrónico como se muestra en la Figura 26-2.

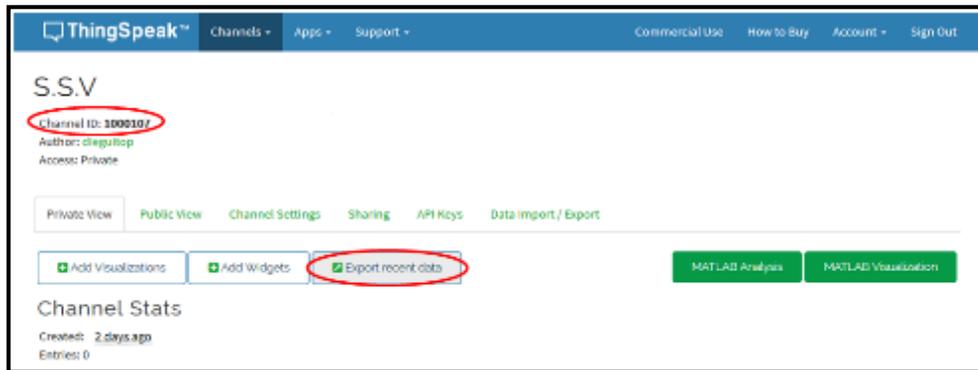


Figura 26-2: Configuración para exportar datos en la plataforma

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

Para el almacenamiento de datos nos brinda la posibilidad de hacerlo en diferentes formatos como: JSON, XML, CSV dependiendo las preferencias del usuario como se observa en la Figura 27-2.

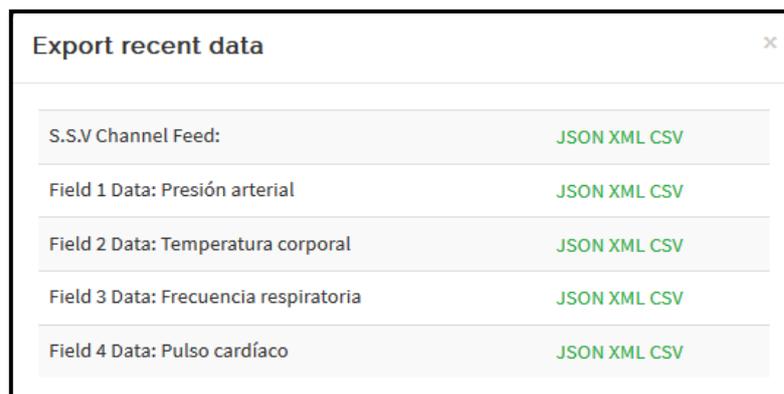


Figura 27-2: Formatos permitidos en la plataforma

Realizado por: Macas, Diego, 2020.

CAPÍTULO III

3 GESTIÓN DEL PROYECTO

En el capítulo en mención se analiza los resultados que se obtuvieron en las etapas del dispositivo construido denominado SSV mostrado en la Figura 1-3. Las pruebas se realizan en escenarios en donde se pueda verificar su estabilidad, la toma de datos, la visualización de los mismos, análisis de costo y comparación con otros dispositivos.

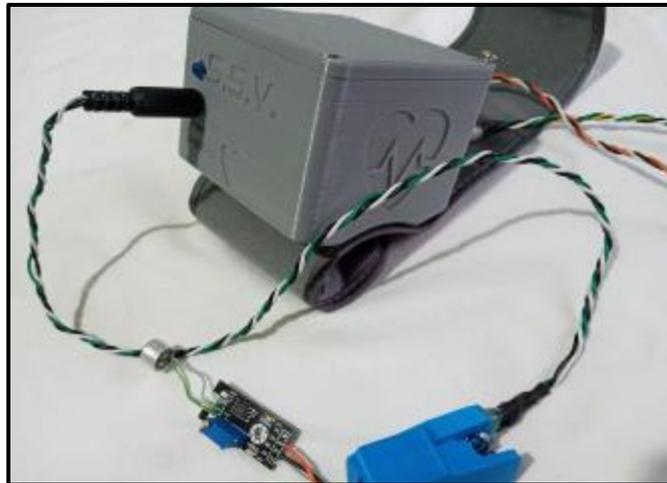


Figura 1-3: Sistema SSV

Realizado por: Macas Diego, 2020

3.1 Comprobación de funcionamiento del sistema SSV

La principal función del sistema es tomar los datos de distintos signos vitales como pulso cardiaco, presión arterial, frecuencia respiratoria y temperatura corporal. Para la comprobación del correcto funcionamiento se ha procedido a realizar pruebas en un escenario con un dispositivo comercial que muestran los mismos signos vitales. Para este caso se utilizó el dispositivo MINDRAY modelo iMEC10, su ficha técnica se puede observar en el Anexo I

3.1.1 Prueba de medición de presión arterial

Esta prueba consiste en la verificación de datos del sistema SSV con respecto al dispositivo comercial MINDRAY el cual muestra la presión arterial medida en milímetros de mercurio (mmHg) como se observa en la Figura 2-3, cada cierto tiempo con un espacio de 15 muestras. Para esta prueba primero se han registrado los valores del dispositivo comercial y luego se procedió a realizar mediciones con el sistema SSV.



Figura 2-3: Prueba de la presión arterial

Realizado por: Macas Diego, 2020

Tabla 1-3: Pruebas de medición en la presión arterial

Número	MINDRAY	SSV	ERROR ABSOLUTO
1	98	94	4,00
2	98	92	6,00
3	97	100	3,00
4	96	88	8,00
5	98	91	7,00
6	98	99	1,00
7	98	89	9,00
8	99	92	7,00
9	100	91	9,00
10	99	89	10,00
11	99	88	11,00
12	98	91	7,00
13	98	90	8,00
14	98	88	10,00
15	98	87	11,00
Promedio		91,267	7,4
Desviación estándar		3,84	
Coeficiente de variación (%)		4%	

Realizado por: Macas Diego, 2020

En la Tabla 1-3 se presenta los valores de las señales obtenidas en presión arterial indicando un error mínimo de 3,47 en sus mediciones con respecto al dispositivo comercial, con un coeficiente de variación del 3% el cual es un valor menor al 10%, por lo tanto, usando la técnica de la repetitividad el sistema es estable para la medición de la presión arterial.

3.1.2 Prueba de medición de la frecuencia respiratoria

Esta prueba consiste en obtener la frecuencia respiratoria medida en ciclos por minuto entre el dispositivo MINDRAY y el sistema SSV como se muestra en la Figura 3-3. Ambos han sido puestos a prueba en el mismo escenario bajo las mismas circunstancias. El objetivo de esta prueba es verificar la confiabilidad del sistema implementado con respecto al dispositivo comercial.

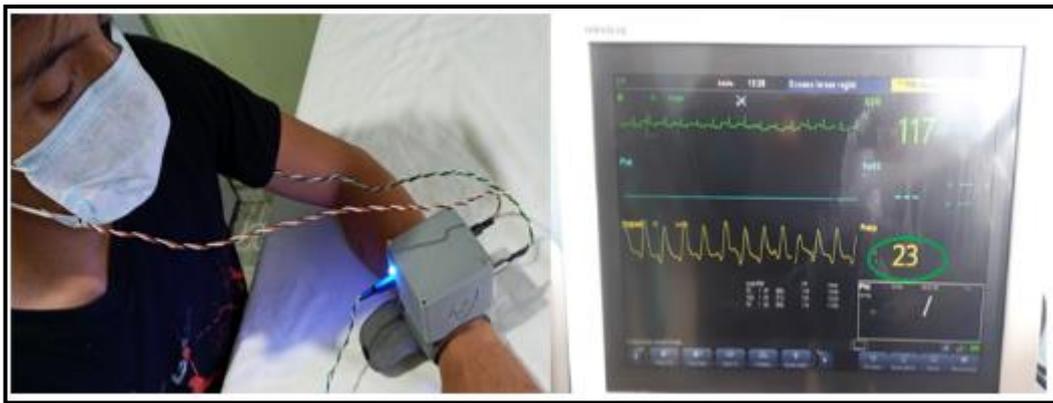


Figura 3-3: Pruebas para la frecuencia respiratoria

Realizado por: Macas Diego, 2020

Tabla 2-3: Valores de frecuencia respiratoria

Número	MINDRAY	SSV	ERROR ABSOLUTO
1	23	23	0,00
2	23	22	1,00
3	22	22	0,00
4	22	24	2,00
5	23	23	0,00
6	23	22	1,00
7	22	22	0,00
8	24	23	1,00
9	23	23	0,00

10	22	23	1,00
11	21	22	1,00
12	22	23	1,00
13	22	23	1,00
14	23	21	2,00
15	24	22	2,00
Promedio		22.53	0,867
Desviación estándar		0,743	
Coeficiente de variación (%)		3,00%	

Realizado por: Macas Diego, 2020

En la Tabla 2-3 se presenta los valores de las señales obtenidas para la frecuencia respiratoria indicando un error mínimo 0,867 en sus mediciones con respecto al dispositivo comercial, con un coeficiente de variación del 3% el cual es un valor menor al 10%, por lo tanto, usando la técnica de la repetitividad el sistema es estable para la medición en la frecuencia respiratoria.

3.1.3 Prueba de medición de la temperatura corporal

Esta prueba consiste en obtener la temperatura corporal medida en grados centígrados entre el dispositivo MINDRAY y el sistema SSV como se muestra en la Figura 4-3. Ambos han sido puestos a prueba en el mismo escenario bajo las mismas circunstancias. El objetivo de esta prueba es verificar la confiabilidad del sistema implementado con respecto al dispositivo comercial.

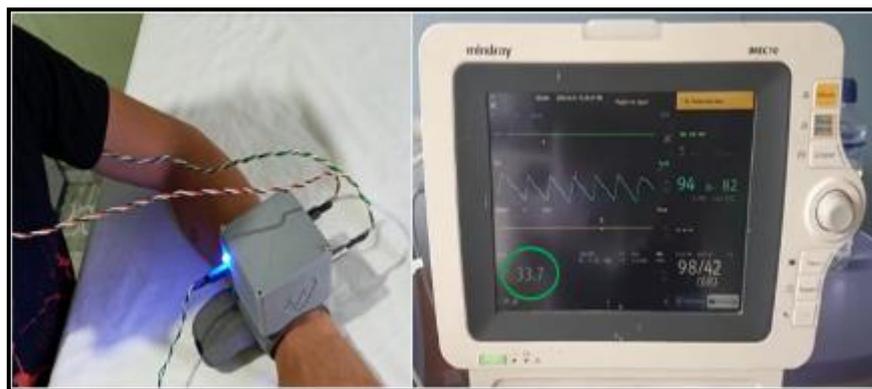


Figura 4-3: Medición de temperatura

Realizado por: Macas Diego, 2020

Tabla 3-3: Mediciones de temperatura corporal

Número	MINDRAY	SSV	ERROR ABSOLUTO
1	33,7	34,1	0,4
2	33,2	32,2	1
3	32,1	32,3	0,2
4	32,1	32,3	0,2
5	33,2	32,2	1
6	32,3	33,5	1,2
7	32,3	33,1	0,8
8	32,3	33,5	1,2
9	33,3	32,2	1,1
10	33,4	32,3	1,1
11	33,3	32,3	1
12	32,3	32,3	0
13	33,5	33,2	0,3
14	32,1	32,2	0,1
15	32,3	32,1	0,2
Promedio:		32,65	0,65
Desviación estándar		0,642	
Coeficiente de variación (%)		2%	

Realizado por: Macas Diego, 2020

En la Tabla 3-3 se presenta los valores de las señales obtenidas para la temperatura corporal indicando un error mínimo 0.11 en sus mediciones con respecto al dispositivo comercial, con un coeficiente de variación del 1% el cual es un valor menor al 10%, por lo tanto, usando la técnica de la repetitividad el sistema es estable para la medición en temperatura corporal.

3.1.4 Prueba de medición de frecuencia cardiaca

Esta prueba consiste en obtener el pulso cardiaco medido en ciclos por minuto entre el dispositivo MINDRAY y el sistema SSV como se muestra en la Figura 5-3. Ambos han sido puestos a prueba en el mismo escenario bajo las mismas circunstancias. El objetivo de esta prueba es verificar la confiabilidad del sistema implementado con respecto al dispositivo comercial.



Figura 5-3: Medición de pulso

Realizado por: Macas Diego, 2020

Tabla 4-3: Datos de frecuencia cardíacas

Número	MINDRAY	SSV	ERROR ABSOLUTO
1	86	86	0,00
2	86	86	0,00
3	85	86	1,00
4	86	85	1,00
5	86	84	2,00
6	87	89	2,00
7	87	89	2,00
8	85	89	4,00
9	85	89	4,00
10	85	87	2,00
11	86	87	1,00
12	86	86	0,00
13	86	86	0,00
14	85	86	1,00
15	87	87	0,00
Promedio:		86,8	
Desviación estándar		1,56	
Coefficiente de variación (%)		2%	1,33

Realizado por: Macas Diego, 2020

En la Tabla 4-3 se presenta los valores de las señales obtenidas para el pulso cardíaco indicando un error mínimo de 1.33 en sus mediciones con respecto al dispositivo comercial, con un coeficiente de variación del 2% el cual es un valor menor al 10%, por lo tanto, usando la técnica de la repetitividad el sistema es estable para la medición de pulso cardíaco.

3.2 Prueba de rango de la comunicación por bluetooth

Esta prueba consta de la verificación en la distancia de comunicación entre el bluetooth con el monitoreo local en una aplicación móvil. Consistió en verificar la comunicación serial a diferentes distancias tomando en cuenta la distancia en teoría que indica las especificaciones del tipo de modulo bluetooth seleccionado, en este caso de 0 a 10 metros. Se tomaron 15 muestras obteniendo los siguientes resultados.

Tabla 5-3: Pruebas de distancia en la comunicación bluetooth

Número	Distancia teórica (m)	Distancia real (m)	ERROR ABSOLUTO
1	<5	<5	0,00
2	<5	<5	0,00
3	<5	<5	0,00
4	6	6	0,00
5	8	8	0,00
6	8	8	0,00
7	8	8	0,00
8	9	9,5	0,5
9	9	9,4	0,4
10	9	8,8	0,2
11	10	9,50	0,5
12	10	9,2	0,2
13	10	9,2	0,2
14	10	9,3	0,3
15	10	9,5	0,5
Promedio:		9,3	0,35
Desviación estándar		0,021	
Coeficiente de variación (%)		1,2%	

Realizado por: Macas Diego, 2020

En la Tabla 5-3 se pudieron obtener datos de las pruebas de distancia con los cuales se ha determinado que no tiene error de comunicación al estar a una distancia de 8 metros, empieza a presentar errores de comunicación desde los 9 metros con un coeficiente de variación del 1,2%, un valor muy por debajo al 10%. Por lo tanto, se concluye con la repetitividad que el sistema es estable para la comunicación de 10 metros de la teoría.

3.3 Análisis del tiempo de respuesta del dispositivo

Para determinar el tiempo que el dispositivo se tarda en enviar los datos hacia la nube se consideran los siguientes datos:

Tabla 6-3: Adquisición de tiempos de respuesta

Hora de la medición	Muestra Número	Minutos
13:17:43	1	2,45
13:20:28	2	2,24
13:22:52	3	2,00
13:24:52	4	2,07
13:26:59	5	2,33
13:29:32	6	2,35
13:32:07	7	2,29
13:34:36	8	2,37
13:37:13	9	2,42
13:39:55	10	2,30
13:42:25	11	2,25
13:44:50	12	2,23
13:47:13	13	2,24
13:49:39	14	2,21
13:52:00	15	
Promedio		2.30
Desviación Estándar		0.06342
Coefficiente de variación		0.027

Realizado por: Macas Diego, 2020

En la Tabla 6-3 se detallan los tiempos de respuesta del envío de datos, con los cuales se determina que el promedio de envío de información se realiza cada 2.30 minutos, presentando un rango variable de transmisión de datos entre 2,00 y 2,45 minutos, obteniendo un CV de 2,7%, afirmando que los tiempos de transmisión son fiables para el dispositivo SSV.

3.4 Análisis de costos

Para obtener el costo final del dispositivo se analiza lo siguiente:

Tabla 7-3: Costos de implementación

Componente	Cantidad	Costo (\$)
Arduino Nano	1	10,00
Modulo Bluetooth HC06	1	7,00
SIM 800GSM	1	20,00
Sensor XD-58C	1	6,50
Sensor MLX90614	1	12,00
Sensor MPX5500P	1	24,00
Micrófono Respiración	1	15,00
Bomba de diafragma	1	10,00
Batería lipo 1000mha 2s 7.4v	1	18,00
Impresión 3D	1	40,00
Componentes varios	1	25,00
Total		187,50

Realizado por: Macas Diego, 2020

En la Tabla 6-3 se observa detalladamente el costo de cada uno de los elementos utilizados para la implementación del dispositivo, dando un valor total de \$187,5 sin tomar en cuenta la mano de obra que conlleva la implementación del sistema. En relación a otros dispositivos comerciales usualmente utilizados en hospitales y casas de salud como es el monitor de signos MINDRAY con un costo de \$2650. En esta comparación se demuestra que el sistema SSV es 14 veces menos costoso por lo que se llegaría a considerar un dispositivo de bajo costo y accesible.

CONCLUSIONES

- Al realizar la investigación se determinó que en las zonas rurales el 56% de sus habitantes no tienen acceso a los servicios básicos de salud, debido a su geografía los equipos empleados para medición de signos vitales son tradicionales y carecen de tecnología de actualidad; no cuentan con un sistema de supervisión autónomo debido a las características físicas y costos elevados que presentan en el mercado.
- Al obtener como resultado un total de 11 monitores de signos vitales en los subcentros de salud de la Zona 3 – Chimborazo, se hace evidente la falta de dispositivos para la supervisión de signos vitales de los pacientes residentes en las zonas rurales.
- En la implementación del sistema se utilizó elementos de tamaño y peso reducido, lo cual genera una fácil movilidad para ser llevado a lugares apartados y de difícil acceso, cumpliendo con uno de los requerimientos especificados de ser destinado para PPASS.
- Los resultados de los sensores del dispositivo SSV se compararon con el dispositivo Mindray modelo iMec 10, realizando la técnica de la repetitividad se obtuvo valores de CV menores al 10% en todas las pruebas, llegando a la conclusión que el sistema es estable en todas sus mediciones.
- Para el monitoreo local a través de la App Móvil se utilizó la técnica de repetitividad obteniendo un CV de 1,2%, un valor menor al 10% llegando a considerar al sistema estable en la comunicación por bluetooth en un rango de 0 a 9,5m verificando su óptimo funcionamiento en la distancia teórica de 10m.
- Realizando una comparación de costos entre el dispositivo Mindray de \$2650 y el sistema SSV de \$187.5, se obtiene como resultado que es 14 veces menor al dispositivo comercial, por lo que se considera al sistema SSV de bajo costo.

RECOMENDACIONES

- Desarrollar una App Móvil con mejores características para la visualización de datos y funcionamiento del dispositivo en una forma bidireccional entre el dispositivo implementado con un dispositivo inteligente.
- Se recomienda realizar un estudio para determinar un mejor sensor que mejore la toma de datos en la presión arterial mediante el brazalete u otra tecnología.
- Para la supervisión de mediciones de los signos vitales se recomienda que el usuario permanezca en estado de reposo, sin movimientos bruscos para no alterar los resultados en las mediciones fisiológicas.
- Se recomienda para obtener una mejor duración en la alimentación del dispositivo paneles solares.

GLOSARIO

Analógico: Sistema que presenta información, especialmente una medida, mediante una magnitud física continua proporcional al valor de dicha información.(Real Academia Española, 2020a)

Arquitectura: Arte y técnica de proyectar, diseñar y construir cosas. (Concepto.de, 2020)

Bucle: Conjunto o serie de instrucciones de un programa cuya ejecución se repite hasta que se cumpla una determinada condición de salida. (TheFreeDictionary, 2020)

Digital: Referencia a sistemas que representan, almacenan o usan la información en sistema binario.(Sistemas, 2020)

Movilización: Acción y efecto de hacer que algo se mueva llevando a la acción una cosa o sujeto para obtener un resultado. (Deconceptos, 2020)

Ordenador: Máquina electrónica que recibe y procesa datos con la misión de transformarlos en información útil. (Definicionabc, 2020a)

Portable: Cualidad de un objeto que se puede llevar o traer. (Etimologias, 2020)

Prototipo: Es el primer dispositivo que se fabrica y del cual se toman las ideas más relevantes para la construcción de otros diseños. (Conceptodefinicion, 2020)

Sector: Porción de un territorio o partes en que se divide una organización. (Definicionabc, 2020b)

Supervisar: Ejerce la inspección superior en trabajos realizados por otra persona o maquina automatizada. (Real Academia Española, 2020b)

BIBLIOGRAFÍA

ANESTESIAR. *respiR8 - Monitorización de Frecuencia respiratoria continua.* [en línea]. 2011 [Consulta: 21 febrero 2020]. Disponible en: <https://anestesiario.org/2011/nuevo-monitor-continuo-de-frecuencia-respiratoria-¿indicador-de-enfermedad-grave/>.

ARCONET. *Enhanced Reader.* [en línea]. 2015. [Consulta: 23 febrero 2020]. Disponible en: <moz-extension://8e561b91-fea4-43c2-9db1-164f6283f050/enhanced-reader.html?openApp&pdf=https%3A%2F%2Fwww.arcotel.gob.ec%2Fwp-content%2Fuploads%2F2015%2F11%2FBoletin6.pdf>.

ARDUINO. *Arduino Nano.* [en línea]. 2020. [Consulta: 24 febrero 2020]. Disponible en: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>.

ASOCIACIÓN PROGRAMA ERGO SUM. *Curso de introducción a Raspberry Pi con Raspbian* [en línea]. 2018. [Consulta: 24 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.programoergosum.com/cursos-online/raspberry-pi/232-curso-de-introduccion-a-raspberry-pi/que-es-raspberry-pi>.

CDMX ELECTRONICA. *Modulo KY-037 Sensor de Sonido - CDMX Electrónica.* [en línea]. 2020. [Consulta: 25 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.cdmxelectronica.com/producto/modulo-ky-037-sensor-de-sonido/>.

CIGNA. *Temperatura corporal.* [en línea]. 2020. [Consulta: 26 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.cigna.com/individuals-families/health-wellness/hw-en-espanol/pruebas-medicas/temperatura-corporal-hw198785>.

COMPEL S.A. *Sensor De Pulso Cardíaco XD-58C.* [en línea]. 2020. [Consulta: 25 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.compelectronica.com/product/sensor-de-pulso-cardiaco-xd-58c-para-arduino-senpulso/>.

CONCEPTODEFINICION. *¿Qué es Prototipo? » Su Definición y Significado.* [en línea]. 2020. [Consulta: 11 febrero 2020]. Disponible en: <https://conceptodefinicion.de/prototipo/>.

CONCEPTO.DE. *Arquitectura - Concepto, historia, tipos y qué es urbanismo.* [en línea]. 2020. [Consulta: 11 febrero 2020]. Disponible en: <https://concepto.de/arquitectura-2/>.

CUIDATEPLUS. *Medición y control de la presión arterial.* [en línea]. 2002. [Consulta: 18 febrero 2020]. Disponible en: <https://cuidateplus.marca.com/bienestar/2002/09/30/medicion-control-presion-arterial-5547.html>.

DECONCEPTOS. *Concepto de movilización - Definición en DeConceptos.com.* [en línea]. 2020. [Consulta: 11 febrero 2020]. Disponible en: <https://deconceptos.com/general/movilizacion>.

DEFINICIONABC. *Definición de Ordenador » Concepto en Definición ABC.* [en línea]. 2020a. [Consulta: 11 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.definicionabc.com/tecnologia/ordenador.php>.

DEFINICIONABC. *Definición de Sector » Concepto en Definición ABC.* [en línea]. 2020b. [Consulta: 11 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.definicionabc.com/general/sector.php>.

DHGATE. *Compre Nuevo CJP31 DC3V Bomba De Aire De Presión Mciro CJP31 C03A1 Bomba De Oxígeno Bomba De Esfigmomanómetro KPM14A MINI BOMBA ~ A \$1.21 Del Winbellwang.* [en línea]. 2019. [Consulta: 25 febrero 2020]. Disponible en: <https://es.dhgate.com/product/brand-new-cjp31-dc3v-mciro-pressure-air-pump/388308526.html>.

DNAPNS. *Guía para la implementación del MAIS-FCI en poblaciones con problemas de accesibilidad a los servicios de salud.* [en línea]. 2014. [Consulta: 24 febrero 2020]. Disponible en: moz-extension://8e561b91-fea4-43c2-9db1-164f6283f050/enhanced-reader.html?openApp&pdf=https%3A%2F%2Faplicaciones.msp.gob.ec%2Fsalud%2Farchivos-digitales%2Fsigobito%2Fareas_seguimiento%2F482%2FGUIA%2520MAIS%2520-FCI%2520para%2520poblaciones%2520con%2520dif.

DUALTRONICA. *Sensor pulso cardiaco.* [en línea]. 2019. [Consulta: 23 febrero 2020]. Disponible en: <https://dualtronica.com/sensores/311-sensor-de-ritmo-pulso-cardiaco.html>

ECUADORENCIFRAS. *Enhanced Reader.* [en línea]. 2010. [Consulta: 23 febrero 2020]. Disponible en: <moz-extension://8e561b91-fea4-43c2-9db1-164f6283f050/enhanced-reader.html?openApp&pdf=https%3A%2F%2Fwww.ecuadorencifras.gob.ec%2Fwp-content%2Fdescargas%2FLibros%2FDemografia%2Fdocumentofinal1.pdf>.

ECURED. *Termómetros digitales - EcuRed.* [en línea]. 2020 [Consulta: 21 febrero 2020]. Disponible en: https://www.ecured.cu/Termómetros_digitales.

ELECTROPRO. *MÓDULO GSM SIM800L.* [en línea]. 2020 [Consulta: 21 febrero 2020]. Disponible en: https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwjdn560vpPrAhUn01kKHRN3A-EQFjAAegQIAhAB&url=http%3A%2F%2Felectropro.pe%2Fimage%2Fdata%2FimgProductos%2F140.%2520M%25C3%25B3dulo%2520GSM%2520SIM800%2FSIM800L.pdf&usg=AOvVaw3ehuKaX_LnDH4JvqkCI11J.

ETIMOLOGIAS. *PORTABLE.* [en línea]. 2020. [Consulta: 11 febrero 2020]. Disponible en: <http://etimologias.dechile.net/?portable>.

FAIRCHILD SEMICONDUCTOR CORP. *MC78XX/LM78XX/MC78XXA 2 Absolute Maximum Ratings Electrical Characteristics (MC7805/LM7805).* [en línea]. 2001. [Consulta: 25 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwjvqPv5PrAhUBwFkKHbwXDUIQFjABegQIBhAB&url=https%3A%2F%2Fdatasheet.octopart.com%2FLM7805CT.-Fairchild-datasheet-7283376.pdf&usg=AOvVaw2XSXGEci7UWyPO61gYILyo>.

FARNELL. *MPX5500DP NXP, Sensor de Presión, Diferencial, 9 mV/kPa.* [en línea]. 2019. [Consulta: 25 febrero 2020]. Disponible en: <https://es.farnell.com/nxp/mpx5500dp/sensor-pressure-gauge-75psi-867c6/dp/1457143>.

FARUM S.A. *Electrodos desechables de gel sólido.* [en línea]. 2020. [Consulta: 20 febrero 2020]. Disponible en: <https://farum.pl/produkt/electrodos-desechables-de-gel-solido.html>.

FERNÁNDEZ, R. & GONZÁLEZ, A. *Redes inalámbricas de sensores* [en línea]. Logroño-España: La Universidad de La Rioja. 2009. [Consulta: 13 febrero 2020]. Disponible en: https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwj0o_j0qnnAhUwvIkKHSKDAv0QFjAAegQIARAB&url=https%3A%2F%2Fdiagnet.unirioja.es%2Fdescarga%2Flibro%2F377564.pdf&usg=AOvVaw3R34DHTdWczdXIvdbWPF00.

FITNESSDIGITAL. *Sensor de Pulso Garmin HRM-Dual.* [en línea]. 2020. [Consulta: 19 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.fitnessdigital.com/sensor-de-pulso-garmin-hrm-dual/p/10015835/>.

GEOENCICLOPEDIA. *Termómetros Digitales - Información y Características - Geografía.* [en línea]. 2020. [Consulta: 19 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.geoenciclopedia.com/termometros-digitales/>.

HACEDORES. *Sensores biomédicos: tipos de sensores y cómo funcionan.* [en línea]. 2019. [Consulta: 17 febrero 2020]. Disponible en: <https://hacedores.com/sensores-biomedicos/>.

HEALTHCARE. *Monitor CARESCAPE B850 Cuidados en el Quirófano.* [en línea]. 2015. [Consulta: 18 febrero 2020]. Disponible en: matclinic.com/wp-content/uploads/2015/10/B850_ICU_SellSheet_M1193205_spa.pdf.

LAHORA. *'El acceso al sistema de salud no es una realidad para grupos vulnerables de las zonas rurales en Otavalo': Variedades: La Hora Noticias de Ecuador, sus provincias y el mundo.* [en línea]. 2019. [Consulta: 21 febrero 2020]. Disponible en: <https://lahora.com.ec/noticia/1102214799/el-acceso-al-sistema-de-salud-no-es-una-realidad-para-grupos-vulnerables-de-las-zonas-rurales-en-otavalo>.

LOACHAMIN, M. & RIBADENEIRA, V. 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) (pregrado). [en línea]. Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador. 2016. pp. 1-165. [Consulta: 24 febrero 2020]. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/6445>.

MANIEWICZ, M. "Cominuaciones inalámbricas terrestres". ITU News MAGAZINE [en línea]. 2019. (Suiza). vol. 4. pp. 1-7. [Consulta: 16 febrero 2020]. ISSN 1020-4148. Disponible en: https://www.itu.int/en/ituNews/Documents/2019/2019-04/2019_ITUNews04-es.pdf.

MANZANO, V. & VALLEJO, G. Sistema de monitoreo de signos vitales y alerta de accidentes para personas con problemas de movilidad. (Trabajo de titulación) (pregrado). [en línea], Universidad Técnica de Ambato, Ambato, Ecuador. 2015. pp. 1-99. [Consulta: 24 febrero 2020]. Disponible en: <https://repositorio.uta.edu.ec/jspui/handle/123456789/15108>.

MASIMO. *Sensor Acústico Respiratorio RAS-45.* [en línea]. 2020. [Consulta: 23 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.masimo.es/technology/airway-gas-monitoring/rra/>

MEDICALNEWTODAY. *Frecuencia cardíaca: ¿Qué es una frecuencia cardíaca normal?* [en línea]. 2020. [Consulta: 26 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/291182#ritmos-cardiacos-anomalos>.

MEDLINEPLUS. *Salud rural: MedlinePlus en español.* [en línea]. 2018a. [Consulta: 23 febrero 2020]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ruralhealthconcerns.html>.

MEDLINEPLUS. *Signos vitales.* [en línea]. 2020b. [Consulta: 26 febrero 2020]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/vitalsigns.html>.

MIFARMACIAESPANA. *Aprende conceptos, definición, parámetros y frecuencia de Signos vitales.* [en línea]. 2020 [Consulta: 26 febrero 2020]. Disponible en: <https://mifarmaciaespana.com/aprende-conceptos-definicion-parametros-y-frecuencia-de-signos-vitales/>.

MOVILTRONICS. *Bluetooth HC-06 Board - Moviltronics.* [en línea]. 2020. [Consulta: 24 febrero 2020]. Disponible en: <https://moviltronics.com/tienda/bluetooth-hc-06-board/>.

NAYLAMP MECHATRONICS. *Sensor de temperatura MLX90614.* [en línea]. 2020. [Consulta: 24 febrero 2020]. Disponible en: <https://naylampmechatronics.com/sensores-temperatura-y-humedad/330-sensor-de-temperatura-mlx90614.html>

OIT. *Más de la mitad de la población rural en el mundo está excluida de la atención médica.* [en línea]. 2020. [Consulta: 24 febrero 2020]. Disponible en: https://www.ilo.org/global/about-the-ilo/newsroom/news/WCMS_363191/lang--es/index.htm.

OPS. *OPS/OMS Guatemala - OPS llama a superar las barreras que impiden a un tercio de la población de las Américas acceder a la salud.* [en línea]. 2018. [Consulta: 23 febrero 2020]. Disponible en: https://www.paho.org/gut/index.php?option=com_content&view=article&id=1057:ops-llama-a-superar-barreras-que-impiden-a-un-tercio-de-poblacion-de-americas-acceder-a-salud&Itemid=441.

OSVALDO, M. "Simulación de Redes de Sensores Inalámbricos: un Modelo Energético a Nivel de Nodo -Sensor Bajo las Especificaciones Ieee 802.15.4 tm y Zigbee". IEEE. [en línea]. 2015. (Colombia). vol.9. pp.1-12. [Consulta: 10 febrero 2020]. ISSN 1900-6608. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/317150473_Simulacion_de_Redde_de_Sensores_Inalambricos_un_Modelo_Energetico_a_Nivel_de_Nodo-Sensor_Bajo_las_Especificaciones_Ieee_802154tm_y_Zigbee/fulltext/59281203aca27295a804682a/Simulacion-de-Redes-de-Sensores-.

PÉREZ, J. & URDANETA, E. "Metodología para el diseño de una red de sensores inalámbricos". Universidad, Ciencia y Tecnología [en línea]. 2014. (España) vol. 18. pp. 12-22. [Consulta: 5 febrero 2020]. ISSN 1316-4821. Disponible en: <http://ve.scielo.org/pdf/uct/v18n70/art02.pdf>.

PHILIPS. *Monitor de Pacientes IntelliVue*. [en línea]. 2015. [Consulta: 24 febrero 2020]. Disponible en: <http://www.insanexsl.es/wp-content/uploads/monitor-multiparametrico-edan-im20.pdf>.

PILCO, M. & ZAVALA, V. 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. (Tesis de Grado). (Pregrado). [en línea]. Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador. 2015. pp. 1-175. [Consulta: 24 febrero 2020]. Disponible en: <http://dspace.espoch.edu.ec/handle/123456789/3792>.

POLAR. *Sensor de pulso óptico*. [en línea]. 2020. [Consulta: 19 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.polar.com/es/productos/accesorios/sensor-optico-de-frecuencia-cardiaca-polar-oh1>.

QUIMINET. *Los termómetros: Funcionamiento y tipos*. [en línea]. 2015. [Consulta: 21 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.quiminet.com/articulos/los-termometros-funcionamiento-y-tipos-2637622.htm>.

REAL ACADEMIA ESPAÑOLA. *analógico, analógica* | *Definición* | *Diccionario de la lengua española* | *RAE - ASALE*. [en línea]. 2020a. [Consulta: 11 febrero 2020]. Disponible en: <https://dle.rae.es/analógico>.

REAL ACADEMIA ESPAÑOLA. *supervisar* | *Definición* | *Diccionario de la lengua española* | *RAE - ASALE*. [en línea]. 2020b. [Consulta: 11 febrero 2020]. Disponible en: <https://dle.rae.es/supervisar>.

REVISTA ESPAÑOLA DE ELECTRÓNICA. "Redes inalámbricas fundamentales para internet de las cosas". *Revista española de electrónica* [en línea]. 2016. (España). pp. 1-4. [Consulta: 24 febrero 2020]. ISSN 0482-6396. Disponible en: <https://www.redeweb.com/articulos/software/11-redes-inalambricas-fundamentales-para-internet-de-las-cosas/>.

REYES, J. *LOCALIZACIÓN EN INTERIORES USANDO REDES INALÁMBRICAS DE SENSORES* [en línea]. Sevilla-España: Editorial Académica Española. 2012. [Consulta: 14 febrero 2020]. Disponible en: bibing.us.es/proyectos/abreproy/11750/fichero/Carpeta+3%252FCapitulo3.pdf.

ROCHESTER UNIVERSITY OF ROCHESTER MEDICAL CENTER. *Vital Signs (Body Temperature, Pulse Rate, Respiration Rate, Blood Pressure)*. [en línea]. 2020. [Consulta: 24 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.urmc.rochester.edu/encyclopedia/content.aspx?ContentTypeID=85&ContentID=P03963>.

ROHM SEMICONDUCTOR. *Optical Sensor for Heart Rate Monitor - BH1792GLC*. [en línea]. 2020. [Consulta: 26 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.rohm.com/products/sensors-mems/optical-sensor-for-heart-rate-monitor/bh1792glc-product>

SISTEMAS. *Definición de Digital - Significado y definición de Digital.* [en línea]. 2020. [Consulta: 11 febrero 2020]. Disponible en: <https://sistemas.com/digital.php>.

TDROBÓTICA.CO. *Batería de polímero de iones de litio 1000mAh 7.4V.* [en línea]. 2020. [Consulta: 25 febrero 2020]. Disponible en: <http://tdrobotica.co/bateria-lipo-1000mah-74v/292.html>.

THEFREEDICTIONARY. *Bucle - significado de bucle diccionario.* [en línea]. 2020. [Consulta: 11 febrero 2020]. Disponible en: <https://es.thefreedictionary.com/bucle>.

THINGSPEAK. *IoT Analytics - ThingSpeak Internet of Things.* [en línea]. 2020. [Consulta: 26 febrero 2020]. Disponible en: <https://thingspeak.com/>.

VELOSO, C. *REGULADOR DE VOLTAJE 7805.* [en línea]. 2016. [Consulta: 26 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.electrontools.com/Home/WP/2016/03/09/regulador-de-voltaje-7805/>.

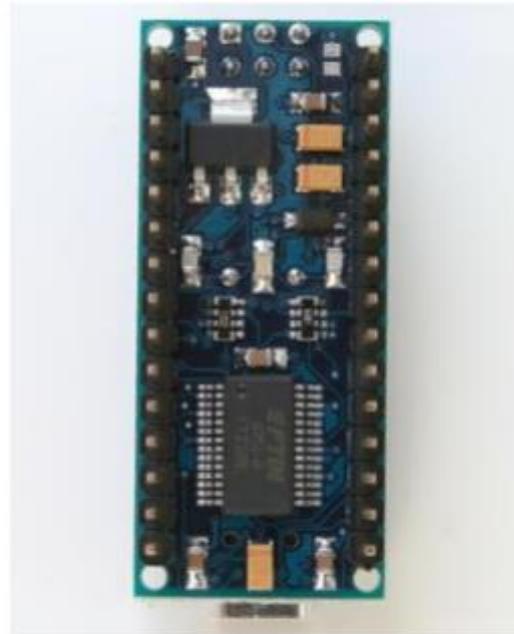
ANEXOS

ANEXO A: DATASHEET ARDUINO NANO

Arduino Nano



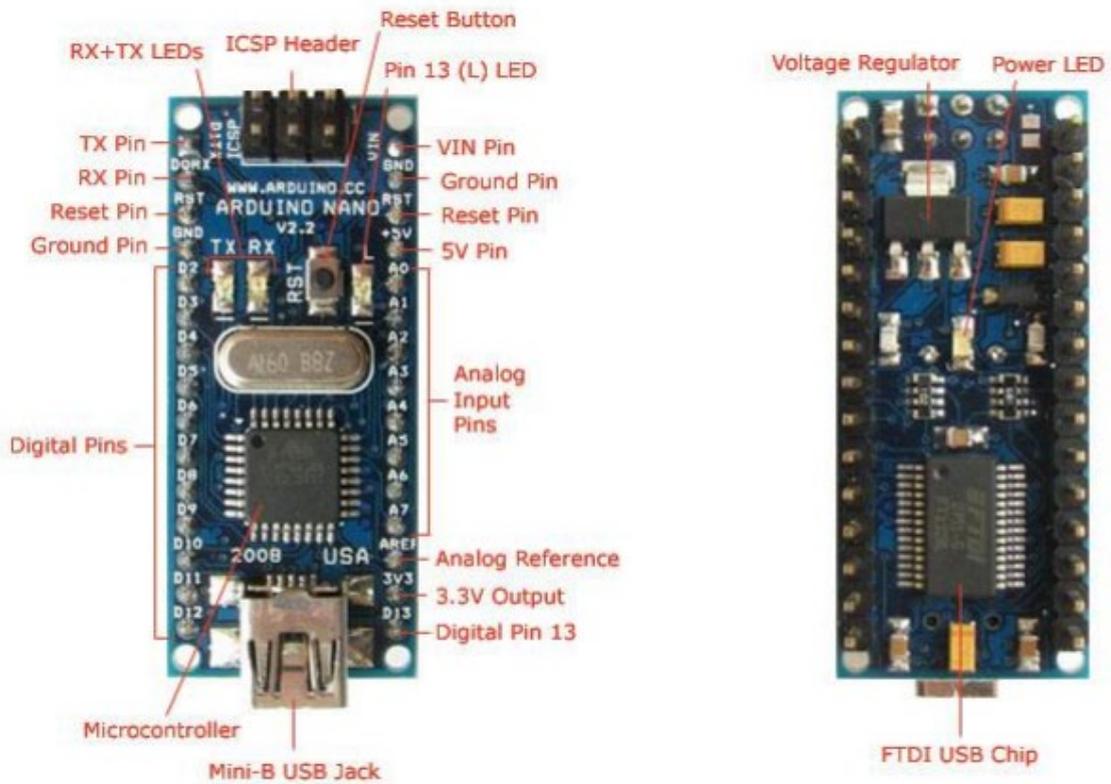
Arduino Nano Front



Arduino Nano Rear

Overview

The Arduino Nano is a small, complete, and breadboard-friendly board based on the ATmega328 (Arduino Nano 3.0) or ATmega168 (Arduino Nano 2.x). It has more or less the same functionality of the Arduino Duemilanove, but in a different package. It lacks only a DC power jack, and works with a Mini-B USB cable instead of a standard one. The Nano was designed and is being produced by Gravitech.



Schematic and Design

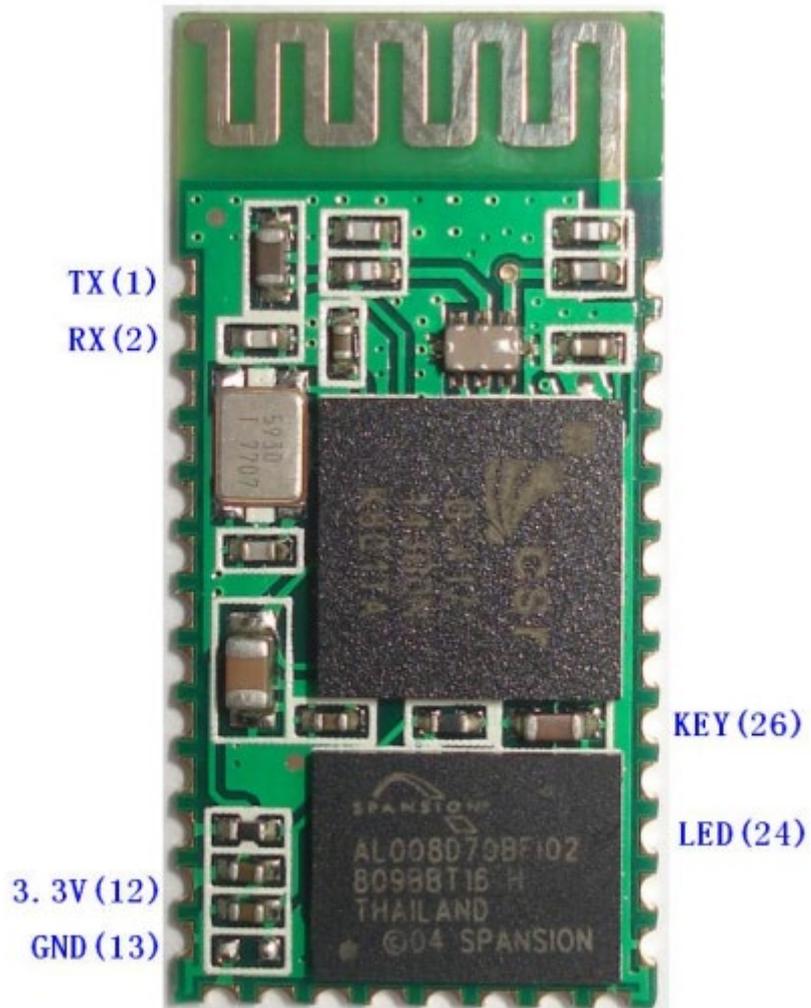
Arduino Nano 3.0 (ATmega328): [schematic](#), [Eagle files](#).

Arduino Nano 2.3 (ATmega168): [manual](#) (pdf), [Eagle files](#). Note: since the free version of Eagle does not handle more than 2 layers, and this version of the Nano is 4 layers, it is published here unrouted, so users can open and use it in the free version of Eagle.

Specifications:

Microcontroller	Atmel ATmega168 or ATmega328
Operating Voltage (logic level)	5 V
Input Voltage (recommended)	7-12 V
Input Voltage (limits)	6-20 V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	8
DC Current per I/O Pin	40 mA
Flash Memory	16 KB (ATmega168) or 32 KB (ATmega328) of which 2 KB used by bootloader
SRAM	1 KB (ATmega168) or 2 KB (ATmega328)
EEPROM	512 bytes (ATmega168) or 1 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz
Dimensions	0.73" x 1.70"

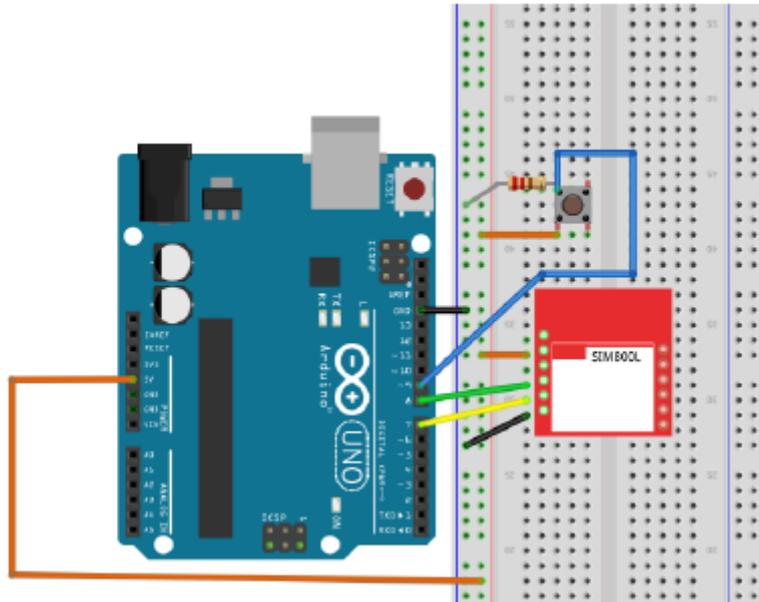
ANEXO B: DATASHEET MÓDULO BLUETOOTH HC-06



- Wireless transceiver
 - Sensitivity (Bit error rate) can reach -80dBm.
 - The change range of output's power: -4 - +6dBm.
- Function description (perfect Bluetooth solution)
 - Has an EDR module; and the change range of modulation depth: 2Mbps - 3Mbps.
 - Has a build-in 2.4GHz antenna; user needn't test antenna.
 - Has the external 8Mbit FLASH
 - Can work at the low voltage (3.1V~4.2V). The current in pairing is in the range of 30~40mA. The current in communication is 8mA.
 - Standard HCI Port (UART or USB)
 - USB Protocol: Full Speed USB1.1, Compliant With 2.0
 - This module can be used in the SMD.
 - It's made through RoHS process.
 - The board PIN is half hole size.
 - Has a 2.4GHz digital wireless transceiver.
 - Bases at CSR BC04 Bluetooth technology.
 - Has the function of adaptive frequency hopping.
 - Small (27mm×13mm×2mm)
 - Peripherals circuit is simple.
 - It's at the Bluetooth class 2 power level.
 - Storage temperature range: -40 °C - 85°C , work temperature range: -25 °C - +75°C
 - Any wave inter Interference: 2.4MHz, the power of emitting: 3 dBm.
 - Bit error rate: 0. Only the signal decays at the transmission link, bit error may be produced. For example, when RS232 or TTL is being processed, some signals may decay.

ANEXO C: DATASHEET MÓDULO SIM800GSM

DIAGRAMA DE CONEXIÓN CON ARDUINO PARA ENVIAR MENSAJES



MÓDULO GSM SIM800L

Este módulo de telefonía celular que te permite añadir voz, texto, datos y SMS a tu proyecto.

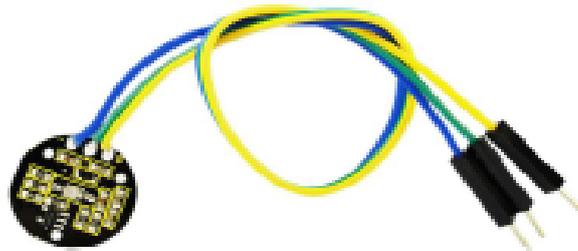
Se requiere un microcontrolador para controlarlo, usamos un Arduino pero cualquier microcontrolador 3-5V con una UART puede enviar y recibir comandos a través de los pines RX/TX.

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

- Voltaje de Operación: 3.4V - 4.4V DC
- Nivel Lógico de 3V a 5V
- Consumo de corriente (máx): 500 mA
- Consumo de corriente (modo de reposo): 0.7 mA
- Interfaz: Serial UART
- Quad-band 850/900/1800/1900MHz – se conectan a cualquier red mundial GSM con cualquier SIM 2G
- Trabaja solo con tecnología 2G
- Hacer y recibir llamadas de voz usando un auricular o un altavoz de 8Ω externo + micrófono electret.
- Enviar y recibir mensajes SMS
- Enviar y recibir datos GPRS (TCP/IP, HTTP, etc)
- Escanear y recibir emisiones de radio FM
- Controlado por Comandos AT
- Interfaz de comandos AT con detección “automática” de velocidad de transmisión
- Soporta A-GPS
- Datos GPRS:
 - Velocidad máxima de transmisión 85.6 Kbps
 - Protocolo TCP/IP en chip
 - Codificación: CS-1, CS-2, CS-3 y CS-4
 - Soporta USSD
- Soporta reloj en tiempo real (RTC)
- Velocidades de transmisión serial desde 1200bps hasta 115 200 bps
- Tamaño de la SIM: Micro SIM

keystudio

keystudio XD-58C Pulse Sensor Module



Introduction

keystudio XD-58C pulse sensor module is used to measure heart rates.

It's widely applied for students, artists, athletes, inventors, games or mobile terminal developers to develop heart rate related interactive works.

You can wear the sensor on your finger or earlobe and connect it to Arduino. It also has an open source APP program that can display your heart rate real-time in graph. It's in short, a heart rate sensor integrated with optical amplifier and noise elimination circuit.

Specification

1. LED peak wavelength: 515nm
2. Power supply: 3.3V/5V

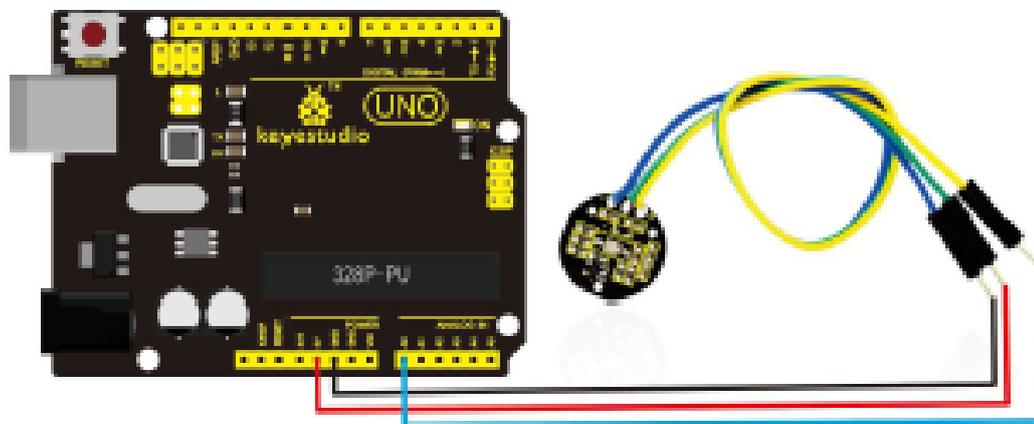
www.keystudio.com

keyestudio

3. Output type: analog

4. Output signal: 0~3.3 (at 3.3V power supply) / 0~5V (at 5V power supply)

Circuit Connection



Program Upload

Download the program and the software [here](#).

ANEXO E: DATASHEET DEL SENSOR DE TEMPERATURA MLX90614



MLX90614 family

Single and Dual Zone
Infra Red Thermometer in TO-39

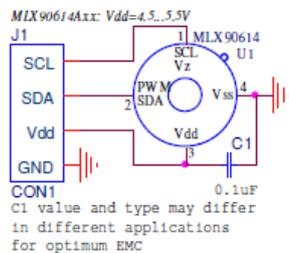
Features and Benefits

- Small size, low cost
- Easy to integrate
- Factory calibrated in wide temperature range:
 - 40 to 125 °C for sensor temperature and
 - 70 to 380 °C for object temperature.
- High accuracy of 0.5°C over wide temperature range (0..+50°C for both Ta and To)
- High (medical) accuracy calibration optional
- Measurement resolution of 0.02°C
- Single and dual zone versions
- SMBus compatible digital interface
- Customizable PWM output for continuous reading
- Available in 3V and 5V versions
- Simple adaptation for 8 to 16V applications
- Power saving mode
- Different package options for applications and measurements versatility
- Automotive grade

Applications Examples

- High precision non-contact temperature measurements;
- Thermal Comfort sensor for Mobile Air Conditioning control system;
- Temperature sensing element for residential, commercial and industrial building air conditioning;
- Windshield defogging;
- Automotive blind angle detection;
- Industrial temperature control of moving parts;
- Temperature control in printers and copiers;
- Home appliances with temperature control;
- Healthcare;
- Livestock monitoring;
- Movement detection;
- Multiple zone temperature control – up to 100 sensors can be read via common 2 wires
- Thermal relay/alert
- Body temperature measurement

1 Functional diagram



MLX90614 connection to SMBus

Figure 1 Typical application schematics

2 General Description

The MLX90614 is an Infra Red thermometer for non contact temperature measurements. Both the IR sensitive thermopile detector chip and the signal conditioning ASSP are integrated in the same TO-39 can.

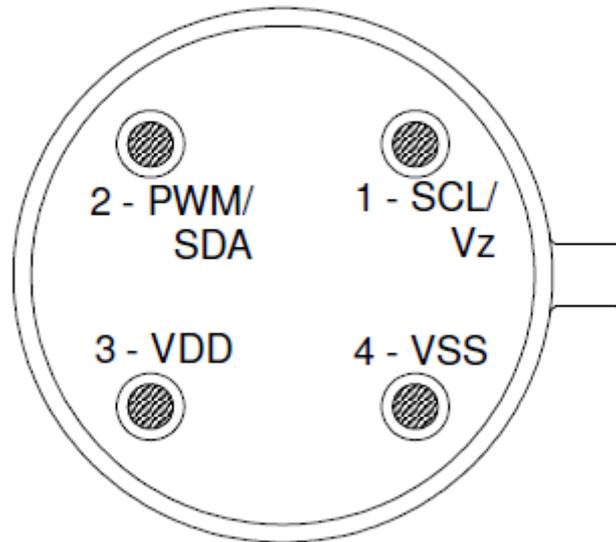
Thanks to its low noise amplifier, 17-bit ADC and powerful DSP unit, a high accuracy and resolution of the thermometer is achieved.

The thermometer comes factory calibrated with a digital PWM and SMBus output.

As a standard, the 10-bit PWM is configured to continuously transmit the measured temperature in range of -20 to 120 °C, with an output resolution of 0.14 °C.

The POR default is SMBus interface

Pin definitions and descriptions



Top view

Pin Name	Function
VSS	Ground. The metal can is also connected to this pin.
SCL / Vz	Serial clock input for 2 wire communications protocol. 5.7V zener is available at this pin for connection of external bipolar transistor to MLX90614A to supply the device from external 8 -16V source.
PWM / SDA	Digital input / output. In normal mode the measured object temperature is available at this pin Pulse Width Modulated.
VDD	External supply voltage.

ANEXO F: DATASHEET DEL SENSOR DE PRESIÓN MXP5500

Freescale Semiconductor

MPX5500
Rev 7, 09/2009

Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

**MPX5500
Series**

0 to 500 kPa (0 to 72.5 psi)
0.2 to 4.7 V Output

The MPX5500 series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This patented, single element transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

Features

- 2.5% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Durable Epoxy Unibody Element
- Available in Differential and Gauge Configurations

ORDERING INFORMATION								
Device Name	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
		None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
Unibody Package (MPX5500 Series)								
MPX5500D	867	•				•		MPX5500D
MPX5500DP	867C			•		•		MPX5500DP

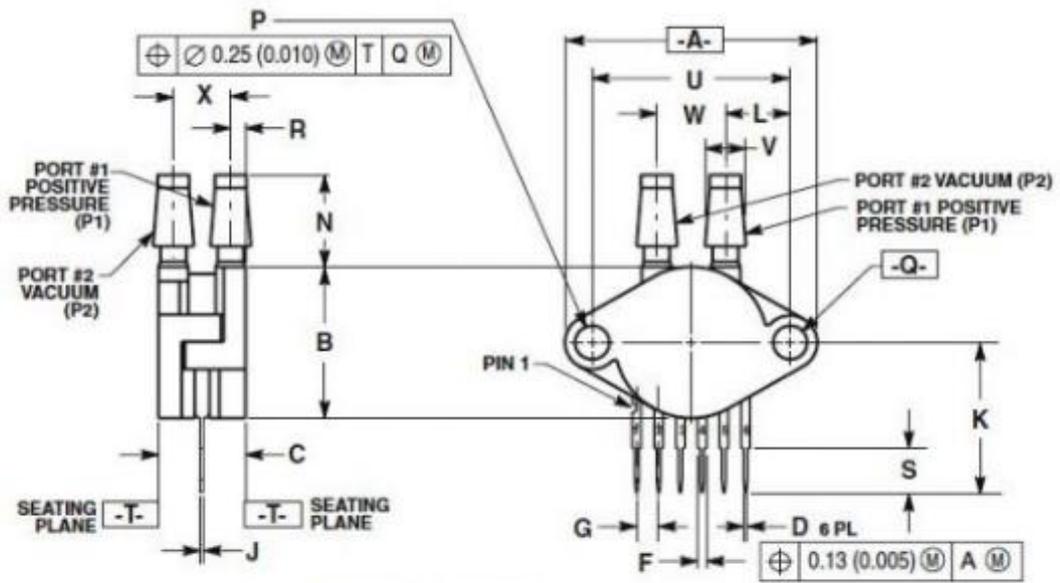
UNIBODY PACKAGES



MPX5500D
CASE 867-08



MPX5500DP
CASE 867C-05



CASE 867C-05

DIM	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN	MAX	MIN	MAX
A	1.145	1.175	29.08	29.85
B	0.685	0.715	17.40	18.16
C	0.405	0.435	10.29	11.05
D	0.027	0.033	0.68	0.84
F	0.048	0.064	1.22	1.63
G	0.100 BSC		2.54 BSC	
J	0.014	0.016	0.36	0.41
K	0.695	0.725	17.65	18.42
L	0.290	0.300	7.37	7.62
N	0.420	0.440	10.67	11.18
P	0.153	0.159	3.89	4.04
Q	0.153	0.159	3.89	4.04
R	0.063	0.083	1.60	2.11
S	0.220	0.240	5.59	6.10
U	0.910 BSC		23.11 BSC	
V	0.182	0.194	4.62	4.93
W	0.310	0.330	7.87	8.38
X	0.248	0.278	6.30	7.06

NOTES:

1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ASME Y14.5M, 1994.
2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.

STYLE 1:

1. V_{out}
2. GROUND
3. V_{cc}
4. V_1
5. V_2
6. V_{ix}

ANEXO G: CÓDIGO DE MONITOR DE SIGNOS VITALES EN ARDUINO

```
Monitor_signos_vitales $ Interrupt
#include <SoftwareSerial.h>
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_MLX90614.h>

SoftwareSerial mySerial(5, 6); // RX, TX

// *****Variables sensor de pulso *****
const int PulseWire = 0; // PulseSensor PURPLE WIRE connected to ANALOG PIN 0
const int LED13 = 13; // The on-board Arduino LED, close to PIN 13.
int Threshold = 550; // Determine which Signal to "count as a beat" and which to ignore.

int pulsePin = A0; // Sensor de Pulso conectado al puerto A0
// Estas variables son volatiles porque son usadas durante la rutina de interrupcion en la segunda Pestaña
volatile int BPM; // Pulsaciones por minuto
volatile int Signal; // Entrada de datos del sensor de pulsos
volatile int IBI = 600; // tiempo entre pulsaciones
volatile boolean Pulse = false; // Verdadero cuando la onda de pulsos es alta, falso cuando es Baja
volatile boolean QS = false; // Verdadero cuando el Arduino Busca un pulso del Corazon

// *****variables sensor de presion arterial*****
int BloodPressurePin =A1;

float volta=0;
int i;
float maxvolt=0;
float volt=0;
float pressure=0;
float MAP=0;
float maxv= 0;
float PressureMin=-15;
float PressureMax= 15;
float Vsupply=5;

// *****variables temperatura corporal*****

Adafruit_MLX90614 mlx = Adafruit_MLX90614();

// *****variables frecuencia respiratoria*****

int BreathingFrequencyPin =A2;
int lecturaSensor=0;

byte data[128];
byte indexs =0;
byte anterior;
```

```

.
//////// Variables para frecuencimetro //////////
long rango=5;
long ultimamedicion;
int ciclo=0;
int cambiodeciclo=0;
int picodetension;
int valledetension=1023;
long contadorciclo;
////////////////////////////////////
boolean estadoBPM=true;
boolean estadoLed=true;
int intervaloEncendido = 100;
int intervaloApagado = 100;

int intervaloBPM = 10000;
int intervaloBPM2= 1;

unsigned long tiempoAnteriorEncendido =0;
unsigned long tiempoAnteriorApagado =0;
unsigned long tiempoAnteriorBPM =0;
unsigned long tiempoAnteriorBPM2 =0;

////////////////////////////////////
int pulsos =0;
int pulsos2=0;
int senal =0;

int buzzer = 12;
int limite = 520;
int pulso;

int j=0;
int k=0;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  mySerial.begin(9600);

  mlx.begin();
  int buzzer = 12;
  pinMode(3, OUTPUT); //valvula
  pinMode(4, OUTPUT); //bomba
  pinMode(13, OUTPUT); //led
  pinMode(7, OUTPUT); //buzzer

  interruptSetup();
}

```

```

void loop() {
for(k;k<=1000;k+=1){

pulso = analogRead(A0); // Lee el valor del pin analógico 0, y Asigna este valor a la variable "pulso".
mySerial.print("*");//Este caracter lo filtra la aplicación en APP inventor
mySerial.println(pulso);// Envie el valor de pulso al Plotter serial. Comentar si queremos visualizar en "serial ploter"
int temp = mlx.readObjectTempC();
Serial.println("Pulso: ");
Serial.print(pulso);
Serial.println(" temp: ");
Serial.print(mlx.readObjectTempC());
Serial.println("°C");
  if(pulso > limite){ // Si la señal es superior a "550", entonces suena el buzzer.
    //tone(buzzer,1200);
    digitalWrite(buzzer,HIGH);
    digitalWrite(LED13,HIGH);
  } else {
    //noTone(buzzer);
    digitalWrite(buzzer,LOW);
    digitalWrite(LED13, LOW);// De lo contrario, deja de sonar el buzzer.
  }

  delay(35);
}

obtener_datos();
k=0;
j=0;
}

void obtener_datos(){
for(j;j<1;j+=1){
/////////////////////// Presion arterial /////////////////////////////////////////
digitalWrite(3,HIGH);

for(i=0;i<15;i=i+1){
  digitalWrite(4,HIGH);
  volta=analogRead(BloodPressurePin);
  volt=(volta*Vsupply)/(pow(2,10)-1);
  //volt=volta*(5/1023);
  maxvolt=abs(maxv-2.5);
  delay(250);
}
  digitalWrite(4,LOW);
  pressure = (((maxvolt)-0.1*Vsupply)/((0.8*Vsupply)/(PressureMax-PressureMin)))+PressureMin;
  MAP =1*(14.7-pressure*-1)*51.7-3.16/maxvolt;

  digitalWrite(3,LOW);

Serial.print("MAP = ");
//Serial.print(MAP*0.1585);
Serial.print(volta);
Serial.print(" / ");
Serial.println(MAP*0.106);
}
}

```

```

//////////////////////////////////// Temperatura //////////////////////////////////////
float temp = mlx.readObjectTempC();
delay(1000);
Serial.print("Temp = ");
Serial.print(temp);
Serial.println(" C");
////////////////////////////////////frecuencia respiratoria //////////////////////////////////////
lecturaSensor=analogRead(BreathingFrequencyPin);
Serial.println(lecturaSensor);
////////////////////////////////////frecuencia respiratoria////////////////////////////////////
senal=lecturaSensor;
if(senal >= (ultimamedicion+100)){
ultimamedicion=senal;
ciclo=1;
if (senal>picodetension){
picodetension=senal;
}
}
if(senal <= (ultimamedicion-100)){
ultimamedicion=senal;
ciclo=0;
if (senal<valledetension){
valledetension=senal;
}
}
}

//*****
if (millis()- tiempoAnteriorBPM >= intervaloBPM){
lecturaSensor=analogRead(BreathingFrequencyPin);
estadoBPM=false;
pulsos2=pulsos;
tiempoAnteriorBPM=millis();
pulsos=0;
}
if (millis()-tiempoAnteriorBPM2 >= intervaloBPM2){
lecturaSensor=analogRead(BreathingFrequencyPin);
estadoBPM=true;
tiempoAnteriorBPM2=millis();
}
//*****
if(((millis()- tiempoAnteriorEncendido) >= intervaloEncendido) && estadoLed==true && ciclo==0){
estadoLed=false;
picodetension=senal;
valledetension=senal;
digitalWrite(13,HIGH);
//tone(7,2500);
tiempoAnteriorApagado=millis();
}
}

```

```
if((millis()- tiempoAnteriorApagado) >= intervaloApagado && estadoLed==false && ciclo==1){
  pulsos++;
  picodetension=senal;
  valledetension=senal;
  estadoLed=true;
  digitalWrite(13,LOW);
  //noTone(7);
  tiempoAnteriorEncendido=millis();
  }
  delay(3000);
.....

}
//while(1){}
}|
```

ANEXO H: CÓDIGO EN APP INVENTOR PARA LA VISUALIZACIÓN

The screenshot displays the MIT App Inventor interface for a project named "Monitor_signos_vitales_APP". The interface is divided into several sections:

- Top Bar:** Contains navigation and utility icons such as "My Projects", "Connect", "Build", "Settings", "Help", "View Trash", "Gallery", "Guide", "Report an Issue", "English", and "thoriginals4@gmail.com".
- Left Panel (Blocks):** A categorized list of building blocks including Control, Logic, Math, Text, Lists, Dictionaries, Colors, Variables, Procedures, Screen1, HorizontalArrangement, ListPicker1, Label4, DESCONECTAR, VerticalArrangement1, and Canvas1.
- Center Panel (Viewer):** Shows a visual representation of the app's layout, including a blue backpack icon, a list, and several text labels.
- Right Panel (Code):** A workspace for creating block-based code. The code is organized into several event-driven blocks:
 - when ListPicker1 . BeforePicking:** A "do" block containing "set ListPicker1 . Elements to BluetoothClient1 . AddressesAndNames".
 - when ListPicker1 . AfterPicking:** A "do" block containing "set ListPicker1 . Selection to call BluetoothClient1 . Connect address", "set Label4 . BackgroundColor to", and "set Label4 . Text to CONECTADO".
 - when Clock1 . Timer:** A "do" block with an "if" condition: "BluetoothClient1 . isConnected". If true, it executes a "then" block:
 - call BluetoothClient1 . BytesAvailableToReceive
 - set global DATOS_LLEGADA to call BluetoothClient1 . ReceiveText
 - set global LISTA to split text at
 - set FREC_CARDIACA . Text to select list item list index 1
 - set TEMP . Text to select list item list index 2
 - set global X_before to get global X
 - set global Y_before to get global Y
 - when DESCONECTAR . Click:** A "do" block containing "call BluetoothClient1 . Disconnect", "set Label4 . BackgroundColor to", and "set Label4 . Text to DESCONECTADO".
 - Global Initialization:** A "do" block containing "initialize global LISTA to create empty list" and "initialize global DATOS_LLEGADA to".
 - Global Variable Initialization:** Three "initialize global" blocks for X, Y, and a counter, all set to 0.
- Bottom Panel (Media):** A section for managing media assets, showing files like "bt.png", "imagenes.png", and "logo.jpg".

ANEXO I: FICHA TÉCNICA MINDRAY IMEC10



Serie iMEC

Monitor de paciente



Monitor de paciente **ecológico** para un cuidado a pie de cama más eficaz

mindray
healthcare within reach

Diseño excepcional y monitorización rentable

Su diseño "sin ventilador" permite un alto nivel de silencio. Se evita así la acumulación de polvo y se reduce el riesgo de contaminación por aire.

Con un peso de entre 2,6 Kg y 3,6 Kg y un asa de transporte integrada, el ligero M5C es ideal como monitor portátil.

La luz de alarma es visible desde 360 grados.

La pantalla táctil configurable por el usuario está disponible en 8,4, 10,4 o 12,1", con una alta resolución de 800 x 600 y hasta 8 trazo.

Los botones táctiles permiten un rápido acceso a las funciones más comunes, como el silenciamiento o puesta en pausa de la alarma o el bloqueo de PNL.

Las funciones de medida opcional de P_i , salida cardíaca y EtCO_2 se integran con todas las funcionalidades avanzadas de monitorización.

El registrador térmico integrado de 3 trazo ofrece información de datos y ondas como ayuda al diagnóstico.

Las teclas táctiles ayudan al personal sanitario a acceder rápidamente a las funciones que se usan con más frecuencia como la revisión de tendencias, la configuración de alarma o los útiles modos de visualización, que incluyen tipos de letra grande y minúsculas.

Un potente sistema de almacenamiento de datos de hasta 48 horas de divulgación, integra 120 horas de tendencias gráficas y tabulares, 1.000 medidas PNL y 100 eventos de alarma.

La batería de ion litio permite hasta 4 horas de monitorización continua.



Especificaciones técnicas

iMEC12/iMEC10

Tamaño del monitor:

360 mm x 273 mm x 122 mm

Peso:

3,2 kg, configuración de parámetros estándar, incluidos batería de litio y registrador;

3,6 kg, configuración de parámetros estándar y opcional, incluidos pantalla táctil, batería de litio y registrador

iMEC8

Tamaño del monitor:

268 mm x 210 mm x 114 mm

Peso:

2,6 kg, configuración de parámetros estándar, se incluye una batería de litio y un registrador;

2,9 kg, configuración de parámetros estándar y opcional, incluidos pantalla táctil, batería de litio y registrador

Pantalla

Tipo:

iMEC 12: LED en color, LCD con retroiluminación de 12,1"

iMEC 10: LED en color, LCD con retroiluminación de 10,4"

iMEC 8: LED en color, LCD con retroiluminación de 8,4"

800 x 600 píxeles

hasta 8

1 pantalla a través de VGA

Resolución:

I, II, III

Ondas: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V

3 derivaciones: x 0,125, x 0,25, x 0,5, x 1, x 2, x 4, Auto

Incrementos:

6,25 mm/s, 12,5 mm/s, 25 mm/s, 50 mm/s

Velocidad de barrido:

Modo Diagnóstico: 0,05-150Hz

Ancho de banda:

Modo Monitor: 0,5-40Hz

Modo Quirúrgico: 1-20Hz

Modo ST: 0,05-40Hz

Protección desfibrilador: Resiste desfibrilación de 5000V (360J)

Tiempo de recuperación:

≤10 s

Temperatura

Rango: 0 a 50°C (32 a 122 F)

Resolución: 0,1°C

Precisión: ±0,1°C o ±0,2 F (sin sonda)

Parámetros: T1, T2 y TD

PI

Canal: hasta 2 canales

Rango: -50 a 300 mmHg

Resolución: 1 mmHg

Precisión: ±2% o ±1 mmHg, el que sea mayor (sin sensor)

Sensibilidad: 5 uV/mmHg/V

Rango de impedancia: 300 a 3000Ω

GC (para iMEC8 no es opcional)

Termodilución

Rango: GC: 0,1 a 20 L/min

TS: 23 a 43°C

TY: 0 a 27°C

Precisión: GC: ±5% o ±0,1 L /min, el que sea superior

TS, TY: ±0,1°C (sin sensor)

Resolución: GC: 0,1 L/min

TS, TY: 0,1°C

Co₂ de flujo lateral

Rango de Co₂:

De 0 a 99 mmHg

Precisión: 0 a 40 mmHg: ±2 mmHg

41 a 76 mmHg : ±5% de la lectura

77 a 99 mmHg : ±10% de la lectura

Frecuencia de flujo de muestra: 70, 100 ml/min

Precisión: ±15% o ±15 ml/min, el que sea superior.

Tiempo de calentamiento: Modo de exactitud ISO: 45 s

Modo de exactitud total: 10 min

Frecuencia del pulso

Rango

SpO2 de Mindray: de 20 a 254 ppm
SpO2 de Masimo: de 25 a 240 ppm
SpO2 de Nellcor: de 20 a 300 ppm
Módulo de PI: 25 a 350 ppm
Módulo de PNI: 40 a 240 ppm
SpO2 de Mindray: ± 3 ppm (sin movimiento)
 ± 5 ppm (con movimiento)
SpO2 de Masimo: ± 3 ppm (sin movimiento)
 ± 5 ppm (con movimiento)
SpO2 de Nellcor: ± 3 ppm (20-250 ppm)
No especificado (251-300 ppm)
Módulo de PI: ± 1 ppm o $\pm 1\%$, el que sea superior
Módulo PNI: ± 3 ppm o $\pm 3\%$, el que sea superior

Resolución:

1 ppm

Frecuencia de renovación:

1 s

PNI

Método:

Oscilometría automática

Modo de funcionamiento:

Manual, Autom y STAT

Parámetros:

Sistólico, diastólico y medio

Rango sistólico

Adu: 40 a 270 mmHg

Ped: 40 a 200 mmHg

Neo: 40 a 135 mmHg

Adu: 10 a 210 mmHg

Ped: 10 a 150 mmHg

Neo: 10 a 100 mmHg

Adu: 20 a 230 mmHg

Ped: 20 a 165 mmHg

Neo: 20 a 110 mmHg

Error de media máx.: ± 5 mmHg

Desviación estándar máx.: 8 mmHg

Resolución:

1 mmHg

1000 mediciones

PNI:

1000 mediciones

Ondas: Máx. 48 h de ondas de divulgación íntegra (el tiempo c específico depende del tipo y del número de ondas alr

Batería

Tipo: De iones de litio recargable

Número: 1

Tensión: 11,1 VCC

Capacidad: 2600 mAh (4500 mAh opcional)

Tiempo de funcionamiento: 2 hrs (2600 mAh)

4 hrs (4500 mAh)

4,5 hrs máximo (2600 mAh)

8 hrs máximo (4500 mAh)

Tiempo de recarga:

1 conector de entrada de alimentación de CA

1 conector de red RJ45

1 conector USB 2.0

1 conector de salida VGA

1 conector de salida multifuncional (salida ECG, PI, Ilar
señales de sinc. de desfibrilador)

Registrador

Tipo:

Matriz térmica

Velocidad:

25 mm/s, 50 mm/s

Traza:

3

Requisitos de alimentación

Tensión de CA:

100 a 240 V de CA, 50/60Hz

Corriente:

De 1,1 a 0,5 A