

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA**

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

*Trabajo de titulación previo
a la obtención del título de
Ingeniero Electrónico*

PROYECTO TÉCNICO CON ENFOQUE SOCIAL:

**“DISEÑO Y DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE BAJO COSTO
PARA ADQUISICIÓN Y TRANSMISIÓN DE SIGNOS VITALES EN
ADULTOS MAYORES DE LA PARROQUIA SAN BARTOLOMÉ
DEL CANTÓN SÍGSIG”**

AUTORES:

LUIS ARTURO GUIRACOCHA QUITO

FRANCISCO JAVIER LEMA GUALLPA

TUTOR:

ING. ÁNGEL FERNANDO SOTO SARANGO

CUENCA - ECUADOR

2021

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Nosotros, Luis Arturo Guiracocha Quito con documento de identificación N° 0105652945 y Francisco Javier Lema Guallpa con documento de identificación N° 0302199237, manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del trabajo de titulación: **“DISEÑO Y DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE BAJO COSTO PARA ADQUISICIÓN Y TRANSMISIÓN DE SIGNOS VITALES EN ADULTOS MAYORES DE LA PARROQUIA SAN BARTOLOMÉ DEL CANTÓN SÍGSIG”**, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de *Ingeniero Electrónico*, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, abril del 2021.



Luis Arturo Guiracocha Quito
C.I. 0105652945



Francisco Javier Lema Guallpa
C.I. 0302199237

CERTIFICACIÓN

Yo, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **“DISEÑO Y DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE BAJO COSTO PARA ADQUISICIÓN Y TRANSMISIÓN DE SIGNOS VITALES EN ADULTOS MAYORES DE LA PARROQUIA SAN BARTOLOMÉ DEL CANTÓN SÍGSIG”**, realizado por Luis Arturo Guiracocha Quito y Francisco Javier Lema Guallpa obteniendo el *Proyecto Técnico con Enfoque Social*, que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, abril del 2021.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Ángel Fernando Soto Sarango', with a large, stylized flourish at the end.

Ing. Ángel Fernando Soto Sarango, Mgt.

C.I. 1103455802

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, Luis Arturo Guiracocha Quito con documento de identificación N° 0105652945 y Francisco Javier Lema Guallpa con documento de identificación N° 0302199237, autores del trabajo de titulación: **“DISEÑO Y DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE BAJO COSTO PARA ADQUISICIÓN Y TRANSMISIÓN DE SIGNOS VITALES EN ADULTOS MAYORES DE LA PARROQUIA SAN BARTOLOMÉ DEL CANTÓN SÍGSIG”**, certificamos que el total contenido del *Proyecto Técnico con Enfoque Social*, es de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, abril del 2021.



Luis Arturo Guiracocha Quito
C.I. 0105652945



Francisco Javier Lema Guallpa
C.I. 0302199237

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a la UPS por ser un segundo hogar en el cual a lo largo de la carrera me permitió adquirir conocimientos y desarrollar habilidades útiles para mi vida profesional. También quiero agradecer a mi tutor de tesis el ING. Fernando Soto, quien ha sido la persona que nos ha guiado, apoyado y ha dado recomendaciones a lo largo del desarrollo del proyecto de titulación.

Finalmente quiero agradecer a mi familia, amigos y profesores que han sido parte de esta etapa estudiantil ya que de ellos aprendí muchas cosas que hicieron crecer como persona de bien.

Luis Arturo Guiracocha Quito

Dios me dio la inteligencia para salir adelante día a día, mis padres y hermanos que estuvieron constantemente apoyándome tanto moral como económicamente ya que sin ellos no hubiese logrado este objetivo, por eso mi agradecimiento infinito. También agradezco a los profesores que impartieron sus conocimientos verdaderos, al Ing. Ángel Soto, quien guio el proyecto de titulación, a mi familia, compañeros y amigos que apoyaron de una u otra manera.

Francisco Javier Lema Gualpa

DEDICATORIAS

Dedico este proyecto de tesis a mi familia ya que gracias al apoyo, consejos y regañadas de ellos se ha logrado finalizar una de las muchas etapas que me he propuesto para lo largo de mi vida para ser una persona de bien y servir a la sociedad.

Luis Arturo Guiracocha Quito

Se los Dedico con todo cariño a mis Padres y Hermanos, pese a la distancia y sus sacrificios nunca se cansaron de apoyar e insistir continuamente a lo largo de mi carrera de Ingeniería Electrónica.

Para mi abuelito que en Paz descansa.

Francisco Javier Lema Gualpa

ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTOS.....	V
DEDICATORIAS.....	VI
ÍNDICE GENERAL.....	VII
ÍNDICE DE FIGURAS.....	X
ÍNDICE DE TABLAS.....	XII
RESUMEN.....	XIV
INTRODUCCIÓN.....	XV
ANTECEDENTES DEL PROBLEMA DE ESTUDIO.....	XVI
JUSTIFICACIÓN (IMPORTANCIA Y ALCANCES).....	XVIII
OBJETIVOS.....	XIX
Objetivo General.....	XIX
Objetivos Específico.....	XIX
CAPÍTULO 1: FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA O ESTADO DEL ARTE.....	1
1.1 Los signos vitales (SV).....	1
1.1.1 Frecuencia respiratoria.....	1
1.1.2 Temperatura corporal.....	2
1.1.3 Frecuencia cardíaca.....	3
1.2 Rangos de valores normalizados de los signos vitales.....	4
1.3 Caídas.....	5
1.3.1 Métodos para detectar caídas.....	6
1.4 Sistema global de posicionamiento GPS.....	8
1.4.1 Redes de posicionamiento.....	9
1.5 Sistema global para las comunicaciones móviles (GSM).....	10
1.5.1 IMEI.....	11
1.5.2 Chip SIM.....	11

1.5.3	Protocolos de redes GSM.....	11
1.6	Dispositivos utilizados en el prototipo de monitoreo.....	12
1.6.1	Microcontrolador Arduini Nano	12
1.6.2	Microcontrolador Arduini mega mini-2560.....	13
1.6.3	Módulo GPRS-GSM-GPS/SIM 808	14
1.6.4	Modulo bluetooth HC-05	16
1.6.5	modulo acelerometro-giroscopio MPU6050.....	16
1.6.6	Receptor polar heart rate	17
1.6.7	Sensor force sensing resistor (FSR) 402	18
1.6.8	Sensor de temperatura LM35	18
1.7	Dispositos de monitoreo de signos vitales disponibles en el mercado.....	19
1.7.1	Monitor de signos vitales 6 parámetros portátiles pantalla de 8 pulgadas	19
1.7.2	Plataforma de sensores e-Health V2.0 para Arduino y Raspberry Pi	19
1.8	Normativa técnica sanitaria sustitutiva para el registro sanitario y control de dispositivos médicos de uso humano	20
CAPÍTULO 2: MARCO METODOLÓGICO		21
2.1	Sistema de medición para la frecuencia respiratoria.....	21
2.2	Sistema de medición para la temperatura corporal	23
2.3	Sistema de medición para la frecuencia cardiaca.....	24
2.4	Sistema detección de caída	25
2.5	Sistema global de posicionamiento	27
2.6	Sistema de transmisión GSM	27
2.7	Diseño y construcción de la placa electrónica en proteus 8.....	28
2.8	Diseño y construcción de la caja contenedor del circuito electrónico	30
2.9	Validación del funcionamiento de cada variable del prototipo de monitoreo .	32
2.9.1	Pruebas de la frecuencia respiratoria	33
2.9.2	Pruebas de la frecuencia cardiaca	34

2.9.3 Pruebas de temperatura corporal.....	36
2.9.4 Pruebas de caída.....	38
2.9.5 Pruebas de GPS.....	40
CAPÍTULO 3: IMPLEMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	41
3.1 Características de las personas Monitoreas.....	41
3.2 Análisis de los resultados obtenidos de la temperatura corporal	42
3.3 Análisis de los resultados obtenidos de la frecuencia respiratoria.....	44
3.4 Análisis de los resultados obtenidos de la frecuencia cardiaca.....	45
3.5 Análisis de los resultados obtenidos con el GPS	46
3.6 Análisis de costos del prototipo implementado	49
3.6.1 Margen de utilidad	51
CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	53
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	55
APÉNDICES.....	59
APÉNDICE A: NORATIVA PARA EL REGISTRO Y CONTROL DE DISPOSITIVOS MÉDICOS DE USO HUMANO.....	59
APÉNDICE B: DIMENSIONES DEL PROTOTIPO	60
APÉNDICE C: CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN PARA EL DISPOSITIVO 1 DEL PROTOTIPO	61
APÉNDICE D: CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN PARA EL DISPOSITIVO 2 DEL PROTOTIPO	69
APÉNDICE E: CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN PARA LA BASE DE DATOS	78
ANEXO I: MANUAL DE USUARIO DEL PROTOTIPO.....	79

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 <i>Espirometría flujo de aire.</i>	2
Figura 1.2 <i>Temperatura corporal, central la más alta y superficial la más bajas.</i>	3
Figura 1.3 <i>Localización de pulsos periféricos.</i>	4
Figura 1.4 <i>Detección de caídas mediante un entorno virtual.</i>	7
Figura 1.5 <i>Detección de caídas mediante el monitoreo de cámaras.</i>	7
Figura 1.6 <i>Detención de caídas mediante dispositivos electrónicos portátiles.</i>	8
Figura 1.7 <i>Sistemas posicionamiento satelital.</i>	9
Figura 1.8 <i>Arquitectura de red WLAN.</i>	9
Figura 1.9 <i>Arquitectura de la red Ad-Hoc.</i>	10
Figura 1.10 <i>Celdas de la telefonía móvil GSM.</i>	11
Figura 1.11 <i>Arduino nano.</i>	13
Figura 1.12 <i>Arduino mega Mini-2560.</i>	14
Figura 1.13 <i>Distribución de elementos del módulo SIM808.</i>	15
Figura 1.14 <i>Pines de conexión HC-05.</i>	16
Figura 1.15 <i>Pines de conexión HC-05.</i>	16
Figura 1.16 <i>Transmisor-receptor polar de ritmo cardiaco.</i>	17
Figura 1.17 <i>Partidor de tensión y curvas características del FSR.</i>	18
Figura 1.18 <i>Amortiguador de señal R-C para LM3.</i>	19
Figura 1.19 <i>Monitor de signos vitales modelo 800205.</i>	19
Figura 1.20 <i>Plataforma de sensores e-Health V2.0.</i>	20
Figura 2.1 <i>Diagrama de bloques para la adquisición, transmisión y recepción de los signos vitales.</i>	21
Figura 2.2. <i>Ciclo de la respiración.</i>	22
Figura 2.3. <i>Señal de la frecuencia respiratoria obtenida mediante el sensor FRS 402.</i>	23
Figura 2.4 <i>Medición de la temperatura del cuerpo con sensor LM35.</i>	24
Figura 2.5 <i>Señal de pulsos del corazón obtenida mediante el sensor POLAR Heart Rate.</i>	25
Figura 2.6 <i>Fases de la caída desde la posición inicial hasta la posición final.</i>	25
Figura 2.7 <i>Señal de caída obtenida mediante sensor MPU6050.</i>	26
Figura 2.8 <i>Coordenadas obtenidas mediante módulo SIM8050.</i>	27
Figura 2.9 <i>Trama de datos, enviados por la red GSM.</i>	28

Figura 2.10 Circuito electrónico para la adquisición de SV y caídas dispositivo 1 (tórax).....	29
Figura 2.11 Circuito electrónico para recepción y envío de trama de datos dispositivo 2 (cintura).	29
Figura 2.12. Placa final para la adquisición y envío de datos. (a) placa colocada en la cintura. (b) placa colocada en el tórax.	30
Figure 2.13. Diseño en AutoCAD de la caja contendora colocada en el tórax.	31
Figura 2.14. Diseño en Auto CAD de la caja contendora colocada en la cintura. ...	31
Figura 2.15. Dispositivo electrónico final obtenido para la medición de SV, caídas y ubicación.	32
Figura 2.16. Posición del dispositivo 1(tórax) en la persona.	32
Figura 2.17. Validando el funcionamiento del sensor de frecuencia respiratoria.	33
Figura 2.18. Resultados de la respiración obtenidos por el sensor FSR 402.	34
Figura 2.19. Validando el funcionamiento del sensor polar heart de ritmo cardiaco.	35
Figura 2.20. Resultados del ritmo cardiaco obtenidos por el sensor Polar Heart. ...	35
Figura 2.21. Validando el funcionamiento del sensor LM35 de temperatura.	36
Figura 2.22. Resultados de la temperatura corporal obtenidos por el sensor LM35.	37
Figura 2.23. Resultado cuando la persona se sienta y acuesta obtenidos por el módulo MPU6050.	38
Figura 2.24. Resultados obtenidos por el módulo MPU6050 al agacharse la persona.	39
Figura 2.24. Resultados obtenidos por el módulo MPU6050 cuando la persona se cae sobre el colchón.	39
Figura 2.25. Resultados obtenidos por el módulo MPU6050 del ángulo de giro cuando la persona se cae sobre el colchón.	40
Figura 3.1. Personas monitoreadas.	42
Figura 3.2. Patrones de temperatura corporal.	43
Figura 3.3. Patrones de la frecuencia respiratoria.	44
Figura 3.4. Patrones de la frecuencia cardiaca.	45
Figura 3.5. Coordenadas geográficas verificadas en Google Earth de la persona P1.	46
Figura 3.6. Coordenadas geográficas verificadas en Google Earth de la persona P2.	47

Figura 3.7. <i>Coordenadas geográficas verificadas en Google Earth de la persona P3.</i>	48
Figura 3.8. <i>Coordenadas geográficas verificadas en Google Earth de la persona P4.</i>	49
Figura 3.9. <i>Análisis de costos.</i>	52
Figura B.1 <i>Vista 3D de la caja del dispositivo 1</i>	60
Figura B.2 <i>Vista 3D de la caja del dispositivo 2</i>	61
Figura I.1 <i>Activar orígenes desconocidos</i>	80
Figura I.2 <i>Permisos de autorización</i>	80
Figura I.3 <i>Disposición de botones de la app</i>	81
Figura I.4 <i>Visualización de los datos guardados</i>	82
Figura I.5 <i>Visualización de los mensajes recibidos</i>	83
Figura I.6 <i>Colocación del dispositivo 1</i>	84
Figura I.7 <i>Calibrador de la correa del dispositivo 1</i>	84
Figura I.8 <i>Correa ajustada correctamente</i>	85
Figura I.9 <i>Colocación del dispositivo 2</i>	85
Figura I.10 <i>Interruptor de encendido del dispositivo 1</i>	86
Figura I.11 <i>Interruptor de encendido del dispositivo 2</i>	86
Figura I.11 <i>Esquema electrónico del dispositivo 1</i>	87
Figura I.11 <i>Esquema electrónico del dispositivo 2</i>	88

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 <i>Valores de los signos vitales normalizados [autores]</i>	5
Tabla 1.2 <i>Protocolos de red GSM [28], [29]</i>	12
Tabla 1.3 <i>Características del Arduino nano [31]</i>	13
Tabla 1.4 <i>Características del Arduino mega mini-2560 [34]</i>	14
Tabla 1.5 <i>Características del Módulo SIM808 [35]</i>	15
Tabla 1.6 <i>Descripción de los pines del MPU6050 [38]</i>	16
Tabla 2.1 <i>Porcentaje de error de la frecuencia respiratoria</i>	34
Tabla 2.2 <i>Porcentaje de error de la frecuencia cardiaca</i>	36
Tabla 2.3 <i>Porcentaje de error de la temperatura corporal</i>	37
Tabla 2.4 <i>Características de dispositivos de validación y cálculo de errores</i>	38

Tabla 3.1 Características de las personas que se realizaron las pruebas.....	41
Tabla 3.2 Tabla de costos con respecto a la materia prima directa utilizada.	49
Tabla 3.3 Tabla de costos con respecto a la materia prima indirecta utilizada.	50
Tabla 3.4 Tabla de costos fijos y variables del prototipo.....	51
Tabla I.1 Descripción de la nomenclatura del circuito 1	87
Tabla I.1 Descripción de la nomenclatura del circuito 2	88

RESUMEN

La Población Adulto Mayor (PAM) está más propensa a contraer enfermedades, debido a que su sistema inmunológico es más vulnerable a partir de los 60 años de edad, por lo que requieren cuidados y tratamientos especiales. Se ha identificado que en las zonas rurales los adultos mayores carecen de centros de salud, por lo tanto, se ha seleccionado a un segmento de la población adulto mayor del cantón Sígsig para la implementación de un prototipo capaz de medir los Signos Vitales (SV) de forma remota y enviarlos hacia una central de monitoreo. Para solventar este problema se propone diseñar y construir un sistema inalámbrico de adquisición y transmisión de SV para la PAM, tales como la frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, temperatura corporal, además se incluye un GPS para monitorear la geolocalización y un giroscopio para las caídas. El sistema de monitoreo consta de dos dispositivos complementarios, el primer dispositivo se coloca en el tórax mediante una banda elástica o correa ajustable, aquí se obtiene los SV ya mencionados y la detección de caídas; mientras que el segundo dispositivo se le coloca en la cintura a través de un cancho, este dispositivo obtiene las coordenadas de latitud y longitud por medio del módulo GPS, la recepción de los parámetros del dispositivo uno y la transmisión de la trama lo hace utilizando el módulo GSM. Los dos dispositivos se comunican inalámbricamente con módulos bluetooth HC-05. El sistema lo envía la información por medio de un SMS a un dispositivo receptor, en este caso un celular y mediante una aplicación de Android creada en app inventor se crear una base de datos con todos los mensajes receptados desde el sistema de monitoreo. Por último, se realizó las pruebas en 3 adultos mayores y una persona joven, esto con la finalidad de evaluar el comportamiento de los signos vitales en cada caso y validar el funcionamiento del del sistema.

INTRODUCCIÓN

Los signos vitales (SV) más importantes para primeros auxilios del ser humano son: frecuencia respiratoria (FR), frecuencia cardiaca (FC), temperatura corporal (TC), presión arterial (PA) y reflejo pupilar, los cuales predicen de alguna manera el estado fisiológico de los órganos vitales [1]. Estos se puede medir en casas de salud, lugar de residencia, en el sitio donde se produzca la emergencia o en cualquier lugar que sea necesario [2].

Los adultos mayores son más propensos a caídas, frecuencias cardiacas anormales, hipertermia o hipotermia, bradipnea o taquipnea, provocados por factores como la edad, el ejercicio, el estrés, el medio ambiente, los medicamentos, la alimentación la enfermedades, entre otros [3] [4]. Estos factores alteran rápidamente los signos vitales, por lo que necesitan de una mayor atención y cuidado constantemente.

En la actualidad existen equipos electrónicos muy buenos para medir los signos vitales generalmente en hospitales o centros de salud, por lo que la persona tiene que acudir a un centro de salud para ser revisadas o esperar que un trabajador social lo realice en su casa [5], es por esto que se realizara un dispositivo que sea capaz de medir constantemente los SV y enviarlos mediante el GSM-SIM.

Nuestro trabajo es aportar con algo al área de biomedicina, con el diseño, la construcción e implementación de un prototipo para monitorear a los adultos mayores mediante sensores y módulos disponibles en el mercado, para la transmisión de la información se utilizará el protocolo de comunicación GSM, esta tecnología tradicional está presente en módulos electrónicos el cual permite monitorear las variables ya antes mencionadas. La información tomada por los sensores será enviada juntas en periodos de tiempo e identificadas respectivamente. Esta información será receptado y visualizado en un celular a través del Servicio de Mensajes Cortos (SMS), mismo que será de gran ayuda para el personal del centro de atención de los adultos mayores del cantón Sígsig.

ANTECEDENTES DEL PROBLEMA DE ESTUDIO

La Población Adulta Mayor (PAM) está definida por la Organización Mundial de la Salud (OMS) como aquellos individuos que presentan cambios demográficos a partir de los 60 años de edad, siendo los países desarrollados con mayor población de adultos mayores [6]. Por lo tanto, a medida que el ser humano va envejeciendo está más expuestos a factores que pueden afectar su calidad de vida, entre ellas, problemas de salud. Investigaciones realizadas demuestran la prevalencia de enfermedades crónicas en este segmento de la población, siendo el caso del sexo femenino quienes presentan mayor proporción de enfermedades crónicas [5]. El factor negativo que influye en la mayoría de los casos es la ubicación de la vivienda.

Un adulto mayor requiere de cuidados especiales, debido a que su organismo comienza a sufrir cambios al envejecimiento, por lo tanto, son considerados como un grupo de vulnerabilidad los cuales generan cada vez mayor demanda de necesidades como el cuidado de atención médica y tratamiento de enfermedades [4].

Según las proyecciones del Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC) el Ecuador tendrá al final del año 2020 1.3 millones de adultos mayores, esto significa que por cada 100 niños menores de 15 años habrá 28 adultos mayores [7], lo cual representa un 7% de la población total con 705.000 mujeres y 606.000 hombres según el Ministerio de Inclusión Económica y Social (MIES) [8].

En el Ecuador se ha determinado que la enfermedad más común en los adultos mayores son la Hipertensión Arterial con una prevalencia de 54% en mujeres y 38% en hombres, en segundo lugar, está la Artritis o Reumatismo con (44% en mujeres y 21% en hombres) y la tercera, es la Osteoporosis con 16% de prevalencia en mujeres y 12% en hombres [9].

El MIES en noviembre del 2019 dijo que la población en el Ecuador envejecerá aceleradamente en el transcurso de los años. Según la (OMS) los avances en la ciencia de la medicina y la biomedicina, serán las principales razones por las que se de este acontecimiento y a consecuencia de esto aumentara la esperanza de vida [7].

En zonas rurales las condiciones de vida, la alimentación y atención de los adultos mayores son más críticos que en las áreas urbanas, ya que no se pueden movilizarse

fácilmente a centros de atención médica, bien por falta de transporte o algún familiar que los acompañe lo cual afecta directamente con la salud, también debido a que existe el tema de la migración juvenil eso trae consigo un factor negativo que es el abandono de sus padres, esto conlleva a que se haga una visita doméstica o chequeo médico bajo cierto cronograma y no cuando el adulto mayor lo necesite o se presente algún tipo de enfermedad [10].

Los medios de comunicación tradicional o dispositivos de monitoreo electrónicos son el medio por el cual los familiares o médicos pueden estar en contacto con estas personas que se encuentran distantes de la ciudad, aunque ya existen dispositivos precisos que permite monitorearlas, generalmente a través del internet, pero lamentablemente muchas localidades carecen de estos servicios, ya sea por falta de conocimiento de los posibles usuarios o de cobertura del servicio. Lo ideal es monitorear constantemente a las PAM en las regiones rurales de baja densidad poblacional y sobre todo aquellas que no tienen un familiar cercano [11][12].

La Unión Internacional de Telecomunicaciones (UIT) y el Plan de Acción de la Cumbre Mundial han confirmado la necesidad de promover las telecomunicaciones básicas, como la radiodifusión e internet como herramientas de desarrollo en las zonas rurales y alejadas [13]. Sin embargo, uno de los factores limitantes en las comunicaciones es la cobertura limitada de la baja conectividad ya sea por habilidades limitadas, conocimiento o limitación de tecnologías lo que conlleva a la marginación de estas zonas [11].

JUSTIFICACIÓN (IMPORTANCIA Y ALCANCES)

En el Ecuador se caracteriza por ser un país con una alta tasa de zonas rurales. En la región Sierra existen muchas comunidades dispersas entre ellas el cantón Sígsig. Es por ello que la asistencia de salud pública es de baja influencia y tienen poco acceso a la salud especializada en función de la tasa de prevalencia de las enfermedades más comunes en la zona. Las principales enfermedades detectadas son la infección respiratoria aguda, parasitosis, enfermedades diarreicas agudas, hipertensión y diabetes. Siendo la parroquia San Bartolomé del cantón Sígsig la que cuenta con el 35.01% de adultos mayores y personas con capacidades especiales según el censo poblacional realizado en 2010 [10].

Estas enfermedades pueden ser diagnosticadas, ya que en la actualidad existe una variedad de dispositivos y sensores que son capaces de realizar mediciones superficiales (no invasivos) de los signos vitales, el uso de estos dispositivos sirve como herramienta de apoyo para determinar un diagnóstico médico optimizando tiempo y recursos de las PAM.

Por lo antes planteado, muchos de los problemas de salud que surgen en áreas rurales se pueden solucionar o minimizar aplicando tecnología. Por las razones planteadas, en este trabajo se desarrolló un prototipo no invasivo capaz de medir los signos vitales en los adultos mayores. Este prototipo que permite enviar los datos obtenidos hacia la central de monitoreo mediante una red GSM y GPS, esto facilitara tener un monitoreo continuo acerca la salud del adulto mayor. Adicionalmente, permitirá realizar un plan de acción inmediata ante el llamado de emergencia para un PAM cuando se presenten casos de enfermedades o accidentes que necesitan ser atendidas con urgencia.

Los beneficiarios directos serán los adultos mayores de la parroquia San Bartolomé del cantón Sígsig a quienes se les monitorizará los signos vitales, caídas y ubicación, mediante los sistemas GPS y GSM. También el beneficiario será el grupo de investigación GITEL de la Universidad Politécnica Salesiana.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Diseñar y desarrollar un prototipo de bajo costo para adquisición y transmisión de signos vitales en adultos mayores de la parroquia San Bartolomé del cantón Sígsig.

OBJETIVOS ESPECÍFICO

- Estudiar y analizar el estado del arte de los sistemas GPS, GSM, sensores para medir los Signos Vitales y las normativas vigentes para el manejo e implementación de dispositivos médicos en el Ecuador.
- Diseñar e implementar el prototipo con hardware y software libre para la adquisición de las señales vitales en los adultos mayores.
- Diseñar el sistema de comunicaciones para la transmisión de signos vitales.
- Realizar pruebas en el laboratorio y campo de aplicación para verificar el funcionamiento del prototipo.
- Elaborar un manual técnico y de usuario del sistema.

CAPÍTULO 1: FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA O ESTADO DEL ARTE

En el presente capítulo se da a conocer los principios teóricos en los que se apoyó para desarrollar este trabajo tales como generalidades de los signos vitales, giroscopio-acelerómetro para detectar caídas, Sistema de Posicionamiento Global (GPS) y Sistema Global para las Comunicaciones Móviles (GSM), rangos normalizados de los signos vitales dispositivos, sensores utilizados y las normativas vigentes de los dispositivos médicos.

1.1 LOS SIGNOS VITALES (SV).

La importancia de los signo vitales (SV) es revelar el estado fisiológico de los órganos vitales y por ende son el correcto funcionamiento del cuerpo humano, los más considerados son: la temperatura, la respiración, el pulso cardiaco y la tensión o presión arterial [14] [15]. Los valores de medida de los SV varía entre una persona y otra e incluso en la misma persona generalmente debido a factores como actividad física, estados anímicos, estados patológicos, etc. [16]. Los signos vitales se pueden percibir, medir, evaluar constantemente y objetivamente en cada individuo [3].

1.1.1 FRECUENCIA RESPIRATORIA

La frecuencia respiratoria (FR) se puede determinar contabilizando el número de ciclos respiratorios durante un minuto y generalmente se mide cuando la persona está tranquila. El ciclo de respiración consta de dos fases la inspiración y la espiración [17]. Algunos métodos aplicativos son: la contabilización directa y la espirometría la cual mide el flujo de aire como se puede ver en la figura 1.1. A continuación se describe las alteraciones más importantes de la FR.

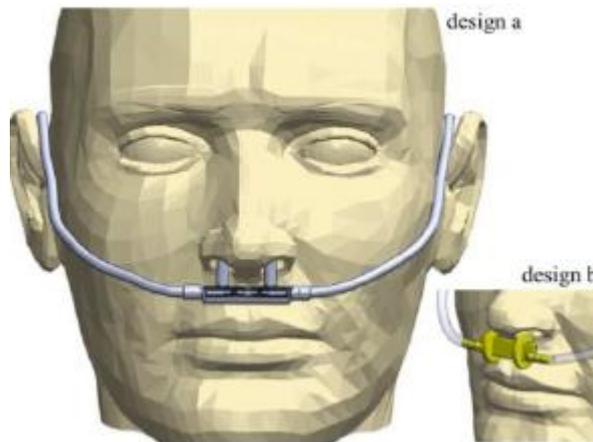


Figura 1.1 *Espirometría flujo de aire.*

Fuente: [18]

Bradipnea: es causado cuando el ritmo de la respiración es inferior a doce respiraciones por minuto, este tipo de alteraciones se puede encontrar generalmente en personas con alteraciones neurológicas o infecciones respiratorias [17].

Taquipnea: es causado cuando el ritmo de la respiración es superior a veinte respiraciones por minuto, este tipo de alteraciones se puede encontrar en personas ansiosas, dolor por fractura de la pleura y por realizar ejercicio [17].

Apnea: se determina cuando no existe presencia de movimientos del tórax, es decir cuando es difícil detectar respiraciones, este tipo de alteración se puede encontrar en personas de condiciones graves de salud [17].

1.1.2 TEMPERATURA CORPORAL

El cuerpo humano dispone de un sistema termorregulador ubicado en el preóptica del hipotálamo anterior, es un mecanismo encargado de la generación y disipación de calor [19], la temperatura es el equilibrio entre el grado de calor generado y perdido por el organismo, su unidad de medida es grados centígrados (°C) [17].

La temperatura central es más elevada si la comparamos con la temperatura superficial del cuerpo esto se puede observar en la figura 1.2, por lo que existe variaciones debido a los cambios climáticos, por ejemplo, se puede tener temperaturas bajas en las mañanas y temperaturas elevadas por la tarde [20]. La temperatura se puede medir en diferentes áreas del cuerpo tales como la boca, tímpano, recto, frente, axila, estomago, cuello e ingle, ya sea con termómetros, sondas o cámaras térmicas y termistores [20].

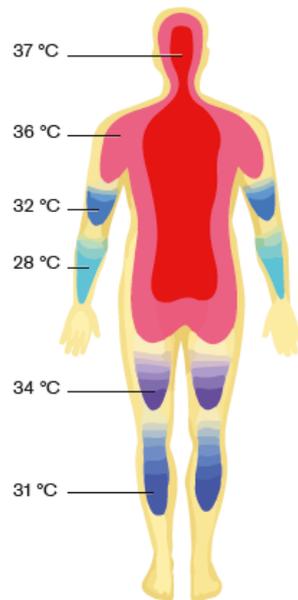


Figura 1.2 *Temperatura corporal, central la más alta y superficial la más bajas.*

Fuente: [21]

Los cambios de temperatura corporal son más notorios en adultos ya que con el pasar de los años hay disminución de sensibilidad ante cambios de la temperatura del medio ambiente [19]. Según la Asociación Médica Americana, una persona está con fiebre cuando la TC supera los 37 grados centígrados, este aumento es acompañando de escalofríos, altera la frecuencia cardíaca y malestares en general [17]. A continuación, se describen las perturbaciones en la TC.

Hipotermia: la hipotermia se produce cuando existe pérdida de calor, es decir el calor generado por el cuerpo es inferior al calor perdido, es analizado cuando dicha temperatura empieza a descender por debajo de los 35 grados centígrados siendo leve entre 35-32 grados centígrados y siendo grave menor a 28 grados centígrados [19].

Hipertermia: se produce cuando existen en un aumento de la temperatura corporal siendo registrados cuando exceden los 38 grados centígrados y siendo 41 grados la temperatura máxima que puede tolerar el cuerpo [19].

1.1.3 FRECUENCIA CARDIACA

El pulso cardíaco o FC consiste en el número de veces que el corazón de la persona contrae durante un minuto [15], esto se refleja directamente con el funcionamiento del corazón; cuando el volumen de la sangre bombeada por el corazón

disminuye o existe variaciones elásticas en las arterias la FC sufre alteraciones [1]. Las alteraciones del ritmo cardiaco son:

Taquicardia: son dos taquicardia sinusal producido por la excitación del simpático aumentando la frecuencia por encima de los 100 latidos por minuto, sin embargo, no debe sobrepasar los 160 latidos por minuto; Taquicardia paroxística cuando la frecuencia esta sobre los 160 latidos por minuto [16].

Bradicardia: es lo contrario del taquicardia, se conoce como bradicardia sinusal cuando la frecuencia está oscilando entre 40 y 60 latidos por minuto, mientras que la bradicardia por bloqueo auriculo ventricular completo se presenta con frecuencias entre 30 y 35 latidos por minuto [2].

En la figura 1.3 se muestra las diferentes partes de localización del pulso cardiaco como temporal, carotídeo, humeral, radial, femoral, poplíteo, tibia posterior y pedio [3].

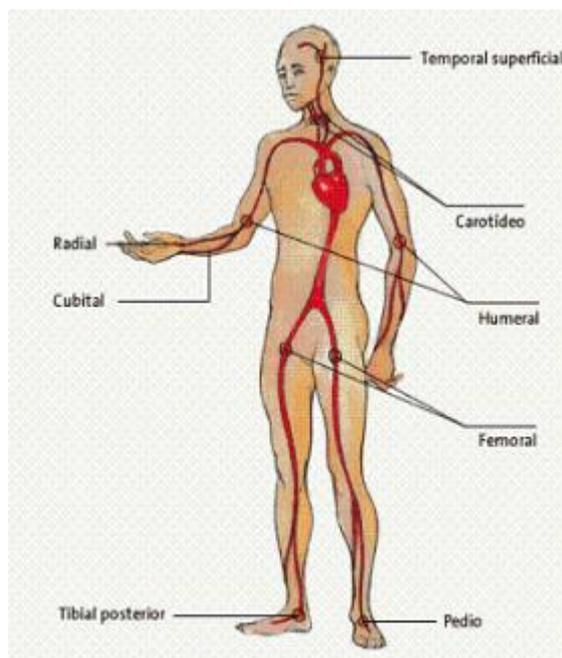


Figura 1.3 Localización de pulsos periféricos.

Fuente: [3]

1.2 RANGOS DE VALORES NORMALIZADOS DE LOS SIGNOS VITALES

Como ya se estudió anteriormente los SV son parámetros indicadores, que permiten determinar el estado de salud de las personas en base a comparaciones y

análisis con valores ya establecidos y previamente normalizados generalmente según la edad, esto se puede observar a detalle en la tabla 1.1. Puede existir variabilidad en las mediciones esto se puede dar por el suministro de medicamentos y alteraciones en el estado emocional. Por lo tanto, es de vital importancia tener en consideración estos dos parámetros, al momento de que el personal especialista en la salud interprete estas mediciones [2][1].

Tabla 1.1 Valores de los signos vitales normalizados [autores]

Valores normalizados de los SV.			
Edad	Temperatura °C	Frecuencia cardiaca	Frecuencia Respiratoria
Recién nacido	36.1-37.7	120-170	30-80
Lactante menor	37.2	120-160	20-40
Lactante mayor	37.2	110-130	20-30
De 2 a 4 años	37	100-120	20-30
De 6 a 8 años	37	100-115	20-25
Adulto	36-37	60-80	12-20
Adulto mayor	36	60-80	12-16

1.3 CAÍDAS

Las caídas están más sujetas a la población adulta mayor, ya que ellos son más propensos a perder el equilibrio lo cual genera una caída, a consecuencia de estas caídas se generan daños físicos, traumas e incluso puede llegar a ocasionar hasta la muerte, por lo tanto, es importante intervenir inmediatamente para prevenir que se generen una secuencia de complicaciones en la salud [22].

Las causas para que se genere una caída son muchas, una de ellas es por problemas propios de la persona, entre las cuales se puede mencionar las siguientes [23].

- a. **Problemas del sistema nervioso:** Parkinson, Epilepsia, reflejos.
- b. **Problemas de visión:** Presbiopía, tolerancia a la luz, percepción de profundidad.
- c. **Problemas cardiovasculares:** infarto del miocardio, arritmia, embolia pulmonar.
- d. **Problemas osteoarticulares y musculares:** artrosis, artritis.

Desde otro punto de vista existe otros factores externos que pueden generar una caída, estos están generalmente relacionados con el lugar de residencia de las personas, entre las cuales se puede mencionar las siguientes [23].

- a. **Suelo:** resbaladizo, mojados, objetos que obstaculizan.
- b. **Dormitorios:** camas altas, baño lejano.
- c. **Baño:** duchas resbaladizas, ausencia de agarradores.
- d. **Escaleras:** ausencia de agarradores, escalones altos, escalera empinada.

Una de las caídas más devastadoras es la caída lateral con impacto de cadera ya que puede generar grandes consecuencias en el adulto mayor tal como fractura de cadera [24]. Para que una caída se diferencie de cualquier otra actividad tiene una secuencia que debe ser ejecutado en tiempos cortos, la primera fase es caída libre, seguido de un impacto para posteriormente estar en reposo y finalmente quedarse en posición horizontal, generalmente estas fases están acompañadas de una caída hacia adelante, caída hacia atrás o caída lateral [25].

1.3.1 MÉTODOS PARA DETECTAR CAÍDAS

Para poder detectar una caída de forma autónoma existen tres posibles métodos los cuales se puede mencionar: un entorno virtual, detección basada en visión y detección con el uso de dispositivos electrónicos portables [22].

Entorno virtual: este método consiste en la utilización de múltiples sensores infrarrojos los cuales estarán monitoreando continuamente movimientos siguiendo un patrón, se lanza una alerta cuando los sensores infrarrojos detectan que la persona está en el suelo como se puede observar en la figura 1.4 para la implementación de este método se requiere de una infraestructura acondicionada, así como las casas inteligentes [22].



Figura 1.4 *Detección de caídas mediante un entorno virtual.*

Fuente: [22]

Detección basada en visión: se basa en la misma funcionalidad del entorno virtual a diferencia que esta emplea cámaras que están continuamente grabando los movimientos estos datos analizados por un computador el cual es capaz de identificar y reconocer patrones de caída. Estos patrones son detección de inactividad cambios de postura del cuerpo durante la caída, análisis de posición y velocidad; esto se puede observar en la figura 1.5, este sistema de monitoreo de caídas tiene un costo de implementación muy elevado así también como violación de la privacidad [22].



Figura 1.5 *Detección de caídas mediante el monitoreo de cámaras.*

Fuente: [22]

Detección con el uso de dispositivos electrónicos portátiles: la persona lleva consigo un dispositivo electrónico el cual cuenta con sensores capaces de detectar los cambios al realizar movimientos ver la figura 1.6, la mayoría de los dispositivos cuentan con sensores conocidos como acelerómetros ya que estos son capaces de medir la velocidad y ángulos de giro, los datos obtenidos son procesados por un microcontrolador en el cual mediante la velocidad generada en uno de sus ejes y un tiempo de ejecución puede ser detectados como caída. A diferencia de los anteriores no dependen de una infraestructura por lo que es más factible su uso [22].



Figura 1.6 *Detención de caídas mediante dispositivos electrónicos portátiles.*

Fuente: [22]

1.4 SISTEMA GLOBAL DE POSICIONAMIENTO GPS

El sistema de posicionamiento global nos permite conocer o determinar la posición con una buena precisión de una persona, dispositivo u objeto, ya que dicho sistema se ayuda de los satélites para poder determinar la coordenada del objetivo a encontrar, se puede observar en la figura 1.7, para poder determinar una posición por lo mínimo el sistema GPS hace el uso de tres satélites, mientras más satélites usé menos error habrá en la determinación de las coordenadas.

La geolocalización es de mucha ayuda y permite dar un seguimiento a todos los dispositivos que tengan incorporado un GPS ya que se puede conocer la posición actual en cualquier momento y en cualquier lugar.

GPS es un sistema de posicionamiento global, por lo cual no permite determinar con exactitud la posición local y que para la recepción de la señal desde el satélite hacia el receptor en la superficie terrestre se necesita línea de vista, por lo general no es muy recomendado determinar la localización en interiores, debido a la que la señal se puede cortar al interponerse objetos tales como edificios o túneles en los cuales su densidad es grande tales como las ciudades una solución para poder determinar la posición es mediante el uso de un teléfono móvil es decir localización por GSM ya que este sistema se basa en la detección de la celda celular a la que está conectada [26].

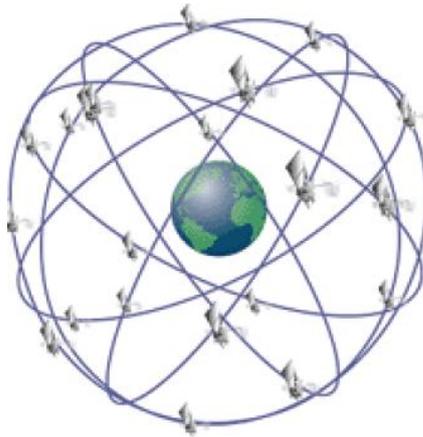


Figura 1.7 *Sistemas posicionamiento satelital.*
Fuente: [26]

1.4.1 REDES DE POSICIONAMIENTO

Posicionamiento por redes locales inalámbricas: WLAN (red de área local inalámbrica) para poder determinar la posición se basa en las redes LAN inalámbricas (red de área local) ver la figura 1.8, ya que emplea la medición de la potencia de la señal en los puntos de acceso, es útil para ambientes interiores en donde las redes de GPS no cumplen con las necesidades de LoS (línea de vista), además localización por WLAN puede ser aplicable para ambientes outdoor siempre y cuando se encuentre dentro del área de cobertura de dicha red [27].

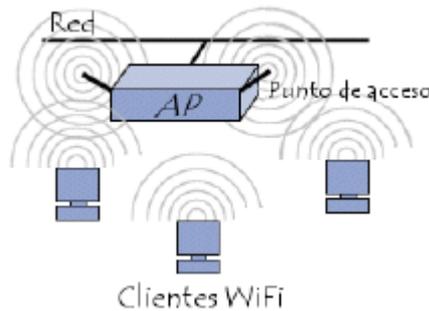


Figura 1.8 *Arquitectura de red WLAN.*
Fuente: [27]

Posicionamiento por red Ad-Hoc: Para poder determinar la posición este sistema se basa en el uso de sensores en los cuales propagan una señal a pequeñas distancias con el fin de determinar la ubicación con una buena precisión ver la figura 1.9, en algunos casos se suelen emplear sensores infrarrojos y sensores de ultrasonido. Al superar el área de cobertura la señal suele irse atenuando por efectos como refracción, difracción y reflexión, la ventaja ante los anteriores sistemas es que estos no requieren infraestructura desplegada para su funcionamiento [27].

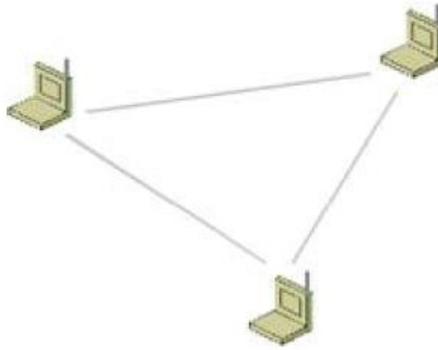


Figura 1.9 *Arquitectura de la red Ad-Hoc.*

Fuente: [27]

1.5 SISTEMA GLOBAL PARA LAS COMUNICACIONES MÓVILES (GSM)

La red telefónica móvil mundial se basa en el estándar convencional GSM con servicios de voz y datos multiplexados con protocolos de conmutación analógico (FDMA) y digital (TDMA). GSM utiliza una frecuencia de Uplink entre el móvil y la red y otra frecuencia de Downlink entre la estación base y los móviles, además permite la conmutación hacia la red telefónica fija. Para su correcto funcionamiento es necesario de tres sistemas de conmutación: Base Station System (BSS), Operation and Support System (OSS) y Switching System (SS) [28],[29].

Para ampliar la cobertura y capacidad del servicio móvil se conformaron Celdas o Nodos cada uno de estas están identificados por la LAI (Identidad de Área Local) y conformadas por los tres sistemas de conmutación descritas anteriormente, por lo que cada celda está conformado por un transmisor-receptor y pasara a ser una BTS (Estación Base Transceptora), funcionando independientemente de las otras celdas y atendiendo las llamadas dentro de su área de cobertura, además permiten hacer el traspaso de una celda a otra (handover) como se puede ver en la siguiente figura 1.10 [28] ,[30].

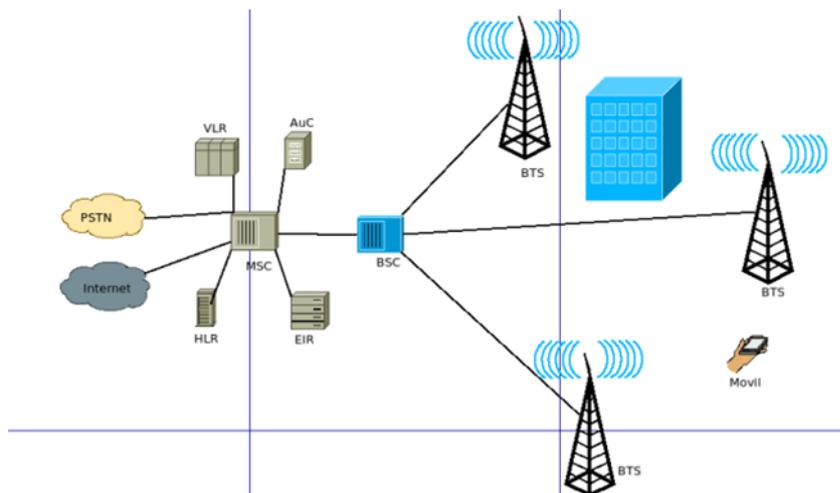


Figura 1.10 Celdas de la telefonía móvil GSM.

Fuente: [29]

1.5.1 IMEI

Todo teléfono móvil está identificado por un IMEI (Identidad Internacional del Equipo Móvil) número exclusivo y aplicado por el fabricante de la estación móvil los cuales están registrados en el MSC, su función principal es la seguridad como restringir el uso del equipo en caso de ser robados o por razones específicas no tolerable del GSM. La estructura, algoritmos y proceso están definidos por el Sistema de Telecomunicaciones Móviles Digitales [28].

1.5.2 CHIP SIM

El Módulo de Identificación de Usuario (SIM) también está definido por el sistema de telecomunicaciones móviles, es una tarjeta removible que contiene la IMSI (Identidad del Internacional del Suscriptor Móvil) que identifica indudablemente a un cliente, además contiene almacenamiento para guardar información relacionada al cliente, servicios de GSM, información de la PLMN (Red Pública de Telefonía Móvil Terrestre) un PIN (Número de Identificación Personal) de seguridad contra el uso no autorizado. El único elemento que provee la movilidad con acceso a la red con cualquier dispositivo móvil [28].

1.5.3 PROTOCOLOS DE REDES GSM

Los protocolos de la red GSM están descritos tomando en cuenta las tres últimas capas (capa física, capa de enlace de datos y la capa tres) del modelo OSI (Sistema Abierto de Interconexión), en el cual la capa 3 es considerada como la capa

de aplicación y no de red como define en el modelo OSI. Los protocolos permiten pasar notificaciones de capa en capa asegurando que la información sea formateada, transmitida y recibida correctamente [28], [29]. En la tabla 1.2 se describen los protocolos principales de GSM.

Tabla 1.2 Protocolos de red GSM [28], [29].

Protocolos de GSM	
Protocolos	Descripción
Capa Física	Codifica y decodifica, modula y demodula, ecualización, control de potencia y transfiere cadena de bits por el canal físico
Capa de enlace de datos	Su función principal es brindar conexión de enlaces para el intercambio de señalización entre entidades de red tales como: VLR, HLR, MSC, MS, BTS, detecta y recupera errores.
Capa de aplicación	Reemplaza la capa 3 del modelo OSI, compuesta por tres subcapas: -RR (Recursos de Radio). - gestiona los medios de establecimiento, modificación, mantenimiento y liberación de comunicaciones. -MM (Gestión de Movilidad). – localización, seguridad y registro. -CM (Administración de llamadas). -control de llamadas, servicio suplementario y SMS.
BSSAP	Utiliza protocolos MTP y SCCP utilizados para la señalización entre MSC y BSS.
MAP	Intercambia mensajes agrupados en forma de peticiones y respuestas, esta sobre el TCAP, inicia operaciones y recibe retorno de errores o resultados.

1.6 DISPOSITIVOS UTILIZADOS EN EL PROTOTIPO DE MONITOREO

En este apartado se describe los sensores y módulos utilizados en el desarrollo del prototipo para el monitoreo de los adultos mayores como el Arduino nano, giroscopio, modulo bluetooth hc-05, modulo shield GPS-GSM-GPRS sim808, los sensores para la adquisición de los SV y la fuente de suministro de energía.

1.6.1 MICROCONTROLADOR ARDUINI NANO

Arduino nano es un microcontrolador pequeño con 0,73" de ancho por 1,7" de largo, basado en atmega328, que funciona con un entorno de desarrollo integrado (IDE) de Arduino propio y libre para estos ordenadores. La arquitectura externas se puede ver la figura 1.11: el Jack USB, la ubicación de pines digitales y analógicas, los pines de alimentación, el microcontrolador, entre otros elementos principales [31].

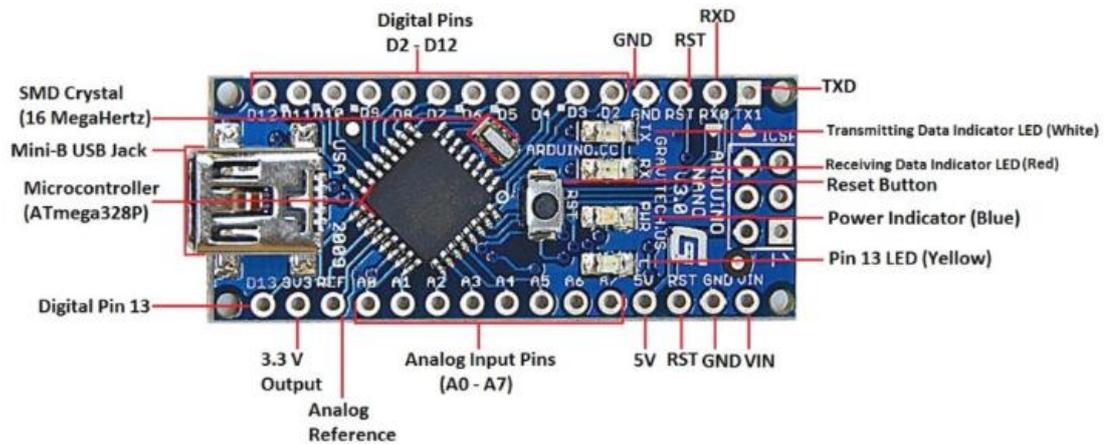


Figura 1.11 *Arduino nano*.

Fuente: [31]

En la tabla 1.3 se describe algunas de las características propias del Arduino nano entre las importantes es el máximo voltaje de operación, máxima corriente que soporta los pines, frecuencia de operación, entre otros. Los pines digitales totales son 14, de los cuales 6 se pueden utilizar como salida PWM, D0 y D1 están reservados para la comunicación serial, cabe mencionar también que de las entradas analógicas el A4 A5 soporta comunicación I2C [31].

Tabla 1.3 Características del Arduino nano [31]

Características técnicas Arduino Nano	
Voltaje de operación	5v
Rango de voltaje VIN	+7V a +12V
Pines de entradas/salidas digitales	14
Entradas analógicas	7 pines
Corriente máxima pin I/O	40mA
DC corriente pin 3.3v	50mA
Memoria flash	32 KB
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Comunicación Serial, SPI, I2C	si
Frecuencia de reloj	16MHz

1.6.2 MICROCONTROLADOR ARDUINI MEGA MINI-2560

Es una placa pequeña con dimensiones de 54 x 38 mm, incluso menos de la mitad del tamaño del Arduino mega normal, además tiene las mismas características física y compatibilidad con el IDE de Arduino, por lo que puede incorporar en prototipos complejos con espacios pequeños. Esta placa viene con un micro USB para la conexión con la computadora [32]. Ver figura 1.12.

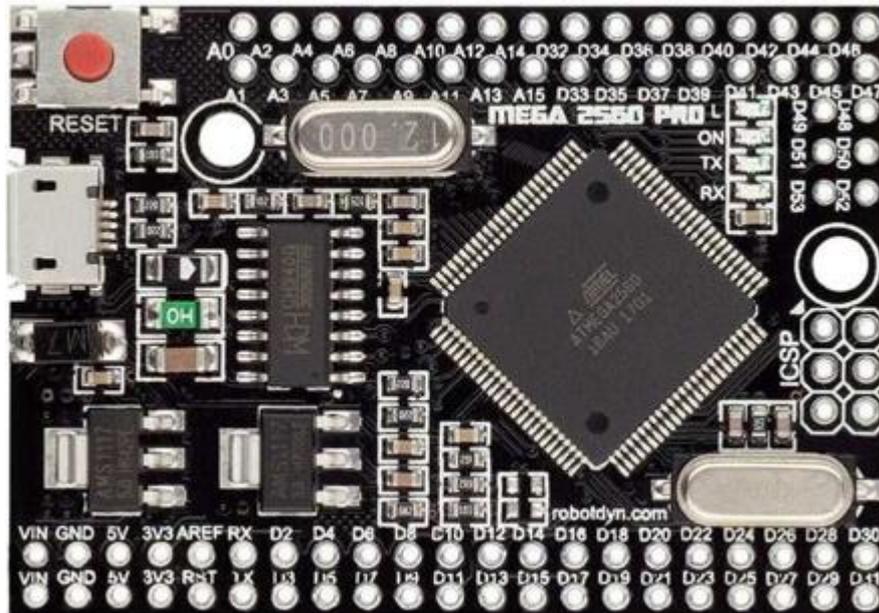


Figura 1.12 *Arduino mega Mini-2560.*

Fuente: [33]

Las características más importantes se describen en la tabla 1.4. El voltaje de alimentación, microcontrolador de bajo consumo de 8 bits, frecuencia de trabajo, pines digitales/analógicos, entre otros son similares al Arduino mega normal. Lo más importante de esta placa es que también tiene 4 puertos seriales o UART [34].

Tabla 1.4 Características del Arduino mega mini-2560 [34]

Características técnicas Arduino mega mini-2560	
Voltaje de trabajo	5v
Bus serial o UART	4
Pines E/S digitales	70
Pines analógicos	16
PWM	14
EEPROM	4KBytes
SRAM interna	8KBytes
Frecuencia de trabajo	16MHz
Consumo de energía	500uA
Voltaje de entrada Vin	7-12v

1.6.3 MÓDULO GPRS-GSM-GPS/SIM 808

Este módulo Shield de bajo consumo energético trabaja en frecuencias de 850, 900, 1800 y 1900 MHz es decir en las bandas de telefonía móvil por lo que dispone de una muesca en la parte posterior para colocar el chip SIM. Esta placa es muy usada en prototipos de monitoreo y geolocalización, mismo que lleva integrada el GPS para la navegación satelital y mediante el uso de comandos AT se puede comunicar y obtener

información a través de un Arduino [35]. A continuación, la figura 1.13 se puede ver la distribución de accesorios que conforman el módulo sim808.

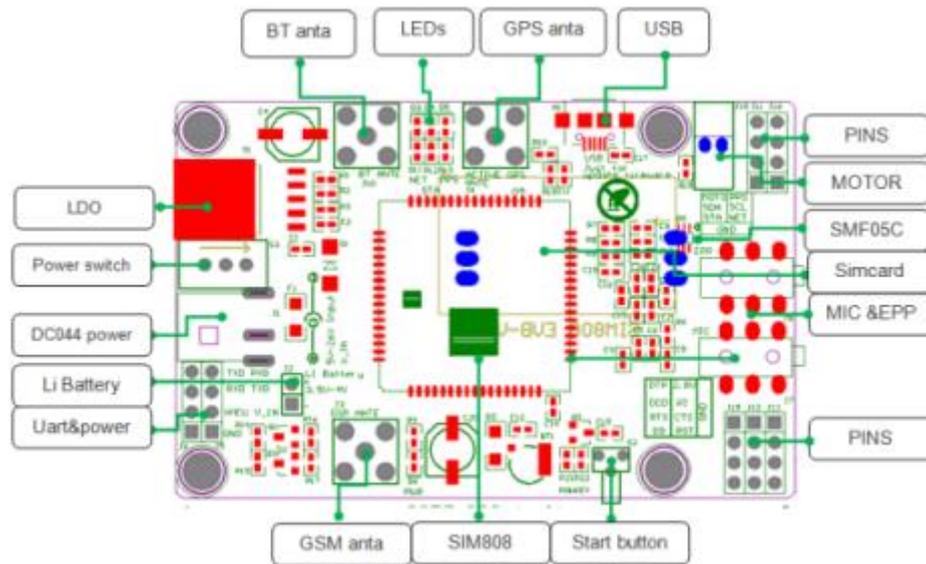


Figura 1.13 Distribución de elementos del módulo SIM808.

Fuente: [31]

Las características técnicas y físicas se especifica en la tabla 1.5 teniendo en cuenta que a este módulo se puede alimentar con un voltaje superior a las 3.5V por el DC044 power jack en este caso el power switch debe estar en ON, por lo que, este módulo trae un regulador de voltaje integrado [35]. Cabe destacar que el módulo es compatible con la red mundial de GSM utilizando SIM 2G, permitiendo hacer llamadas, enviar y recibir SMS, enviar y recibir datos GPRS.

Tabla 1.5 Características del Módulo SIM808 [35]

Características técnicas del Módulo SIM808.	
Voltaje de funcionamiento	3.5-4.2V
Rango de voltaje de alimentación	+5V a +12V
Consumo de energía baja	100-200mA
Interfaz de Comunicación	Serial
Peso	31g
Dimensiones	50.13x77.64 mm
Compatibilidad	Arduino
Sensibilidad	Seguimiento: -165 dBm, starts: -147 dBm
Time-to-Firtst-Fix	Cold: 30s, Hot: 1s, Warm: 28s
Precisión	2.5 metros
Frecuencia de GPS	1575.42 MHz

1.6.4 MODULO BLUETOOTH HC-05

Este módulo HC-05 con protocolo de puerto serie (SPP) es de fácil uso y configuración a través de comandos AT. Trabaja en la banda base de 2.4GHz con modulación de 3Mbps, sensibilidad de -80dBm y potencia de transmisión +4dBm, funciona con voltaje de 1.8 a 3.6V y comunicación serial con velocidad elegible. Además dispone de 8 bits de datos, 1 bit de paridad y 1 bit de control [36]. Los pines de conexión se pueden ver la figura 1.14.



Figura 1.14 Pines de conexión HC-05.
Fuente: [37]

1.6.5 MODULO ACELEROMETRO-GIROSCOPIO MPU6050

El MPU6050 tiene un giroscopio de 3 ejes y acelerómetro triaxial, con esto se puede medir aceleración, velocidad angular e inclinación, además incluye un regulador de voltaje y un convertidor analógico/digital de 16 bits para todos los ejes y comunicación I2C. para conectar al Arduino se usa la librería Wire.h y usando los pines SDA (A4) y SCL (A5) del Arduino nano [38]. En la figura 1.15 se puede ver la disposición de los pines en el módulo, mientras que en la tabla 1.6 se puede ver la descripción de cada pin.

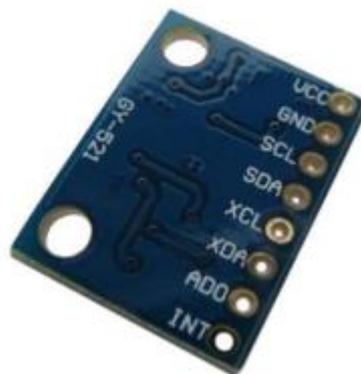


Figura 1.15 Pines de conexión HC-05.
Fuente: [38]

Tabla 1.6 Descripción de los pines del MPU6050 [38]

Descripción de pines MPU6050	
Id. Pines	Descripción
INT	Interrupción
AD0	Dirección del bus I2C (HIGH 0x69) (LOW 0x68)
XDA	Para dispositivos externos: señal de datos I2C
XCL	Para dispositivos externos: señal de reloj I2C
SDA	Señal de datos
SCL	Señal de reloj
GND	Polaridad Negativo o Tierra
VCC	Polaridad positiva 3.3-5V

1.6.6 RECEPTOR POLAR HEART RATE

Este componente es un receptor inalámbrico de la frecuencia cardiaca del sensor-transmisor Polar T34 no codificado y es totalmente compatible con Arduino, por lo que basta con conectar el pin señal del receptor a uno de los pines digitales del Arduino para obtener la información. Algunas de las características son la cobertura de hasta 4 pies, funciona con 3.3v-5V, bajo consumo de 200uA, frecuencia de trabajo 5KHz. Tan solo mide 1.905x2.54cm (0.75x1 in o plg). En la figura 1.16 se puede ver tanto el transmisor como el módulo receptor con más detalle y pines de conexión [39].

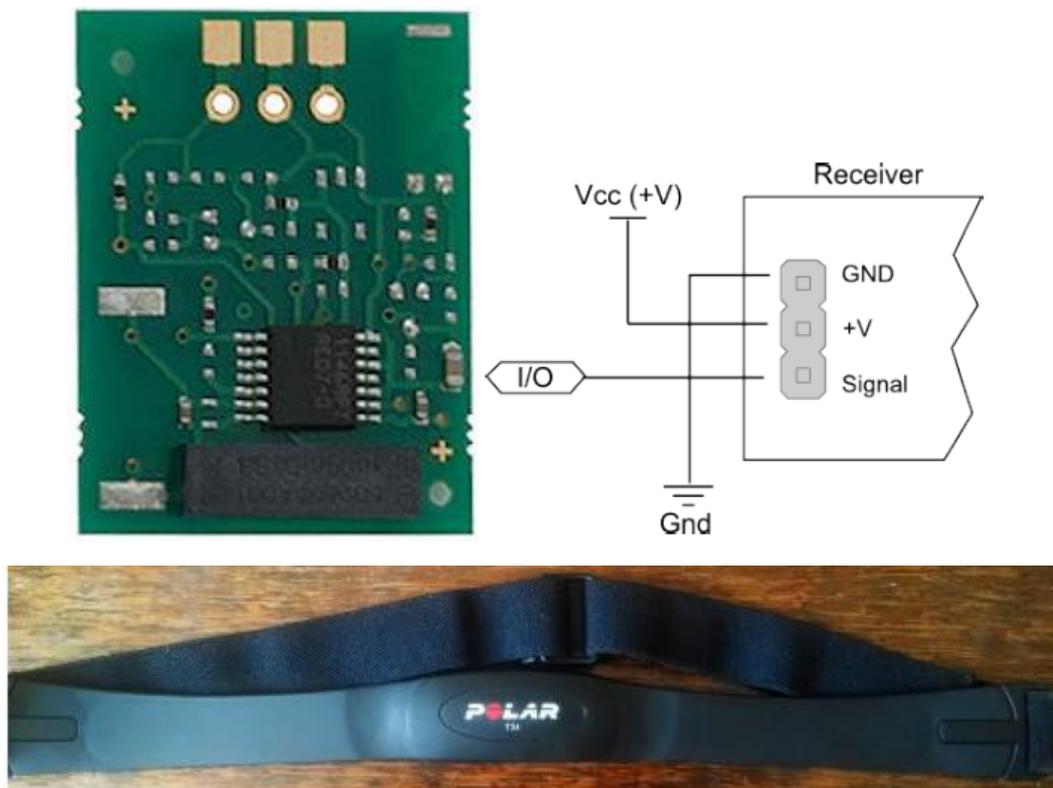


Figura 1.16 Transmisor-receptor polar de ritmo cardiaco.

Fuente: [39]

1.6.7 SENSOR FORCE SENSING RESISTOR (FSR) 402

Es un sensor simple de dos membranas separadas por un mínimo espacio de aire, su área activa es de 12.7 mm de diámetro y un espesor de 0.46 mm, rango de medición de 100g-10kg, su resistencia bruta sin aplicar la fuerza es de $1M\Omega$ y su consumo energético máximo $1mA/cm^2$ de la fuerza. Para obtener la fuerza en función del voltaje se coloca una resistencia R_M en serie al sensor FSR en partidor de tensión, el voltaje de salida V_{out} estará dada la siguiente fórmula [40], [41].

$$V_{out} = \frac{R_M V +}{R_M + R_{FSR}}$$

Según la ecuación anterior el voltaje de salida aumentará conforme la fuerza en el sensor aumenta y por ende la resistencia del FSR disminuirá. La sensibilidad y limitación de corriente está dada por la resistencia R_M , en la figura 1.17 se muestra el circuito electrónico y las curvas de voltaje de salida con diferentes R_M .

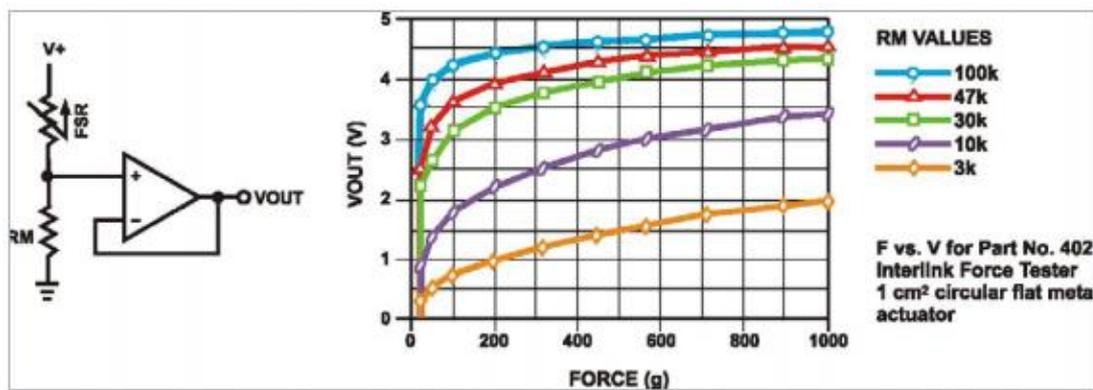


Figura1.17 Partidor de tensión y curvas características del FSR.

Fuente: [41]

1.6.8 SENSOR DE TEMPERATURA LM35

LM35 es un encapsulado de bajo costo que proporciona una señal analógica lineal equivalente a $10mV/^{\circ}C$, se puede medir temperaturas desde $-55^{\circ}C$ a $150^{\circ}C$ es decir se tendrá $-550mV$ en -55 grados y $1500mV$ en 150 grados centígrados, esta calibrado a $1^{\circ}C$ de precisión calibrado directamente en grado Celsius. El sensor es inmune a capacitancias del cableado, sin embargo por su linealidad se ve afectado por fuentes electromagnéticas internas y aún más cuando se utiliza varios sensores en un mismo circuito, por lo que es necesario colocar un capacitor de V_{in} a tierra y un amortiguador serie R-C con resistencia de 75Ω y condensador de 0.2 o $1 \mu F$ entre la señal de salida y tierra [42] como se muestra en la figura 1.18.

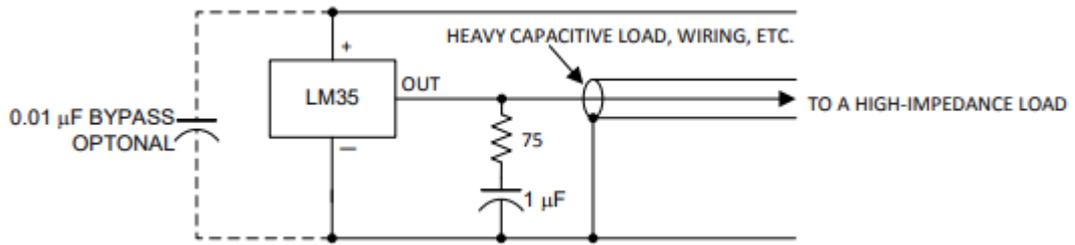


Figura 1.18 Amortiguador de señal R-C para LM35.

Fuente: [42]

1.7 DISPOSITOS DE MONITOREO DE SIGNOS VITALES DISPONIBLES EN EL MERCADO.

1.7.1 MONITOR DE SIGNOS VITALES 6 PARÁMETROS PORTÁTILES PANTALLA DE 8 PULGADAS

El dispositivo genérico modelo 800205 funciona con voltaje 110/220 ver figura 1.19, este dispositivo monitorea signos vitales como: Electrocardiograma (ECG), Frecuencia Respiratoria, Saturación de oxígeno de pulso (SpO2), Temperatura corporal, Presión arterial no invasiva (NIBP), Presión invasiva (IBP). Además, contiene una pantalla alta resolución y grabador en un solo equipo portable, la batería es reemplazable [43].



Figura 1.19 Monitor de signos vitales modelo 800205.

Fuente: [43]

1.7.2 PLATAFORMA DE SENSORES E-HEALTH V2.0 PARA ARDUINO Y RASPBERRY PI

Es una placa de aplicación Biométricas e biomédicas, se puede incrementar el número de sensores hasta 16 tales como: Presión arterial, espirómetro, temperatura,

electroencefalograma, ronquidos, electrocardiograma, posición del cuerpo, pulsioxímetro, glucómetro, repuesta de la piel galvánica, entre otros, ver figura 1.20. Esta placa es compatible con Arduino y Raspberry, comunicación inalámbrica por: Bluetooth, ZigBee, 4G, 3G y servicio general de paquetes vía radio (GPRS), aplicación para Android/ iOS para visualizar la información y navegar en la nube [44].

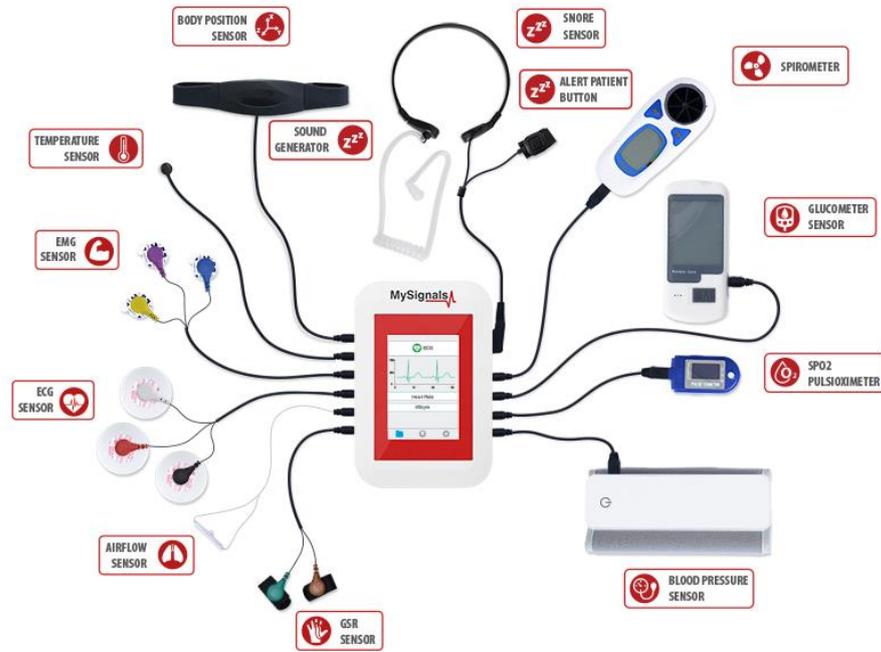


Figura 1.20 Plataforma de sensores e-Health V2.0.

Fuente: [44]

1.8 NORMATIVA TÉCNICA SANITARIA SUSTITUTIVA PARA EL REGISTRO SANITARIO Y CONTROL DE DISPOSITIVOS MÉDICOS DE USO HUMANO

La Agencia Nacional de Regulación, Control y Vigilancia Sanitaria (ARCSA) creada el 13 de septiembre del 2012 y con registro oficial No. 788, es el ente encargado de hacer cumplir a cabalidad todas las normativas vigentes relacionadas con la salud para quienes produzcan, comercialicen, importe o exporten productos de uso humano acatando los artículos de la constitución de la República del Ecuador. En el APENDICE A, se describe los artículos más importantes para el control de dispositivos médicos expedidas por esta institución y actualizadas en la última reforma el 19 de marzo del 2020 [45].

CAPÍTULO 2: MARCO METODOLÓGICO

En este capítulo se presenta la metodología aplicada en el diseño y construcción del prototipo, relacionados con la medición de los signos vitales establecidos en el capítulo anterior, el sistema de detección de caídas y finalmente el sistema de localización conjuntamente con el envío de datos obtenidos por el prototipo.

El prototipo se compone de varias etapas como puede observar en la figura 2.1 La primera está diseñada para la adquisición de los signos vitales a través de la superficie cutánea del ser humano, estos datos convergen hacia un microcontrolador los cuales son procesados y posteriormente enviados por una tarjeta SIM hacia la red GSM. El receptor será un teléfono celular en el cual se visualizarán los datos medidos de los SV por el prototipo.

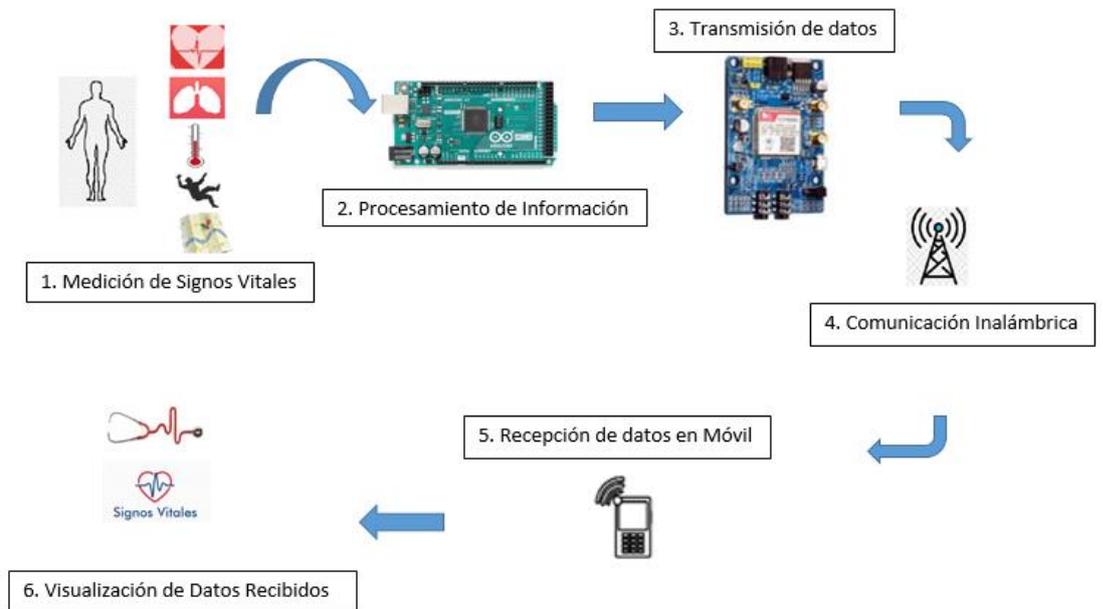


Figura 2.1 Diagrama de bloques para la adquisición, transmisión y recepción de los signos vitales.

Fuente: Autores.

2.1 SISTEMA DE MEDICIÓN PARA LA FRECUENCIA RESPIRATORIA

Como se dio a conocer en el Capítulo 1, existen varios métodos para poder realizar la medición de la respiración, pero se optó la aplicación de un sensor no invasivo que es colocado sobre la superficie del cuerpo, ya sea en el pecho o en el estómago debido a que en estas dos áreas mencionadas se genera una expansión volumétrica del cuerpo, Reflejando cuantas veces el pulmón se contrae y expande

dando como resultado un ciclo de respiración. Este proceso es importante, debido a que el sensor FSR 402 que utilizamos funciona aplicando una presión o fuerza sobre la superficie del mismo.

Los sensores FSR 402 tiene un comportamiento igual a de un resistor, por lo tanto debemos realizar un divisor de tensión, esto nos permitirá tener una señal de ingreso hacia el microcontrolador el cual a través de procesamiento y filtrado tendrá un comportamiento similar a un senoide, el cual podemos traducir al número de ciclos que una persona respira en un minuto en donde el pico máximo es reconocido como el impacto de fuerza máxima que se genera entre la expansión del cuerpo contra la superficie del FSR 402 esto se puede observar en la figura 2.2 en donde se explica el ciclo completo de la respiración, en la figura 2.3 se puede observar la señal obtenida mediante el sensor de fuerza FSR 402.

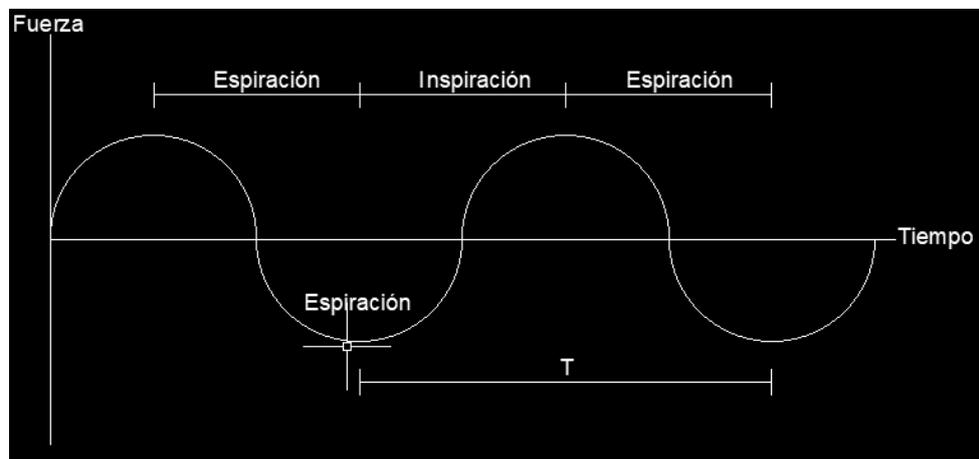


Figura 2.2. Ciclo de la respiración.

Fuente: Autores

El sensor FSR 402 está colocado al lado izquierdo del tórax capturando la fuerza de impacto entre estas dos superficies, para calcular el divisor de tensión se utiliza el datasheet del FSR 402, se decide aplicar los valores recomendados por el fabricante para obtener una curva con menor pendiente y rápida respuesta, esto se hace para poder observar el comportamiento de la onda. Adicionalmente, se aplica un contador de picos máximos, siendo estos almacenados hasta que el tiempo sea igual a 60 segundos posterior a ello se vuelve a repetir el proceso de conteo.

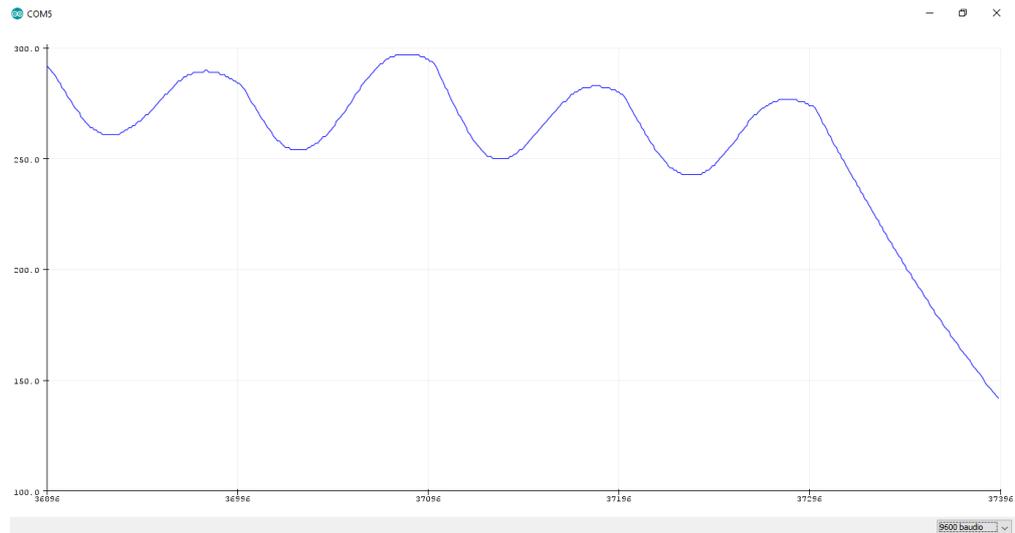


Figura 2.3. Señal de la frecuencia respiratoria obtenida mediante el sensor FRS 402.

Fuente: Autores

Para diferenciar un ciclo de respiración de cualquier otra actividad, por ejemplo, agacharse o algún tipo de estiramiento, sabemos que el ciclo completo de la respiración normal está determinado entre tres a cuatro segundos. Por lo tanto, podemos descartar cualquier pico máximo que este fuera de este tiempo ya que comúnmente las actividades físicas diarias tienen una duración superior a los cinco segundos.

2.2 SISTEMA DE MEDICIÓN PARA LA TEMPERATURA CORPORAL

El proceso de la medición de la temperatura también se realiza con un sensor que puede ser colocado sobre la superficie del cuerpo, el prototipo cuenta con el termistor LM35 debido a que es el más común y tiene un rango amplio de medición tanto en temperatura alta como en temperatura baja.

El LM35 captura el cambio de temperatura y entrega una señal de voltaje que al ser procesado por el microcontrolador se debe digitalizar, relacionarlo con el voltaje aplicado y posterior a ello convertirlo a una unidad de medición común en este caso a grados centígrados para poder leer la temperatura y es la unidad más utilizada en Ecuador.

El sensor LM35 tiene un comportamiento exponencial, pero puede mantenerse constante cuando la temperatura no tiene variaciones, en la figura 2.4 se puede ver la señal obtenida mediante el sensor LM35 empleado donde el eje de abscisa esta medido en segundo (tiempo), mientras que el eje de ordenadas esta medido en grados centígrados (temperatura).

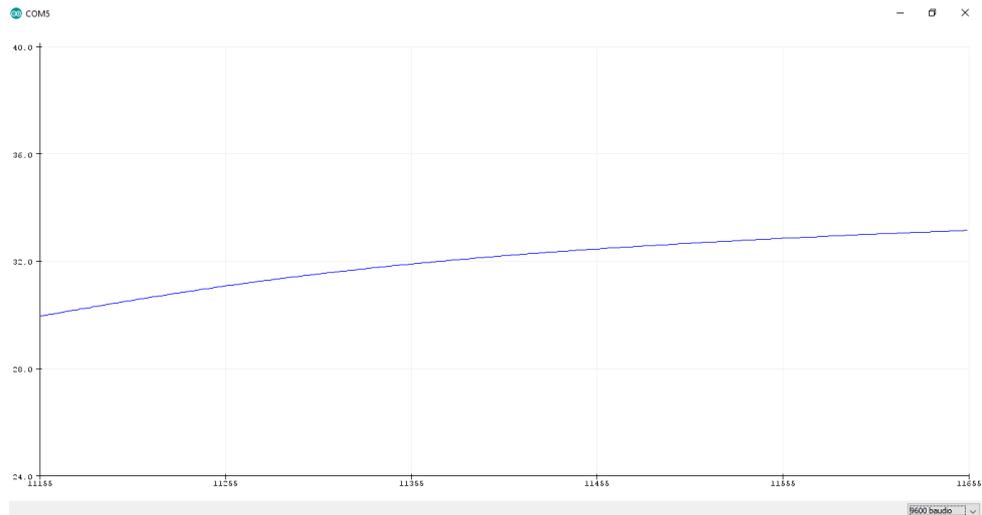


Figura 2.4 Medición de la temperatura del cuerpo con sensor LM35.

Fuente: Autores

2.3 SISTEMA DE MEDICIÓN PARA LA FRECUENCIA CARDIACA

En la actualidad, la frecuencia cardiaca es medida mediante el tacto usando los dedos y mediante electrodos reutilizables. Estos dos métodos convencionales son aplicados en superficies específicas del cuerpo, tales como, pecho, brazos, muñecas y cuello. Para el desarrollo del prototipo se incluye el uso de electrodos con la finalidad de medir la frecuencia cardiaca.

A diferencia de los electrodos tradicionales que son conectados a través de cables, se implementó un módulo POLAR Heart Rate que es colocado sobre el pecho, este módulo incluye electrodos en su estructura, por lo tanto, no es necesario utilizar cableado.

El módulo envía un pulso cada vez que detecta la actividad del corazón, esto se puede observar en la figura 2.5 en donde el eje de abscisas es medido en tiempo, mientras el eje de las ordenadas es medido en voltaje, para poder conocer la frecuencia cardiaca se realiza un contador el cual dura 60 segundo, dentro de ese periodo de tiempo se contabiliza los pulsos recibidos, al terminar dicho periodo de tiempo el contador se reinicia y vuelve a realizar el mismo proceso indefinidas veces, obteniendo como resultado el número de bombeos que realiza corazón por minuto.

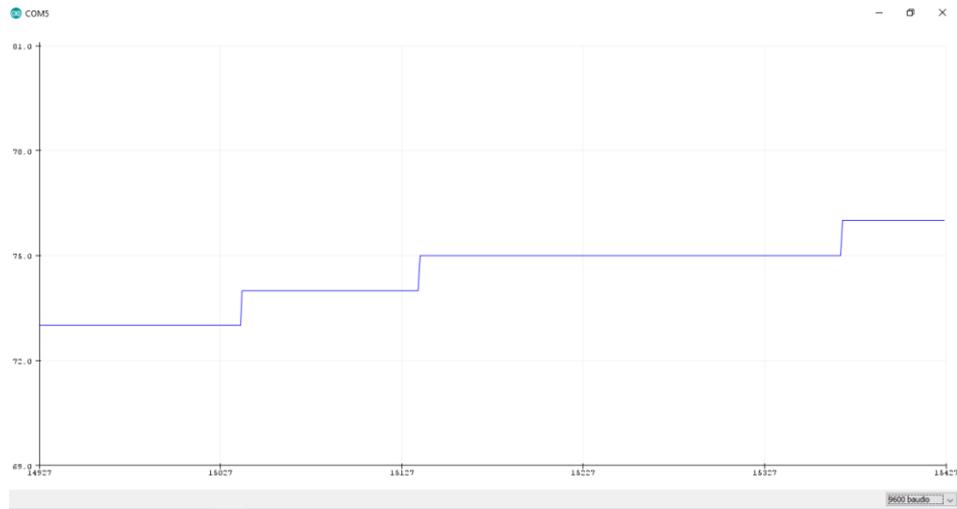


Figura 2.5 Señal de pulsos del corazón obtenida mediante el sensor POLAR Heart Rate.

Fuente: Autores

2.4 SISTEMA DETECCIÓN DE CAÍDA

El sistema de detección de caídas está basado en la implementación de un acelerómetro-giroscopio conocido como MPU6050, este módulo brinda dos tipos de datos, estos pueden ser interpretados mediante la figura 2.6 el primero de ellos es la aceleración, en el prototipo está encargado de medir la aceleración en el transcurso de la caída es decir desde la posición vertical o de pie a la cual llamaremos posición inicial, hasta la posición horizontal sobre el suelo a la cual llamaremos posición final. El segundo dato mide con el sensor es el grado de giro que hace el prototipo visto desde la posición inicial.

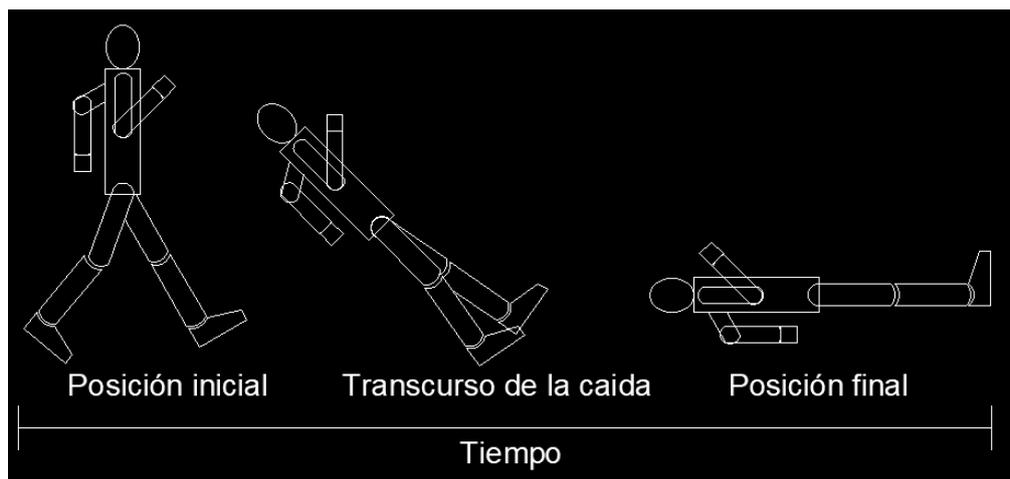


Figura 2.6 Fases de la caída desde la posición inicial hasta la posición final.

Fuente: Autores

El MPU6050 realiza mediciones en los tres plano X, Y, Z, por lo tanto, es más fácil identificar el sentido o la dirección de la caída midiendo el ángulo de giro que

hace el cuerpo durante el transcurso de la caída, es decir, si la persona se cae para adelante, atrás, izquierda o derecha.

Adicionalmente, se realiza la medición de la aceleración y el tiempo transcurrido desde la posición inicial hasta llegar a la posición final. Esto se puede observar en la figura 2.7 en donde la señal obtenida muestra un cambio abrupto debido a que el sensor captó una caída, mientras que para otro instante de tiempo genera pequeñas oscilaciones, para este proceso hay que tomar en cuenta la gravedad de la superficie terrestre ya que desde ahí será el punto de referencia para realizar la medición.

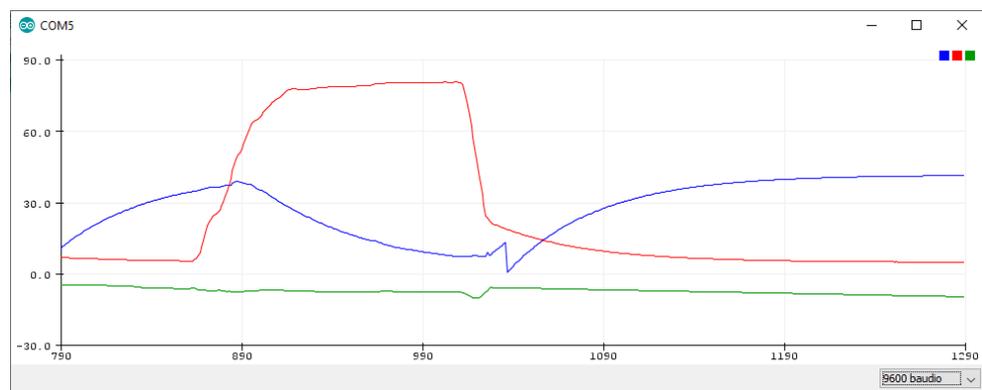


Figura 2.7 Señal de caída obtenida mediante sensor MPU6050.

Fuente: Autores

Para diferenciar una caída de cualquier otra actividad cotidiana, validamos estos dos datos previamente explicados, en el caso de la aceleración debe estar por encima de $2.5g$ y en caso del grado de giro debe ser mayor a 35° y menor a -40° . Sabiendo que la aceleración de una caída es superior a dos veces la gravedad esto dependerá del peso físico de la persona, adicional a esto sabemos que el tiempo transcurrido durante la fase de caída es inferior a 1.3 segundo hasta que el cuerpo queda en total reposos. Esto sucederá en los casos de caída libre, es decir que no existe ningún tipo de giro.

Se puede dar el caso de una caída combinada, es decir, que tenemos presente caída libre con giro del cuerpo, esto se da debido a que los reflejos de la persona se activan tratando de evitar la caída poniendo la mano antes de llegar al suelo o tratando de agarrarse de algún objeto cercano. Para este caso el prototipo validará el ángulo de giro, la aceleración y el tiempo transcurrido para lograr determinar si realmente fue una caída.

2.5 SISTEMA GLOBAL DE POSICIONAMIENTO

Para poder conocer la ubicación actual de la persona que lleva el prototipo, se implementó un módulo GPS el cual mediante programación y la aplicación de comandos AT nos da las coordenadas en UTM, por lo cual hemos decidido convertir a grados, minutos y segundo, esto se hace para eliminar la tasa de error ya que en coordenadas UTM a veces no se utiliza todos los decimales, dando un error de cinco a diez metros. Esto se puede observar en la figura 2.8 en donde las coordenadas obtenidas ya tienen su respectiva conversión.

```
-2.6971,-78.8734
,0241.8244,S,07852.4057,W,0.26,169.22,230920,,A*63
-2.6971,-78.8734
,0241.8244,S,07852.4057,W,0.33,160.67,230920,,A*6E
-2.6971,-78.8734
,0241.8245,S,07852.4056,W,0.28,174.50,230920,,A*6A
-2.6971,-78.8734
,0241.8246,S,07852.4056,W,0.34,189.84,230920,,A*6E
-2.6971,-78.8734
,0241.8247,S,07852.4057,W,0.35,184.10,230920,,A*67
-2.6971,-78.8734
,0241.8248,S,07852.4057,W,0.29,194.53,230920,,A*62
-2.6971,-78.8734
,0241.8249,S,07852.4057,W,0.24,211.78,230920,,A*6A
-2.6971,-78.8734
```

Figura 2.8 Coordenadas obtenidas mediante módulo SIM8050.

Fuente: Autores

Para poder determinar la ubicación deberemos obtener la longitud y latitud, los cuales pueden ser insertados en Google Maps, al colocar estos dos datos el buscador mostrara localización geográfica en el mapa. Tener en cuenta la dirección de las coordenadas, es decir hacia cuál de los puntos cardinales apunta, como el prototipo será aplicado dentro del país las coordenadas deberá apuntar hacia el Sur y Oeste.

2.6 SISTEMA DE TRANSMISIÓN GSM

Los datos serán transmitidos a través de la red celular o GSM, ya que este módulo incorporado permite enviar información a través de mensajes de texto. Se optó por esta red de transmisión debido a que la red GSM tiene una gran cobertura lo cual nos permite estar enviando los datos desde la mayoría de lugares remotos.

El dato enviado a través de la red GSM estará compuesto de todos los signos vitales previamente medidos, caídas y la ubicación, estos serán colocados en una trama

para su posterior envío hacia el móvil receptor para lo cual debemos establecer en la programación cual es el número celular receptor y cuál será el texto o la trama a enviar.

Esta trama de datos como se puede observar en la figura 2.9 serán enviados cada 3 horas (tiempo es modificable), se ha establecido este periodo de tiempo con la finalidad de optimizar el uso de la batería y evitar el uso excesivo de los datos móviles de la línea celular.

# Celular	BPM	Temperatura	FR	Ubicación
-----------	-----	-------------	----	-----------

Figura 2.9 Trama de datos, enviados por la red GSM.

Fuente: Autores

Para el caso caída, la trama es independiente, es decir, que no necesita esperar el tiempo establecido para el envío de datos, por lo que el prototipo al detectar una caída inmediatamente envía un mensaje de aviso 'Caída'. Las caídas son consideradas como una alerta de ayuda y no como datos de visualización ya que estos pueden suceder en cualquier momento y necesitan ser notificados inmediatamente.

2.7 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA PLACA ELECTRÓNICA EN PROTEUS 8

El sistema está conformado por dos dispositivos. El primero está colocado a la altura del pecho (tórax) el cual está encargado de medir los signos vitales predefinidos anteriormente y las caídas, y enviar la trama mediante bluetooth al segundo dispositivo, el dispositivo se coloca a un lado de la cintura y es la encargada de obtener las coordenadas de geolocalización, juntar la trama de datos provenientes del primer dispositivo y posteriormente enviarlos hacia la central de monitoreo.

En la figura 2.10 se puede observar el diseño del circuito electrónico para el dispositivo 1 (tórax), mientras que en la figura 2.11 se puede observar el diseño electrónico para el dispositivo 2 (cintura), los dos circuitos se estarán comunicándose entre sí a través de módulo bluetooth HC-05 configurados en maestro esclavo.

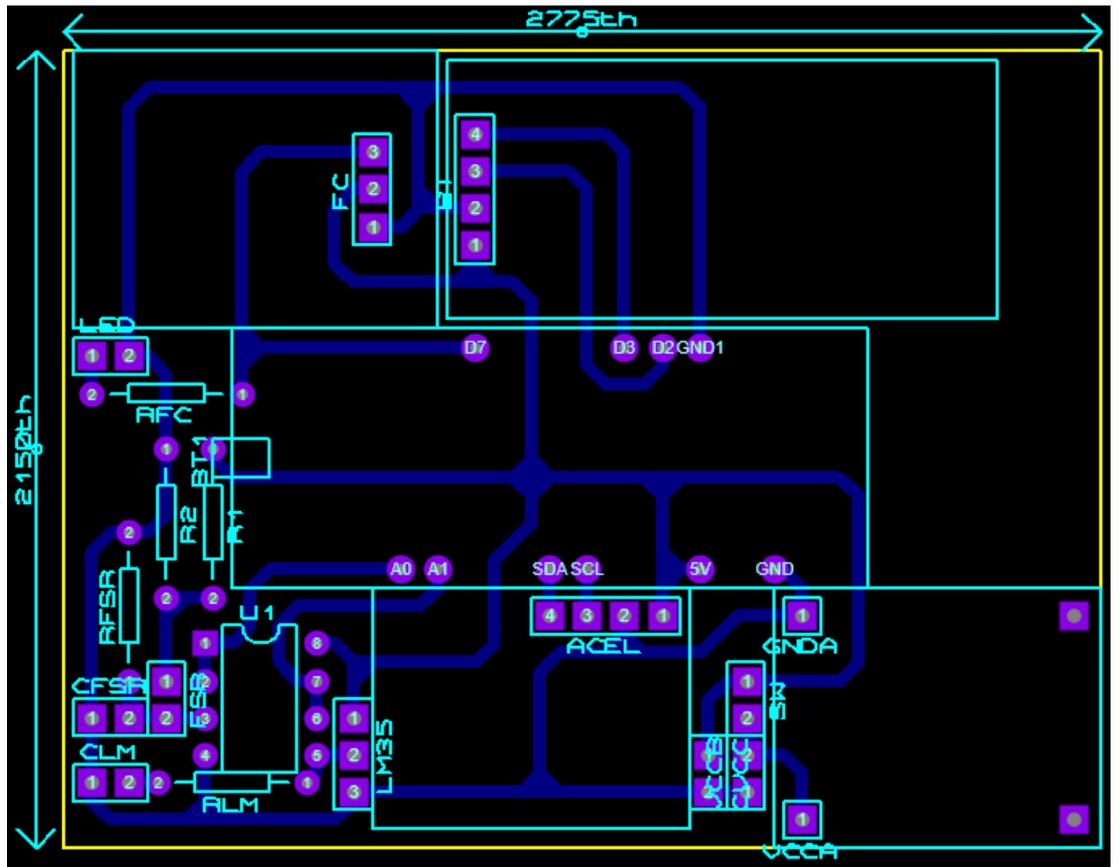


Figura 2.10 Circuito electrónico para la adquisición de SV y caídas dispositivo 1 (tórax).

Fuente: Autores

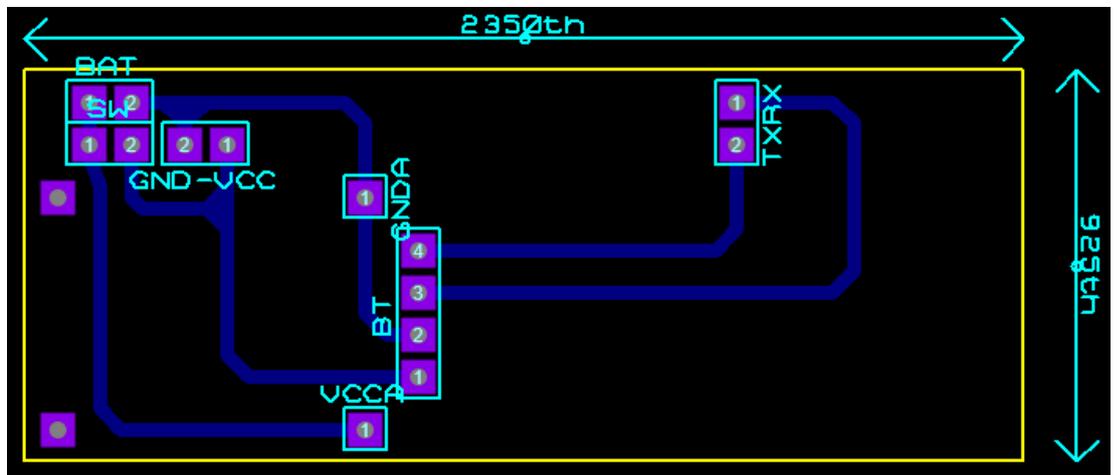


Figura 2.11 Circuito electrónico para recepción y envío de trama de datos dispositivo 2 (cintura).

Fuente: Autores

En la programación se realizó la adquisición de señales analógicas para la medición de la temperatura correspondiente al sensor LM35, medición de la respiración correspondiente al sensor FSR402, detección de caídas correspondiente al acelerómetro-giroscopio, mientras que para la frecuencia cardíaca y ubicación se realizó la adquisición de señales digitales el cual se comunica directamente con el arduino mega a utilizar ya que se emplean librerías propias de estos dispositivos. En

el APENDICE C y D se puede observar las líneas de programación en el cual se indican las librerías y variables utilizadas, código para la formación de tramas y envío.

La fabricación del dispositivo final fue manual, es decir mediante ácido y transferencia de calor, perforado y soldado de componentes, en la figura 2.12 se muestra las placas finales obtenidas con sus elementos montados y soldados.

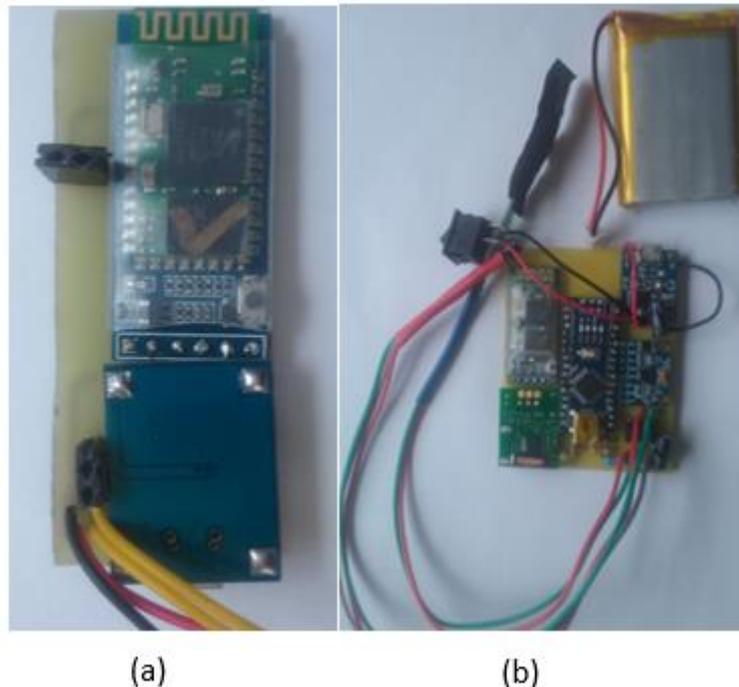


Figura 2.12. Placa final para la adquisición y envío de datos. (a) placa colocada en la cintura. (b) placa colocada en el tórax.

Fuente: Autores

2.8 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA CAJA CONTENEDOR DEL CIRCUITO ELECTRÓNICO

Como etapa final del prototipo es el diseño y construcción de las carcasas mismo que contendrá los sensores, módulos y los componentes electrónicos utilizados para cada dispositivo, así como también la placa electrónica. Es importante elaborar una caja lo más optimizado posible, por lo tanto, deberá ajustarse a las dimensiones de los componentes electrónicos y a la persona a ser colocada.

En la figura 2.13 se muestra el diseño de la caja el cual tiene dimensiones de 59x116x33 mm ver APENDICE B, el cual en su interior contendrá los circuitos electrónicos teniendo en cuenta las dimensiones de los orificios para la antena, cargador y switch. La caja será sujeta al cuerpo mediante velcros, este tipo de tela permitirá ajustarse a diferentes anatomías del cuerpo humano.

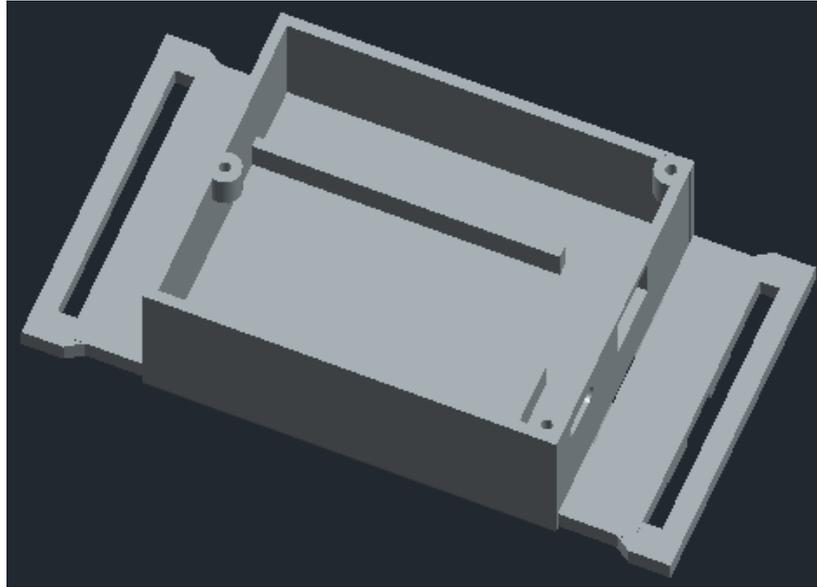


Figure 2.13. *Diseño en AutoCAD de la caja contendora colocada en el tórax.*

Fuente: Autores

En la figura 2.14 se puede observar la segunda caja contendora la cual estará colocado en la cintura esta caja tiene dimensión de 66x106x44 mm ver APENDICE B. La caja está construida mediante el empleo de una impresora 3D y utilizando filamento plástico de ácido poliláctico (pla) el cual es muy empleado en este tipo de impresión.

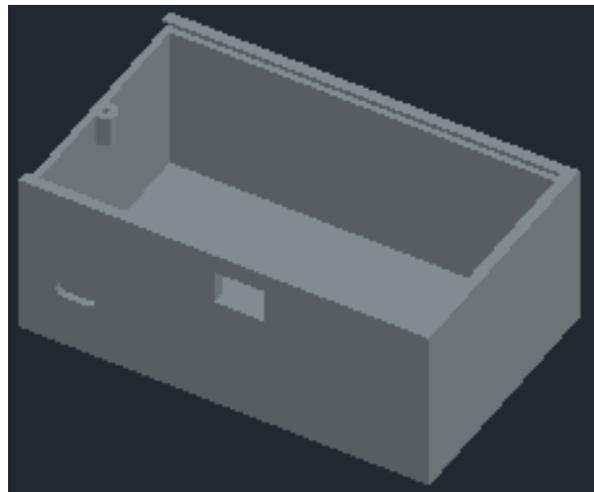
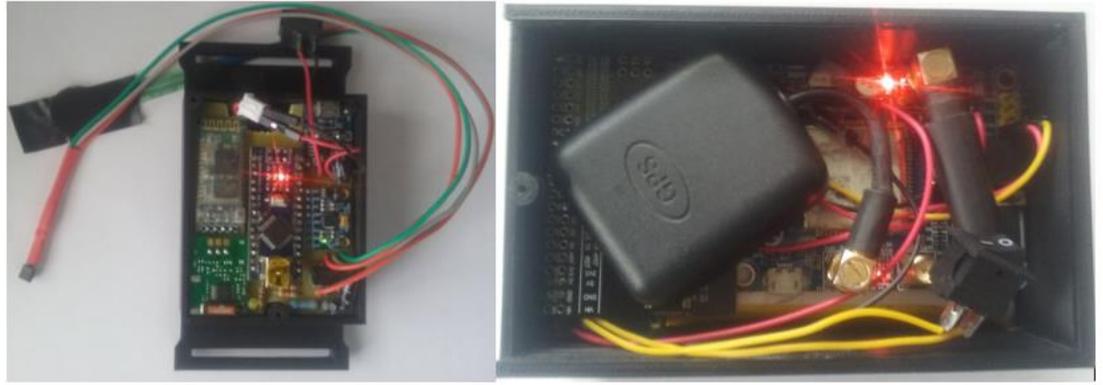


Figura 2.14. *Diseño en Auto CAD de la caja contendora colocada en la cintura.*

Fuente: Autores

El dispositivo final obtenido se puede observar en la figura 2.15, el cual cuenta con su carcasa, placa electrónica y componentes electrónicos debidamente colocados.



(a)

(b)

Figura 2.15. *Dispositivo electrónico final obtenido para la medición de SV, caídas y ubicación.*

Fuente: Autores

2.9 VALIDACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DE CADA VARIABLE DEL PROTOTIPO DE MONITOREO

Para verificar el correcto funcionamiento del prototipo, así como también de cada uno de los sensores y módulos utilizados en el mismo, se procedió a realizar las siguientes pruebas: frecuencia respiratoria, frecuencia cardíaca, temperatura corporal, caídas y geolocalización. Las validaciones se realizaron con el prototipo colocado en una persona de sexo masculino con 28 años de edad y peso de 70Kg de manera correcta ver figura 2.16, como indicar que cada variable es validado independiente de las otras variables, además la persona se encuentra en estado de reposo, a continuación, se describe cada una de las pruebas.

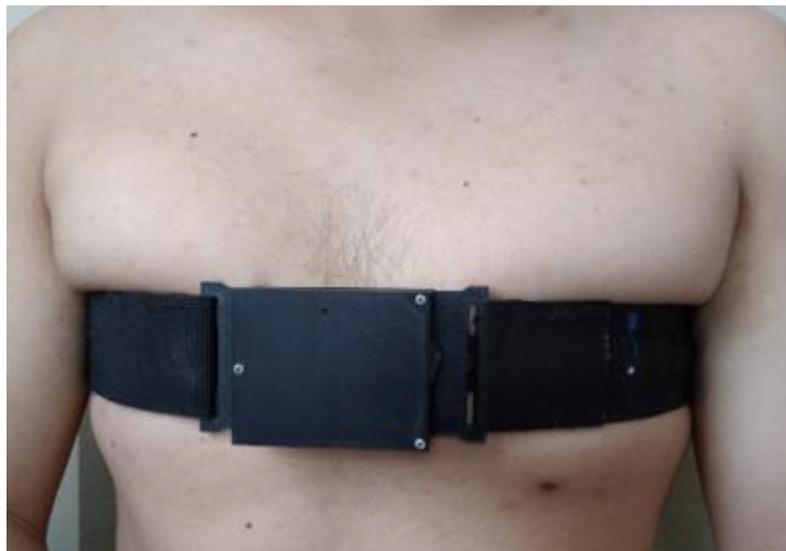


Figura 2.16. *Posición del dispositivo 1(tórax) en la persona.*

Fuente: Autores

2.9.1 PRUEBAS DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA

Con el prototipo colocado correctamente y conectado a la computadora mediante un cable USB como se muestra en la figura 2.17, se procedió a validar el funcionamiento de la frecuencia respiratoria observando y contabilizando el ciclo de inflado del tórax de la persona durante un minuto, esto se realizó paralelamente cuando el prototipo está funcionando. En la figura 2.18 se puede ver los resultados obtenidos por el sensor a través del puerto serial del Arduino durante un minuto.

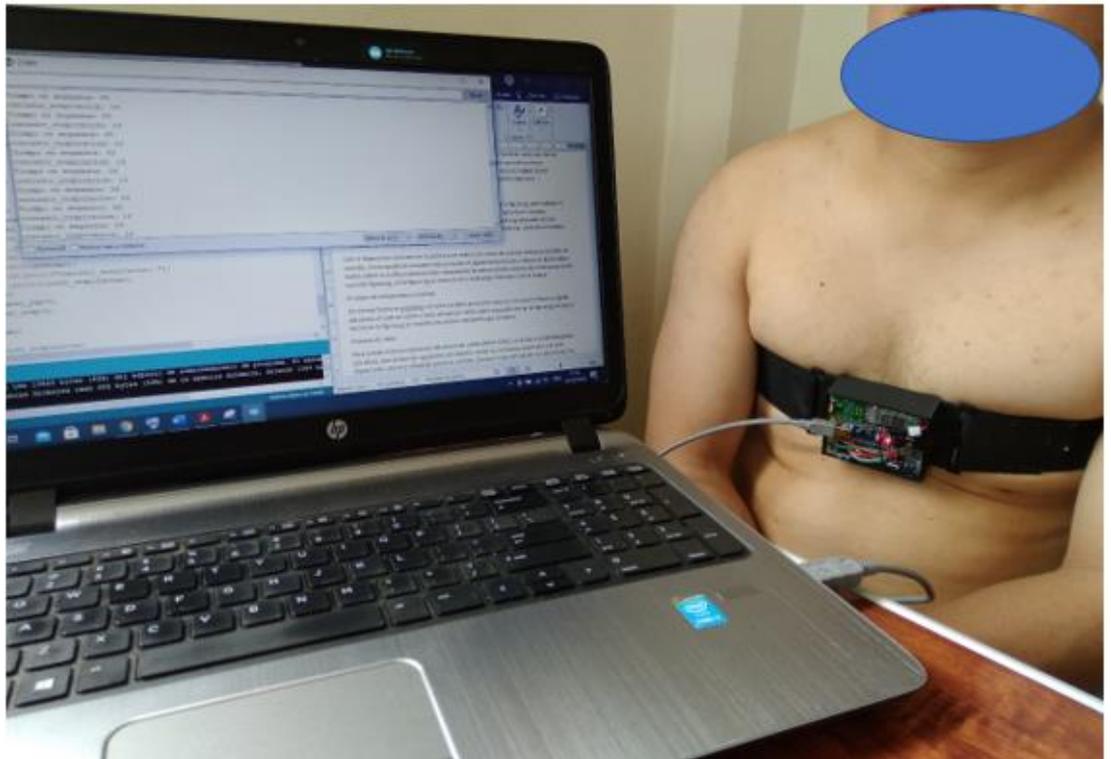


Figura 2.17. Validando el funcionamiento del sensor de frecuencia respiratoria.

Fuente: Autores

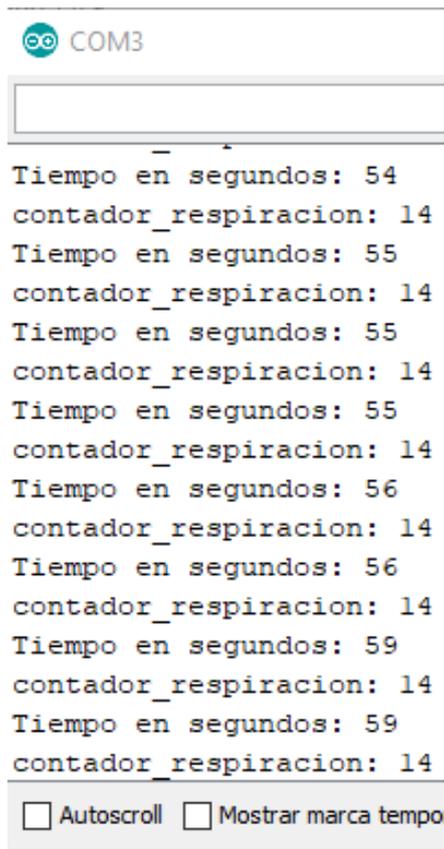


Figura 2.18. Resultados de la respiración obtenidos por el sensor FSR 402.

Fuente: Autores

En la tabla 2.1 se puede ver los valores de las mediciones realizadas y el error porcentual de la frecuencia respiratoria.

Tabla2.1 Porcentaje de error de la frecuencia respiratoria.

# Medición	Prototipo (R/min)	Método Practico (R/min)	Error (%)
1	15	15	0,00
2	15	14	7,14
3	16	15	6,67
4	14	15	6,67

2.9.2 PRUEBAS DE LA FRECUENCIA CARDIACA

De igual manera con el prototipo colocado correctamente y conectado a la computadora mediante un cable USB. Se procede a validar el sensor del ritmo cardiaco, para lo cual se utilizó un medidor adicional oxímetro de pulsos de dedo modelo KI-100 con precisión de 2 BPM, ver figura 2.19. En la figura 2.20 se muestra los resultados obtenidos con el sensor durante un minuto.

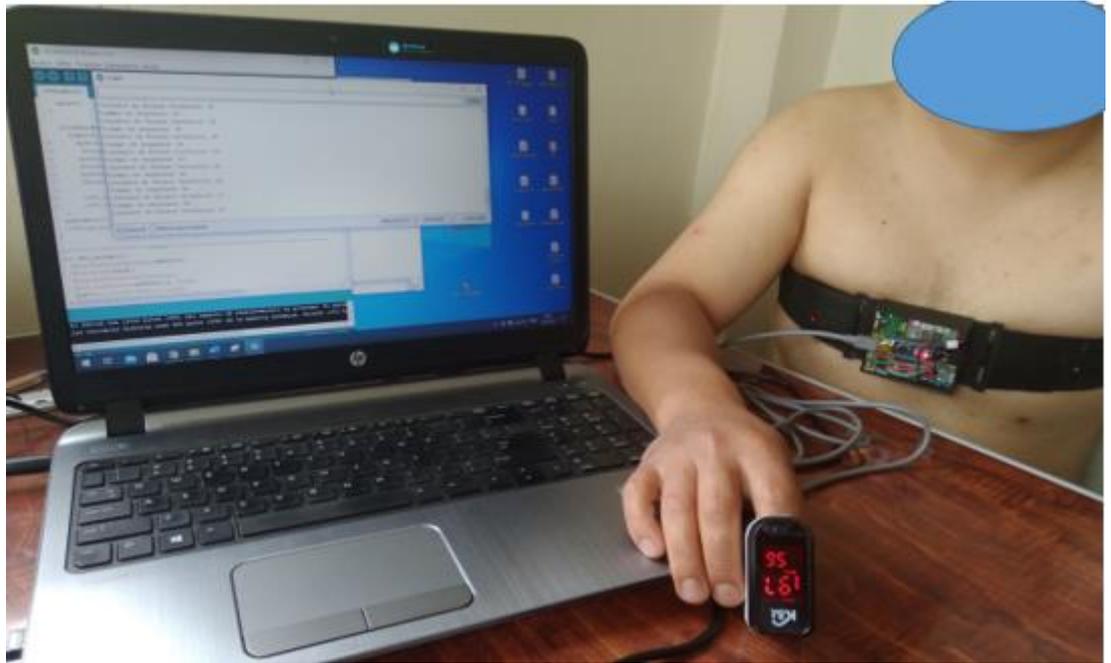


Figura 2.19. Validando el funcionamiento del sensor polar heart de ritmo cardiaco.

Fuente: Autores

```

COM3
Tiempo en segundos: 52
Contador de Pulsos Cardiacos: 48
Tiempo en segundos: 53
Contador de Pulsos Cardiacos: 49
Tiempo en segundos: 54
Contador de Pulsos Cardiacos: 50
Tiempo en segundos: 55
Contador de Pulsos Cardiacos: 51
Tiempo en segundos: 56
Contador de Pulsos Cardiacos: 52
Tiempo en segundos: 57
Contador de Pulsos Cardiacos: 53
Tiempo en segundos: 58
Contador de Pulsos Cardiacos: 54
Tiempo en segundos: 59
Contador de Pulsos Cardiacos: 55
 Autoscroll  Mostrar marca temporal

```

Figura 2.20. Resultados del ritmo cardiaco obtenidos por el sensor Polar Heart.

Fuente: Autores

En la tabla 2.2 se puede ver los valores de las mediciones realizadas y el error porcentual de la frecuencia cardiaca.

Tabla 2.2 Porcentaje de error de la frecuencia cardiaca.

# Medición	Prototipo (P/min)	Oxímetro KI-100 (R/min)	Error (%)
1	56	58	3,45
2	57	55	3,64
3	62	59	5,08
4	55	56	1,79

2.9.3 PRUEBAS DE TEMPERATURA CORPORAL.

De misma forma se procedió a validar la temperatura corporal, para este caso se usó un termómetro digital adicional marca CARLITOS con una precisión de $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$, el cual se colocó a lado del sensor LM35 como se puede ver en la figura 2.21. En la figura 2.22 se muestra los valores obtenidos por el sensor.

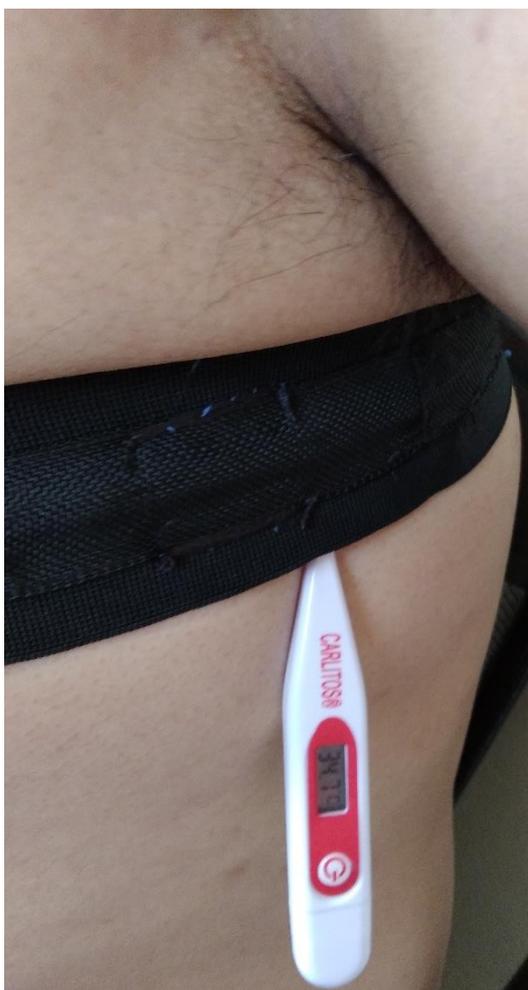


Figura 2.21. Validando el funcionamiento del sensor LM35 de temperatura.

Fuente: Autores

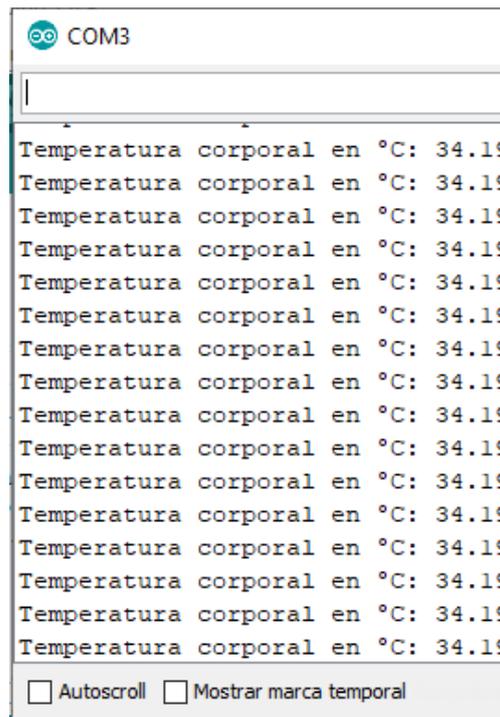


Figura 2.22. Resultados de la temperatura corporal obtenidos por el sensor LM35.

Fuente: Autores

En la tabla 2.2 se puede ver los valores de las mediciones realizadas y el error porcentual de la frecuencia cardiaca.

Tabla 2.3 Porcentaje de error de la temperatura corporal.

# Medición	Prototipo (°C)	Termómetro Digital (°C)	Error (%)
1	34,03	34,80	2,21
2	34,15	34,60	1,30
3	33,90	34,40	1,45
4	34,19	34,70	1,47

En la tabla 2.4 se puede ver dispositivos para medir los Signos vitales de la temperatura y frecuencia cardiaca en los cuales la precisión está determinado por el fabricante, y también se puede observar un método practico para medir la frecuencia respiratoria el cual consiste en contabilizar cuantas respiraciones realiza una persona en un periodo de tiempo generalmente en un minuto. En base a esto se puede determinar el error del prototipo versus lo dispositivos de validación, teniendo así el error promedio en base de número de mediciones realizadas en la Tabla 2.1, Tabla 2.2 y Tabla 2.3, para finalmente determinar el error por medida que tendrá el prototipo desarrollado.

Tabla 2.4 Características de dispositivos de validación y cálculo de errores

Signos vitales	Dispositivos de validación		Error del prototipo	
	Marca	Precisión	Error promedio %	Por medida
Frecuencia Respiratoria	Método Práctico	-	5.12	1.02 R/min
Frecuencia Cardíaca	Oxímetro KI-100	2BPM	3.5	2.45 P/min
Temperatura	Termómetro Digital (Carlitos)	$\pm 0.1^{\circ}\text{C}$	1.6	0.57 $^{\circ}\text{C}$

2.9.4 PRUEBAS DE CAÍDA

Para validar el funcionamiento del sensor de caídas (MPU-6050), con la misma persona se procedió a realizar las siguientes actividades: sentarse, acostarse, agacharse y lo más importante caerse y voltearse sobre un colchón. Durante estas actividades se registraron los picos máximos de aceleración de la gravedad que arroja el módulo. A continuación, se muestra el comportamiento del sensor durante cada escena.

En la figura 2.23 se puede observar el pico máximo cuando la persona se sienta y se acuesta sobre el colchón, donde el eje horizontal representa las muestras por segundo (muestras/s), y el eje vertical la aceleración gravitacional (m/s^2).

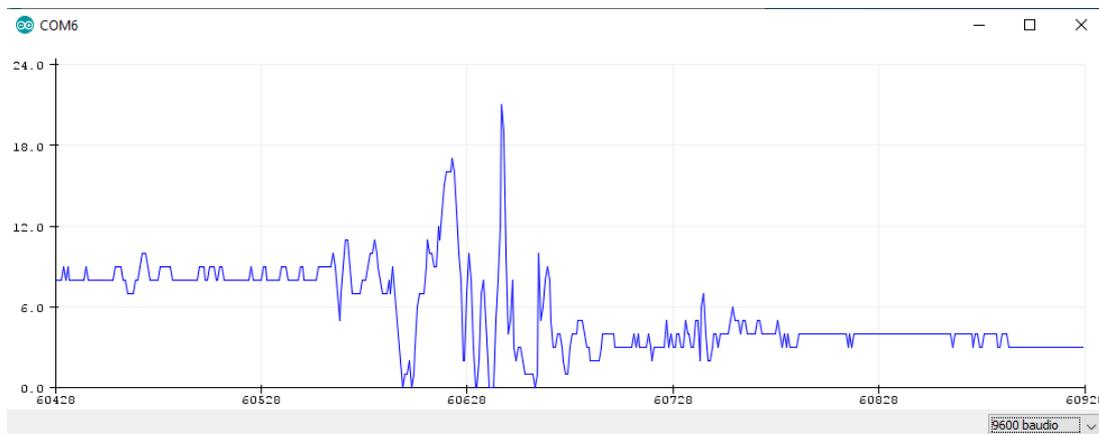


Figura 2.23. Resultado cuando la persona se sienta y acuesta obtenidos por el módulo MPU6050.

Fuente: Autores

En la figura 2.24 se observa de la misma manera el pico de aceleración, en este caso la persona se agachó un poco rápido. donde el eje horizontal representa las muestras por segundo (muestras/s), y el eje vertical la aceleración gravitacional (m/s^2).

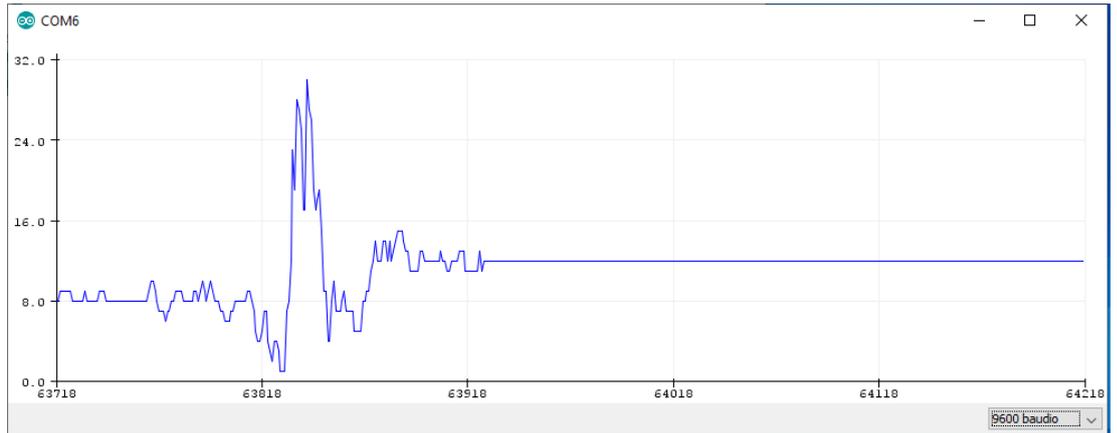


Figura 2.24. Resultados obtenidos por el módulo MPU6050 al agacharse la persona.

Fuente: Autores

En la figura 2.25 así mismo se puede observar el pico máximo generado por el sensor cuando la persona se cae sobre el colchón. donde el eje horizontal representa las muestras por segundo (muestras/s), y el eje vertical la aceleración gravitacional (m/s^2).

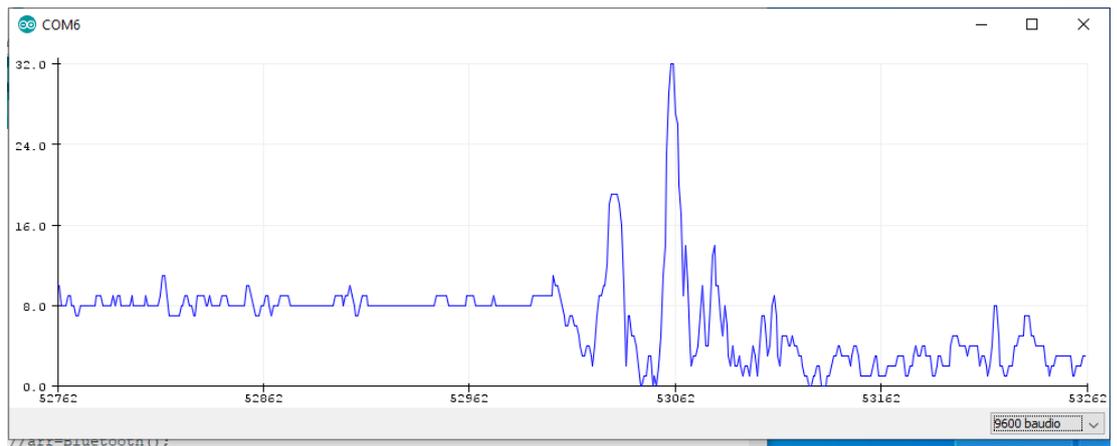


Figura 2.24. Resultados obtenidos por el módulo MPU6050 cuando la persona se cae sobre el colchón.

Fuente: Autores

Para asegurar de que la persona sufre una caída se le considera tanto la aceleración como los ángulos de giro sobre los diferentes ejes que también se obtiene con el mismo modulo MPU-6050. Se debe considerar el ángulo de giro dependiendo como se coloca el acelerómetro, para nuestro caso se considera el ángulo de giro alrededor del eje Y. en la figura 2.25 se puede ver el comportamiento del ángulo cuando la persona se cae. donde el eje horizontal representa las muestras por segundo (muestras/s), y el eje vertical el ángulo de giro (grados).

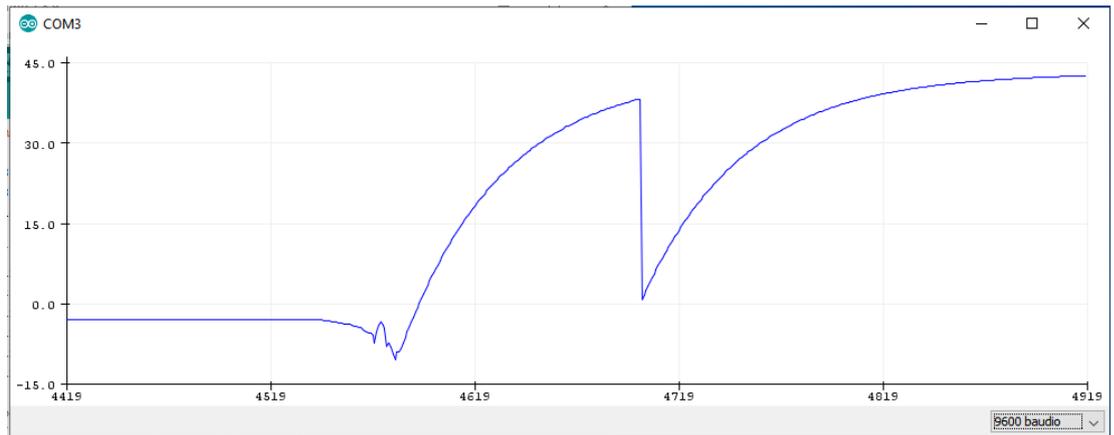


Figura 2.25. Resultados obtenidos por el módulo MPU6050 del ángulo de giro cuando la persona se cae sobre el colchón.

Fuente: Autores

Para validar que la caída es realmente una caída las tres variables como aceleración, tiempo y ángulo de giro deben de dar como positivo, por lo tanto, en la caída simulada sobre el colchón se puede observar el positivo para estas tres variables ya que la aceleración es de 32 gravedad con respecto a la gravedad de la tierra, siendo este mayor a 24.5 gravedad del valor normalizado. Se obtuvo un tiempo de caída menor a 1.3 segundos el cual también está dentro del valor normalizado, finalmente se obtuvo un ángulo de giro de 37 grados ya que en los valores normalizados el ángulo de giro debe ser mayor a 35 grados y menor a -41 grados. Determinando así que la medición de estas variables en el mismo instante de tiempo revela una caída efectiva.

2.9.5 PRUEBAS DE GPS

Para validar esta última variable de geolocalización con el módulo Sim808, se realizó el siguiente protocolo, con las coordenadas de latitud y longitud obtenidos mediante el módulo y el Arduino mega, se les verifico en la aplicación de Google maps. Esto se realizó trasladándose a diferentes puntos con el dispositivo 2 colocado en la persona.

CAPÍTULO 3: IMPLEMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

En este capítulo se narra los resultados obtenidos de las pruebas realizadas a 3 personas adultas mayores de 60, 67 y 73 años de edad, también se realizó las pruebas a 1 personas de 28 años de edad con el objetivo de diferenciar los patrones de SV con respecto a las 3 personas mayores, para ello cada persona fue monitoreada durante 3 días logrando así obtener los signos vitales previamente enunciados en los capítulos anteriores. Además, toda la información obtenida es registrada en un dispositivo celular a través de una aplicación móvil (APP). Se adjuntan el código de programación en el Apéndice C para el transmisor del dispositivo, en el Apéndice D se adjunta el código para el receptor del dispositivo y en el Apéndice C se adjuntó el código para el receptor de datos.

3.1 CARACTERÍSTICAS DE LAS PERSONAS MONITOREAS

En la tabla 3.1 se describen brevemente las características como la edad, talla, peso y genero de cada persona que participaron en las pruebas del sistema de monitoreo, Mientras que en la figura 3.1 se pueden ver las fotos de cada participante con los dispositivos ya colocados correctamente.

Tabla 3.1 Características de las personas que se realizaron las pruebas.

Persona	Edad (años)	Talla (m)	Peso (Kg)	Genero
P1	28	1,54	70	M
P2	60	1,60	59	M
P3	67	1,58	64	F
P4	73	1,64	73	M



Figura 3.1. *Personas monitoreadas.*

Fuente: Autores

3.2 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS DE LA TEMPERATURA CORPORAL

En la figura 3.2 se puede ver las gráficas de temperatura corporal correspondientes a cada una de las personas (P1, P2, P3, P4) monitoreadas.

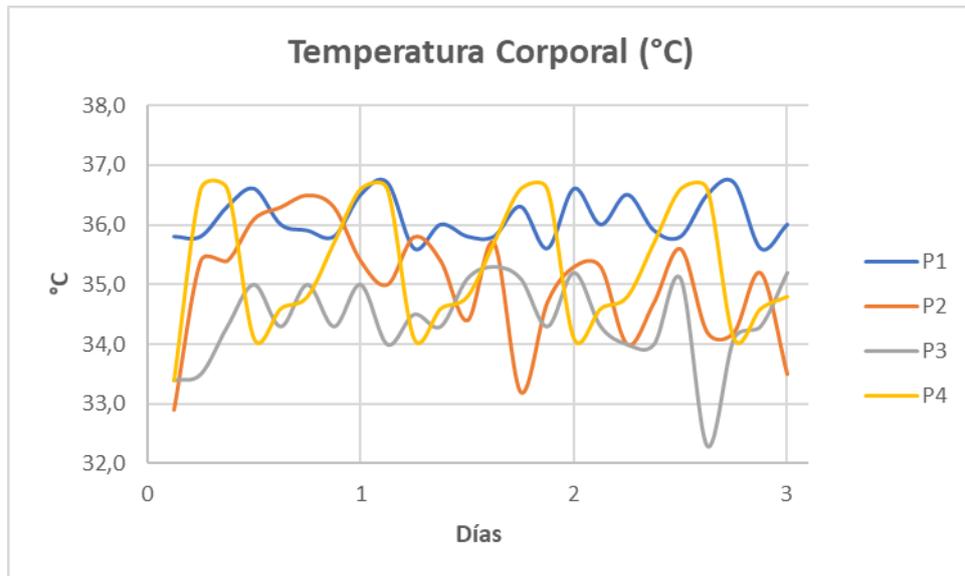


Figura 3.2. *Patrones de temperatura corporal.*

Fuente: Autores

Como se puede observar en la figura 3.2 hay pocas diferencias en los patrones de temperatura corporal con respecto a la edad, es decir que P1 con 28 años de edad genera más calor corporal que P4 con el de 74 años, notando un cambio de 1 a 2 grados centígrados, mientras que P2 y P3 con 60 y 67 años respectivamente generan cambios máximos de 1 grado centígrado. Un factor que influye directamente para que la temperatura sea inversamente proporcional a la edad, es la actividad física, ya que una persona joven goza de buena salud, por lo tanto, en reposo o constante movimiento sus SV tienden a mantenerse dentro del rango preestablecido, mientras que una persona adulta tiende a restringir sus movimientos debido al desgaste natural de su anatomía física. Los picos bajos se da generalmente a la falta de adherencia del sensor LM35 con la piel de la persona generados por el movimiento de los brazos y la piel seca que sufren las PAM que generalmente se da en la parte inferior de los brazos, por lo que las personas P2 y P4 tienen esta variación como se puede ver claramente en la figura 3.2, mientras que en la persona P3 la curva se mantiene a la mitad de las 3 personas, esto es debido a que es una mujer y que los senos dificultan la colocación adecuada del dispositivo. Otros factores que también influyen en la variación de la temperatura son: la temperatura del ambiente, las actividades físicas, depresión, emociones, entre otros.

3.3 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA

Con los datos obtenidos de la frecuencia cardiaca se procedió a graficarlas en el orden correspondiente a cada persona. Ver figura 3.3.

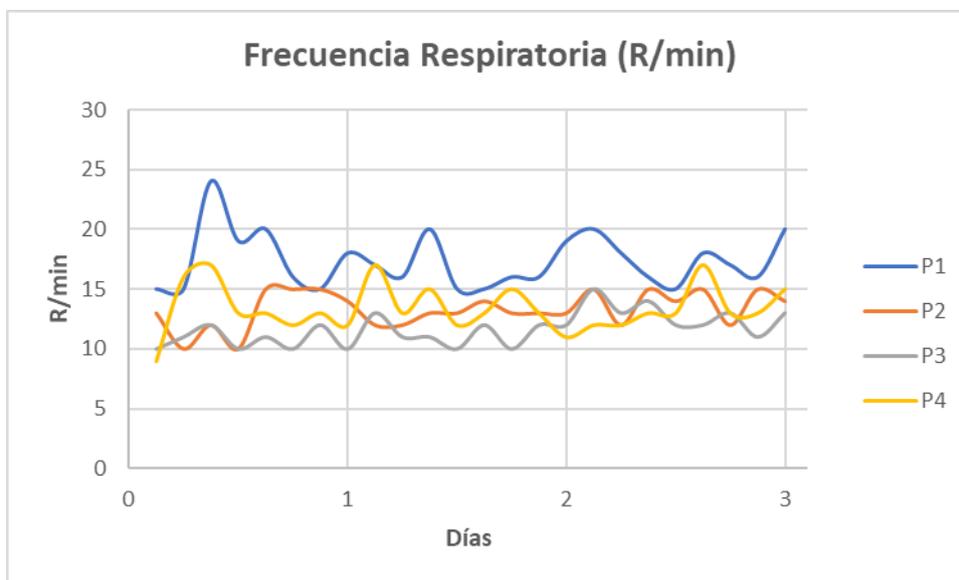


Figura 3.3. Patrones de la frecuencia respiratoria.

Fuente: Autores

En la figura 3.3 podemos ver los patrones de la frecuencia respiratoria de las 4 personas, notando que P1 y P4 tienen periodos elevados de respiración, mientras que P2 en ciertos periodos de tiempo tiende a aumentar su respiración y luego decrece para mantenerse dentro de un rango similar al de P3. P4 aumenta su respiración progresivamente para luego estabilizarlo, esto se da debido a la adaptación del prototipo con la confortabilidad de la persona. En el caso de P2 los aumentos temporales de la respiración son debido a que realizaba actividades del campo ya que la temperatura y frecuencia cardiaca de P2 también genera esos cambios temporales.

Se puede ver que el patrón de P1 siempre está por encima de las otras, esto es debido a la persona joven siempre está activo ya sea dentro o fuera de la casa y además los rangos de respiración están entre 12 y 20 P/min, el pico alto es debido a que la persona realizó una actividad física. Los otros 3 patrones P2, P3 y P4 mantienen por debajo de los 17 R/min quiere decir que están dentro del rango de medida para los PAM que es de 12-16 R/min, el patrón de P3 es el más bajo esto es debido a que la persona es de sexo femenino y por ende no se adecuó bien el dispositivo.

3.4 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS DE LA FRECUENCIA CARDIACA

De la misma manera una vez obtenido los datos de cada uno de los participantes se procedió a tabular y graficar, obteniendo los siguientes patrones que se muestran en la figura 3.4.

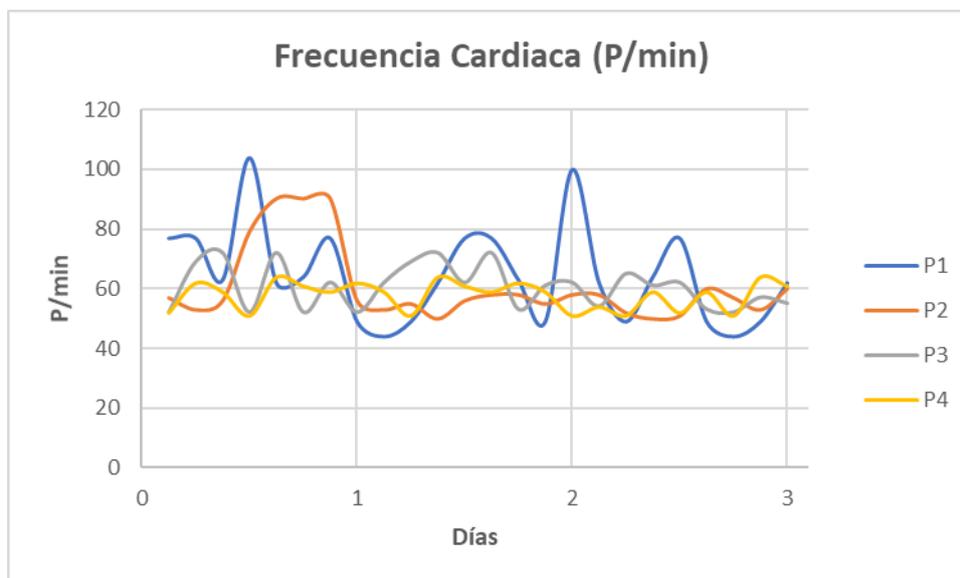


Figura 3.4. *Patrones de la frecuencia cardiaca.*
Fuente: Autores

En la figura 3.4 podemos ver los patrones de la frecuencia cardíaca de cada persona, donde se puede notar que P2, P3 y P4 tiene frecuencias cardíacas que tienden a mantenerse dentro de un mismo rango de valores ya que en una persona adulta la frecuencia cardíaca se comporta paralelamente. En el caso de P1 se nota un descenso de la frecuencia cardíaca en la mayor parte de las muestras, debido a que la persona realiza cualquier actividad física por ser una persona joven, esto hace que el dispositivo pierda adherencia del sensor Polar Heart con la piel y los picos altos es producto de las actividades físicas que realiza la persona. Los otros 3 patrones P2, P3 y P4 también tienen fluctuaciones esto puede ser debido a la falta de adherencia por los movimientos y la piel seca como ya se mencionó anteriormente y a más de esto en caso de P3 por ser una persona de sexo femenino. Así como en la temperatura existen otros factores influyentes como: la actividad física, la edad, la temperatura, el metabolismo, entre otros.

Los tres signos vitales analizados en las cuatro personas de diferentes edades, dentro de tres días consecutivos en los cuales se obtuvieron un total de 24 muestras,

entonces se determina que, los SV están dentro de los rangos establecidos en la tabla 1.1 tiende a variar según el tipo de actividad que se realiza, como se dijo anteriormente un factor importante es la edad ya que una persona joven tendrá mayor flexibilidad que un adulto para realizar movimientos físicos.

3.5 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS CON EL GPS

Los datos de latitud y longitud obtenidos por el sistema de monitoreo se procedieron a verificar cada uno de los puntos con el software Google Earth Pro. En la figura 3.5 se puede observar los puntos obtenidos a través del geo localizador GPS y verificados en el software, en el cual la persona P1 se mantiene en constante movimiento alrededor de su vivienda o puntos alejados.

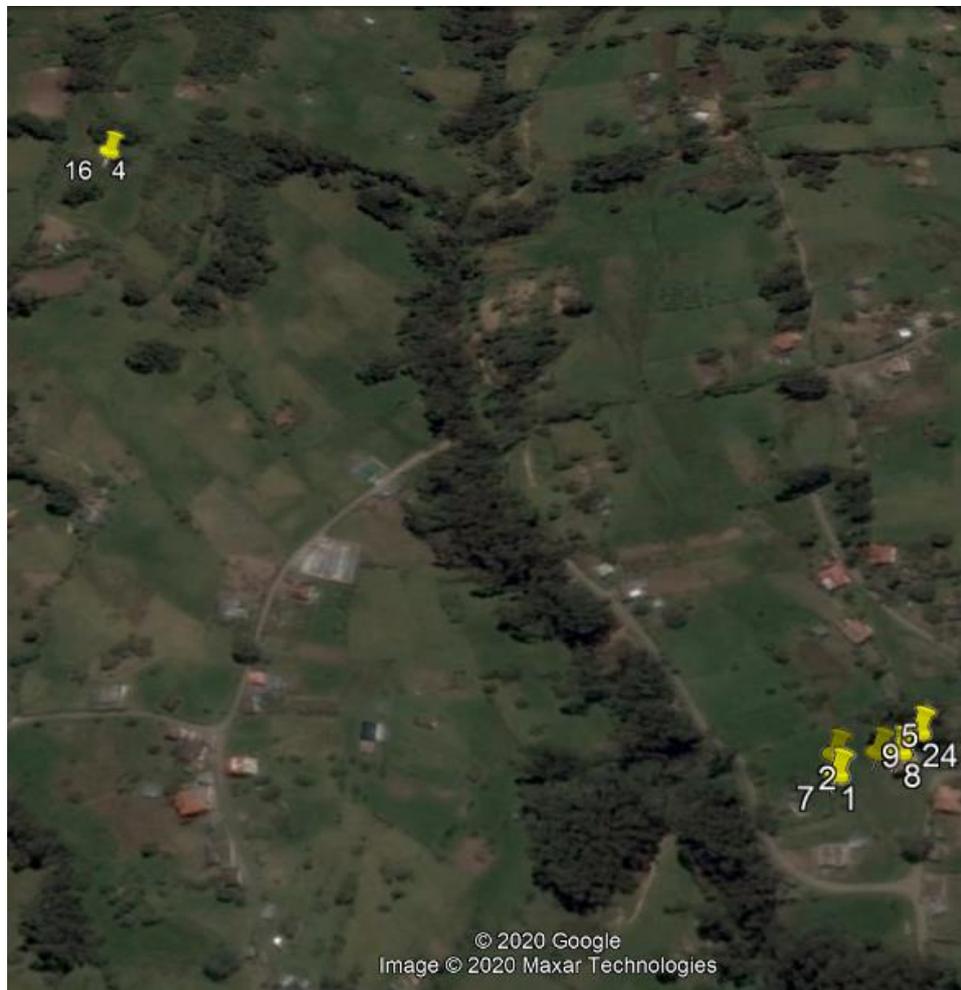


Figura 3.5. Coordenadas geográficas verificadas en Google Earth de la persona P1.

Fuente: Autores

En la figura 3.6 se puede observar puntos obtenidos a través del software, en el cual se puede ver el recorrido de la persona P2.



Figura 3.6. Coordenadas geográficas verificadas en Google Earth de la persona P2.

Fuente: Autores

En la figura 3.7 se muestran los puntos graficados en el software obtenido a través del geo localizador GPS, con esto se puede ver el recorrido de la persona P3.



Figura 3.7. Coordenadas geográficas verificadas en Google Earth de la persona P3.

Fuente: Autores

En la figura 3.8 se puede observar los puntos obtenido a través de Google Earth obtenidos del geo localizador GPS, en el cual se puede ver que la persona P4 se mantiene en movimiento no muy distantes de su vivienda.



Figura 3.8. Coordenadas geográficas verificadas en Google Earth de la persona P4.

Fuente: Autores

3.6 ANÁLISIS DE COSTOS DEL PROTOTIPO IMPLEMENTADO

Para determinar el precio que deberá tener el prototipo en el mercado se toma en cuenta dos aspectos importantes; materia prima directa o indirecta utilizada para la fabricación del prototipo y la mano de obra intervenida. En la tabla 3.5 se da a conocer la lista de todos los materiales directos utilizados (elementos que forman parte del prototipo final y son cuantificados) en todo el proceso de fabricación. Mientras que en la tabla 3.6 se presenta la lista de todos los materiales indirectos (elementos utilizados para la fabricación, pero no forman parte del prototipo y no son cuantificados).

Tabla 3.2 Tabla de costos con respecto a la materia prima directa utilizada.

Materia prima directa			
Elementos	Cantidad	Costo unt. \$	C. total \$
Arduino mega mini 2560	1	19.00	19.00
Arduino nano	1	8.00	8.00
Batería lipo 10000mAh	1	33.00	33.00
Batería lipo 4000mAh	1	13.00	13.00
Sim808	1	45.00	45.00
Modulo Bluetooth HC-05	2	7.00	14.00
Polar heart rate	1	79.47	79.47
Sensor de temperatura LM35	1	2.00	2.00

Resistencias	5	0.02	0.10
Capacitores	3	0.50	1.50
Sensor de fuerza FSR402	1	11.50	11.50
Acelerómetro MPU6050	1	4.50	4.50
Elástico 5cm por metro	2	1.25	2.50
Velcro por metro	1	1.50	1.50
tarjeta Sim	1	2.00	2.00
Placa PCV	2	10.00	20.00
Diodo led	1	0.35	0.35
Amp. O. LM358	1	1.00	1.00
Carcasas impresión 3D	2	15.00	30.00
Mini switch	2	0.30	0.60
Tornillos autoroscante 2mm	4	0.05	0.20
Peinetas hembra	1	1.50	1.50
Termocontraible por metro	1	0.80	0.80
Cable 22 awg por metro	2	0.75	1.50
Cargador de Batería Lipo	2	1.50	3.00
Total			\$ 296.02

Tabla 3.3 Tabla de costos con respecto a la materia prima indirecta utilizada.

Materia prima indirecta			
Elementos	Cantidad	Costo unitario \$	Costo total \$
Pistola de soldar	1	12.00	12.00
Estaño por metro	2	0.10	0.20
Pasta para soldar	1	5.50	5.50
Pistola de Silicón	1	5.00	5.00
barra de Silicón	1	0.25	0.25
Total			\$ 22.95

Para conocer el monto total invertido en materia prima durante el proceso de la construcción de un prototipo, se aplica la ecuación E1 en el cual se debe de sumar el costo total de la materia prima directa e indirecta.

$$Mat_{prima} = MatPrima_{directa} + MatPrima_{indirecta} \text{ [\$]} \quad (E1)$$

$$Mat_{prima} = \$ 296.02 + \$ 22.95$$

$$Mat_{prima} = \$ 318.97$$

Adicional a la materia prima ya calculada se deberá tener en cuenta los costos fijos y variables, ya que estas variables también intervienen para un análisis completo. Los costos fijos son aquellos que no intervienen directamente en el proceso de elaboración, mientras que los costos variables son aquellos que intervienen en el

proceso de elaboración, para poder calcular el valor total de la mano de obra se aplica la ecuación E2. Estos valores se los puede observar en la tabla 3.7.

$$Mano_{obra} = \frac{Sueldo_{mensual} * Num_{trabajadores} * Horas_{trabajo}}{Horas_{mensuales}} \quad [\$] \quad (E2)$$

$$Mano_{obra} = \frac{1200 * 2 * 40}{160}$$

$$Mano_{obra} = \$ 600$$

Tabla 3.4 Tabla de costos fijos y variables del prototipo.

Costos fijos		Costos variables	
Descripción	Costo \$	Descripción	Costo \$
Arriendo	120.00	Materia prima	318.97
Servicio básico	60.00	Mano de obra	600+
Total	\$ 180.00	Total	\$ 918.97

Para calcular el precio a el cual debe de estar el prototipo fabricado, se deberá tener en cuenta los valores de los costos fijos y variables calculados por unidad para ello se aplica la ecuación E3 y E4. Finalmente, en la ecuación E5 se puede observar el costo fijo unitario la cual deberá de tener el prototipo fabricado.

$$Costo_{arriendo} = \frac{\frac{Arriendo_{mensual}}{Dias_{mes}}}{Horas_{dirias}} (Horas_{fabricacion}) \quad [\$] \quad (E3)$$

$$Costo_{arriendo} = \frac{\frac{120}{30}}{24} (40)$$

$$Costo_{arriendo} = \$ 6.67$$

$$Costo_{servicioBasico} = \frac{\frac{ServBasico_{mensual}}{Dias_{mes}}}{Horas_{laborables}} (Horas_{fabricacion}) \quad [\$] \quad (E4)$$

$$Costo_{servicioBasico} = \frac{\frac{60}{30}}{8} (40)$$

$$Costo_{servicioBasico} = \$ 10$$

$$Costo_{fijoUnitario} = Costo_{arriendo} + Costo_{servicioBasico} \quad [\$] \quad (E5)$$

$$Costo_{fijoUnitario} = 6.67 + 10$$

$$Costo_{fijoUnitario} = \$ 16.67$$

3.6.1 MARGEN DE UTILIDAD

Para poder conocer un aproximado del precio rentable que tendrá nuestro prototipo se calcula el margen de utilidad. En la ecuación E6 se calcula el precio final

de dispositivo sin utilidad, mientras que en la ecuación E7 se calcula el precio final del dispositivo con un margen de utilidad del 35% el cual será el precio de venta al público.

$$Precio_{final} = Costo_{fijoUnitario} + Costo_{variableUnitario} \quad [\$] \quad (E6)$$

$$Precio_{final} = 16.67 + 918.97$$

$$Precio_{final} = \$ 935.64$$

$$Precio_{venta\ Publico} = Precio_{final} + Precio_{final}(Margen_{utilidad}) \quad [\$] \quad (E7)$$

$$Precio_{venta\ Publico} = 935.64 + 935.64(35\%)$$

$$Precio_{venta\ Publico} = \$ 1263.114$$

$$Precio_{venta\ Publico} \approx \$ 1200$$

Para el costo del prototipo se consideró: el precio de los equipos, los materiales utilizados, el tiempo y el inmueble para el desarrollo del proyecto, sumado todo esto un sistema de monitoreo cuesta \$ 1200, este precio disminuirá si se fabrica en serie como se puede observar en figura 3.9, donde se observa claramente que a partir de 4 dispositivos el precio se mantiene entre 400 dólares ya que los costos en suministro de materia prima comprando al por mayor disminuirá, así mismo en la mano de obra y en los servicios básicos.

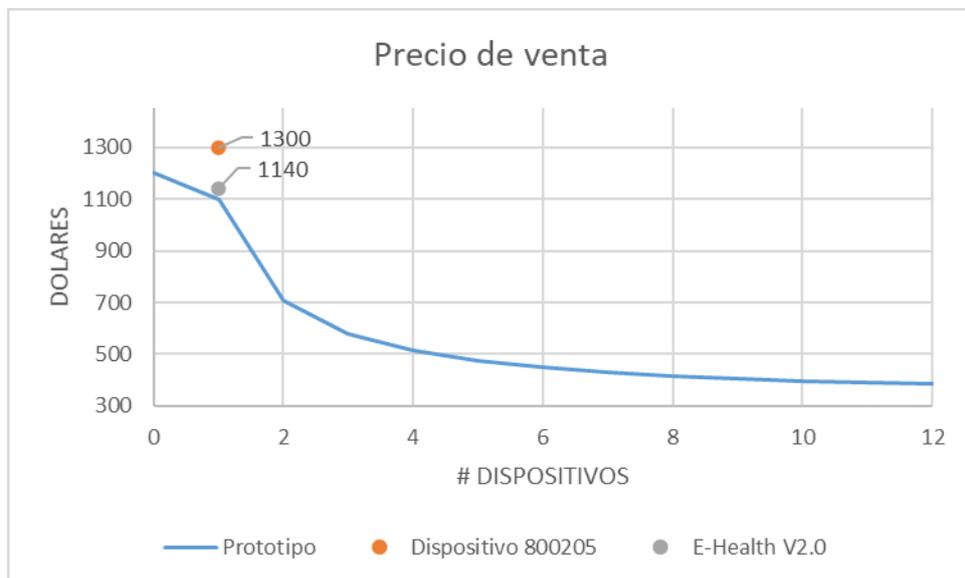


Figura 3.9. Análisis de costos.

Fuente: Autores

Si comparamos los precios de los dispositivos existentes en el mercado podemos observar en la figura anterior, que son superiores al prototipo realizado, ya que al elaborar más de 4 dispositivos obtenemos un precio bajo aproximadamente de 400 dólares.

CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Las PAM son un sector de la población de alta vulnerabilidad por su deterioro en el estado de salud, que requieren de cuidados y atenciones continuos, debido a esto, se diseñó y construyó un prototipo de sistema de monitoreo constituido de dos dispositivos. El sistema se basó en hardware y software libre, que permite monitorear continuamente los signos vitales, caídas y la ubicación geográfica de cada persona.

Se comprobó el funcionamiento del sistema de monitoreo en 4 personas, 3 hombres y 1 mujer de diferentes edades durante 3 días. En este caso los resultados indicaron que todas las personas realizan cualquier actividad física, esto se pudo notar por los valores altos de los SV obtenidos por el prototipo y también preguntando directamente a la persona sobre que no mas hizo y cuál fue el recorrido realizado. Esto también se pudo convalidar con el GPS.

Con el análisis realizado en cada persona se observó algunos valores bajos con respecto a los signos vitales, esto es debido al movimiento brusco que hacen las personas, por lo que, los sensores también se mueven perdiendo adherencia con la piel de la persona, lo cual generó errores en cada variable, así como: temperatura corporal hasta un 5% que representa 1.5°C, frecuencia respiratoria hasta un 19% que representa 3 R/min, frecuencia cardiaca hasta 10% que representa 6 P/min. En caso de la mujer los senos dificultó que el dispositivo no se ajuste correctamente en el tórax, producto del cual se obtuvo un mayor error que en los hombres.

Se consideró una caída cuando los picos de aceleración gravitacional están por encima de los 2.5 ya que al realizar las pruebas se determinó un valor máximo de 30 aproximadamente que corresponde a 3.05 veces la gravedad. Generalmente una persona al sentarse, agacharse y acostarse rápidamente se dan picos de aceleración por debajo de los 2.2g esto se pudo obtener gracias al módulo MPU-6050 y descrito en la sección 2.9.4.

Para futuros trabajos de este prototipo se recomienda mejorar en el diseño y sobre todo en el hardware y software. El tamaño de los dispositivos se puede disminuir

mejorando la parte de hardware mediante la incorporación de componentes con montaje superficial con esto incluso se puede lograr obtener un solo dispositivo. Con respecto al software se puede mejorar el código de programación para optimizar recursos de los microcontroladores.

Para mejorar la validación se recomienda realizar pruebas en un grupo más grande de personas ya que por motivo de la emergencia sanitaria no se ha podido aplicar a las personas del Sígsig en el cual se pretendía realizar las pruebas, pero en trabajos futuros las pruebas se podría aplicar a un segmento de la población en las zonas rurales (campo) ya que dicho sector experimenta escenarios en donde la actividad física genera constantes cambios en los signos vitales a lo largo del día, lo cual permitirá mejorar el prototipo haciéndolo más eficiente ante movimientos bruscos del cuerpo lo cual conllevara a un diseño ergonómico permitiéndole al dispositivo adaptarse a las personas especialmente en los adultos mayores debido a que ellos se sienten incómodos utilizando dispositivos tecnológicos.

En caso de caídas se recomienda investigar más a profundo para establecer nuevos métodos para diferenciar una caída de otros escenarios como se lo analizo en nuestro caso, o también se puede utilizar otros sensores.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] D. G. P. Solera, “Taller Primeros Auxilios Básicos Clase #3.”
- [2] E. U. A. Aguayo, P. E. U. Ana, P. Lagos, T. Enfermería, and P. A. Página, “Facultad Ciencias de la Salud Kinesiología Chillán GUIA CLINICA DE CONTROL DE SIGNOS VITALES,” pp. 1–17.
- [3] L. A. Duran, “‘Enfermería Básica’ ‘Signos Vitales,’” *Univ. Nac. Mar Plata*, pp. 1–31, 2017.
- [4] K. Parreño, “Comparación Del Test De Caminata De 6 Minutos En Personas Que Participan En El Grupo Amistad-60 Y Piquito Y Personas Que Habitan En El Hogar De Ancianos Santa Catalina Labouré , De 60 a 70 Años . Elaborado Por : Katherine Valeria Parreño Vallejo Quito , M,” 2017.
- [5] P. Monreal Bosch and A. del Valle Gómez, “Los Grandes Olvidados: Las Personas Mayores en el Entorno Rural,” *Psychosoc. Interv.*, vol. 18, no. 3, pp. 269–277, 2009.
- [6] J. Hernandez-Huayta, S. Chavez-Meneses, and N. Y. Carreazo, “Health related quality of life of the elderly population in a rural and urban area of Peru,” *Rev. Peru. Med. Exp. Salud Publica*, vol. 33, no. 4, pp. 680–688, 2016.
- [7] J. Machado, “Ecuador tendrá 1,3 millones de adultos mayores a finales de 2020,” *Primicias*, 2019. [Online]. Available: <https://www.primicias.ec/noticias/sociedad/ecuador-adultos-mayores-poblacion/>. [Accessed: 06-Apr-2020].
- [8] L. G. BSG, “En 30 años los adultos mayores serán el doble en Ecuador | Diario El Mercurio,” 2019. [Online]. Available: <https://ww2.elmercurio.com.ec/2019/10/29/en-30-anos-los-adultos-mayores-seran-el-doble-en-ecuador/>. [Accessed: 07-Apr-2020].
- [9] A. J. Nathan and A. Scobell, *How China sees America*, vol. 91, no. 5. 2012.
- [10] L. Vinet and A. Zhedanov, “A ‘missing’ family of classical orthogonal polynomials,” *J. Phys. A Math. Theor.*, vol. 44, no. 8, p. 26, 2011.
- [11] M. Yunus and S. A. Narula, “La telefonía móvil en las áreas rurales.”
- [12] A. Castro Lechtaler *et al.*, “Las Comunicaciones en las Zonas Rurales: Posibles Soluciones para su Desarrollo,” pp. 192–196.
- [13] J. S. Berg *et al.*, *Processes and preliminary outputs for identification of*

actionable genes as incidental findings in genomic sequence data in the Clinical Sequencing Exploratory Research Consortium, vol. 15, no. 11. 2013.

- [14] P. N. M, S. B. O. Sullivan, and T. J. Schmitz, “Signos vitales PDF.”
- [15] Ministerio de Salud, “Manual del cuidado de personas mayores dependientes y con pérdida de autonomía,” p. 194, 2009.
- [16] M. Solano, “Signos Vitales en el Adulto Mayor,” *Prezi*, 2016.
- [17] J. Villegas González, A. Villegas Arenas, and V. Villegas González, “Signos vitales, presión arterial, temperatura corporal, frecuencia del pulso, frecuencia respiratoria, oximetría,” *Arch Med*, vol. 12, no. 2, pp. 221–240, 2012.
- [18] S. G. Tutores and D. N. Hern, “Optimización del hardware y el software de un sensor para la medida de la frecuencia respiratoria,” 2017.
- [19] B. Pallardo, “Alteración de constantes vitales: fiebre; hipotermia; hipotensión; oliguria,” *Tratado Geriatria para Resid.*, pp. 287–295, 2009.
- [20] E. Tintín, “Diseño y elaboración de un prototipo monitor de signos vitales aplicando métodos no invasivos con comunicación de datos a dispositivos móviles.,” *Univ. politécnica Sales.*, p. 89, 2015.
- [21] Drägerwerk AG & Co. KGaA, “La importancia de la temperatura corporal central Fisiopatología y métodos de medición,” *Drager Med.*, p. 60, 2018.
- [22] J. F. Calderón Vera and L. M. Márquez Morán, “Sistema De Alerta Para Personas Con Trastornos De Equilibrio Usando Sensor Inercial Y Dispositivos Móviles”,” p. 110, 2015.
- [23] H. Parra and J. Padilla, “Diseño e implementación de un sistema de detección y notificación de caídas en personas de la tercera edad,” *Sede Cuenca*, 2016.
- [24] EDGARD OPORTO DIAZ, “Diseño de un sistema inalámbrico de detección de caídas aplicado a personas de la tercera edad basado en acelerómetro y teléfono móvil,” p. 240, 214AD.
- [25] R. Blanco and A. Hoyos, “Sistema De Detección De Caída En Personas De La Tercera Edad Para Uso En Centros Geriátricos,” p. 69, 2010.
- [26] R. Sánchez Vítores, “Sistemas de localización en interiores,” *Dyna*, vol. 80, no. 5, pp. 30–32, 2005.
- [27] A. Agudo de Carlos, “Sistema de Localización de Dispositivos Móviles Basada en Wireless LAN,” pp. 1–126, 2009.
- [28] U. F. Gavidia, “Aspectos generales del sistema de telefonía móvil GSM/GPRS de segunda generación,” *Univ. Fr. Gavidia*, pp. 27–112, 2011.

- [29] S. Carlos, M. Rodrigo, and E. E. Ru, “Aplicaciones y servicios de un sistema de telefonía móvil gsm, sobre una plataforma de transferencia de datos gprs, en la república de guatemala,” 2007.
- [30] V. Fernández, “Ejemplo de diseño e implementación de una estación base GSM/UMTS,” *El Sist. GSM*, pp. 1–105, 2010.
- [31] John, “Arduino Nano Pinout & Schematics - Complete tutorial with pin description,” *Circuitstoday*, 2020. [Online]. Available: <https://www.circuitstoday.com/arduino-nano-tutorial-pinout-schematics>. [Accessed: 13-Apr-2020].
- [32] Les Pounder, “Martes de herramientas - Mega 2560 Pro,” 02-Aug-2019. [Online]. Available: https://bigl.es/tooling-tuesday-mini-mega-2560/?fbclid=IwAR1UqhvOeyTdNIIumSHYZT8mJcwsNgx-tneyGk-ElIqcJ9u_njc3kNsFMwXI. [Accessed: 14-Dec-2020].
- [33] DIRENCnet, “Buy Arduino Mega2560 Pro Mini at affordable prices - Direnc.net®.” [Online]. Available: <https://www.direnc.net/mega-2560-pro-atmega2560-gomulu-gelistirme-karti-en>. [Accessed: 14-Dec-2020].
- [34] Atmel *et al.*, “Harte und weiche Echtzeitsysteme Material zur Vorlesung Echtzeitsysteme I + II im Studienfach Technische Informatik an der,” *Linux-Mag.*, no. November, p. 66, 2015.
- [35] J. A. Alvarez, “Implementacion de un sistema de Monitoreo para personas con discapacidad moderada utilizando hardware y software libre,” 2017.
- [36] ITEAD Studio, “Hc-05 Bluetooth Module,” *Datasheet*, p. 1, 2010.
- [37] Yecid Duarte - Academia.edu, “(PDF) Códigos de línea -comunicación bluetooth |,” 2014. [Online]. Available: https://www.academia.edu/37281804/Códigos_de_línea_-comunicación_bluetooth. [Accessed: 14-Apr-2020].
- [38] NoMADA®, “Acelerómetro - Giroscopio Especificaciones Técnicas del Acelerómetro - Giroscopio,” 2016.
- [39] B. PARALLAX, Stamp, H. Board, and A. Uno, “De ritmo cardíaco Polar Receptor KickStart (# 28048) programa Kickstarts,” no. 916, pp. 1–6.
- [40] L. Carrión, D. Ochoa, and J. A. Valverde, “Análisis del funcionamiento del sensor de fuerza resistivo (FSR) con LabVIEW,” *Natl. Instruments*, no. 07, pp. 1–9, 2009.
- [41] I. Electronics, “FSR ® 400 Series Data Sheet Human - Machine Interface

Solutions for a Connected World FSR ® 400 Series Data Sheet,” 2015.

- [42] F. Peeters, M. Peetermans, and L. Indesteege, “Temperature Sensors,” *Mod. Sensors Handb.*, pp. 347–393, 2010.
- [43] Global MED, “Monitor De Signos Vitales 6 Parámetros Portatil | Global Med.” [Online]. Available: https://www.globalmed.mx/MLM-896935139-monitor-de-signos-vitales-6-parametros-portatil-_JM?fbclid=IwAR3wp6CIVtQwaPwuaIAAs6r0BE2eY78DIFkrs2CkQgINSOEI9rkrhS5RAMg. [Accessed: 06-May-2021].
- [44] K. Hacks, “e-Health Sensor Platform V2.0 for Arduino and Raspberry Pi [Biometric / Medical Applications].” [Online]. Available: https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical.html?fbclid=IwAR2t1xho_ChI68OdUCDIbW4I7sJS9YpLNc0x9JUv5hi5f6EM4doggHcpV3I. [Accessed: 06-May-2021].
- [45] C. Y. V. S.-A. AGENCIA NACIONAL DE REGULACION, “Normativa – Instructivos – Agencia Nacional de Regulación, Control y Vigilancia Sanitaria,” 2017. [Online]. Available: <https://www.controlsanitario.gob.ec/documentos-vigentes/>. [Accessed: 18-Apr-2020].

APÉNDICES

APÉNDICE A: NORATIVA PARA EL REGISTRO Y CONTROL DE DISPOSITIVOS MÉDICOS DE USO HUMANO

Normativa para el registro y control de dispositivos médicos de uso humano	
Definiciones y abreviaturas	Pueden ser como advertencia, comercialización, materiales, certificado de libre venta (CLV), denominación, fabricante, fecha de caducidad, manual de uso, número de lote, registro sanitario.
Artículo 4	El dispositivo para uso humano, fabricación, comercialización y expendio debe contener su registro sanitario por el ARCSA.
Artículo 7	El dispositivo podrá ser inscrito dependiendo del tipo de dispositivo, nivel de riesgo, uso y título del producto.
Artículo 8	Si el kit consta de dos o más dispositivos combinados para el diagnóstico debe estar claramente justificado y descritos sobre el mismo registro sanitario
Artículo 11	Para obtener el registro sanitario el dispositivo debe estar clasificado según el tipo de dispositivo medico de uso humano (activo DMA, invasivo DMI, no invasivo DMNI) y nivel de riesgo (I Bajo, II Moderado Bajo, III Moderado Alto, IV Alto).
Artículo 12	Para la clasificación se considerará el nivel de riesgo (daño que causa el dispositivo para con el paciente), los accesorios clasificados individualmente, si la utilización es combinada, y el software con su nivel de riesgo.
Artículo 20	El dispositivo no requerirá de registro sanitario: si el dispositivo es sobre medida, si es realizado con finen investigativos y científicos sin fines comerciales, los accesorios complementarios del dispositivo por lo que tendrán el mismo registro sanitario, los mismo pasa con el software siempre y cuando no se comercialice de forma individual.
Artículo 23	En cuanto a las etiquetas están exentas los quipos biomédicos, pero debe incluir por lo mínimo la marca, serie, nombre del fabricante y deben estar marcados con la información vigente dadas por las normas IEC 60601 o 80601 o ISO 80601.

Artículo 26	El manual de usuario mínimo deberá contener las especificaciones técnicas, información antes del uso, indicaciones de uso, modo de manejo con utilización adecuada, conservación y la razón comercial del producto.
-------------	---

APÉNDICE B: DIMENSIONES DEL PROTOTIPO

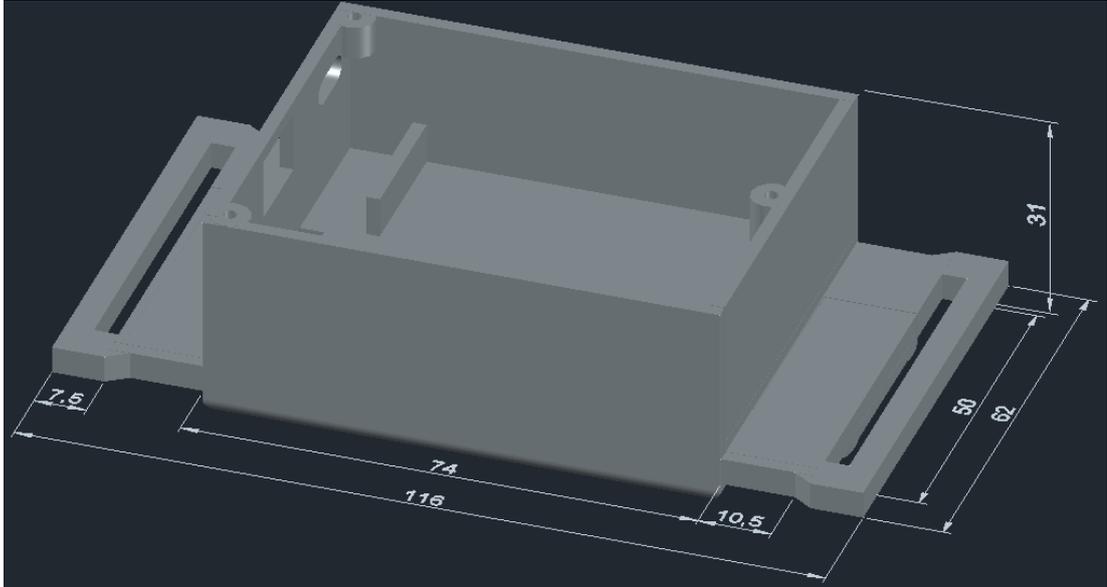


Figura B.1 Vista 3D de la caja del dispositivo 1

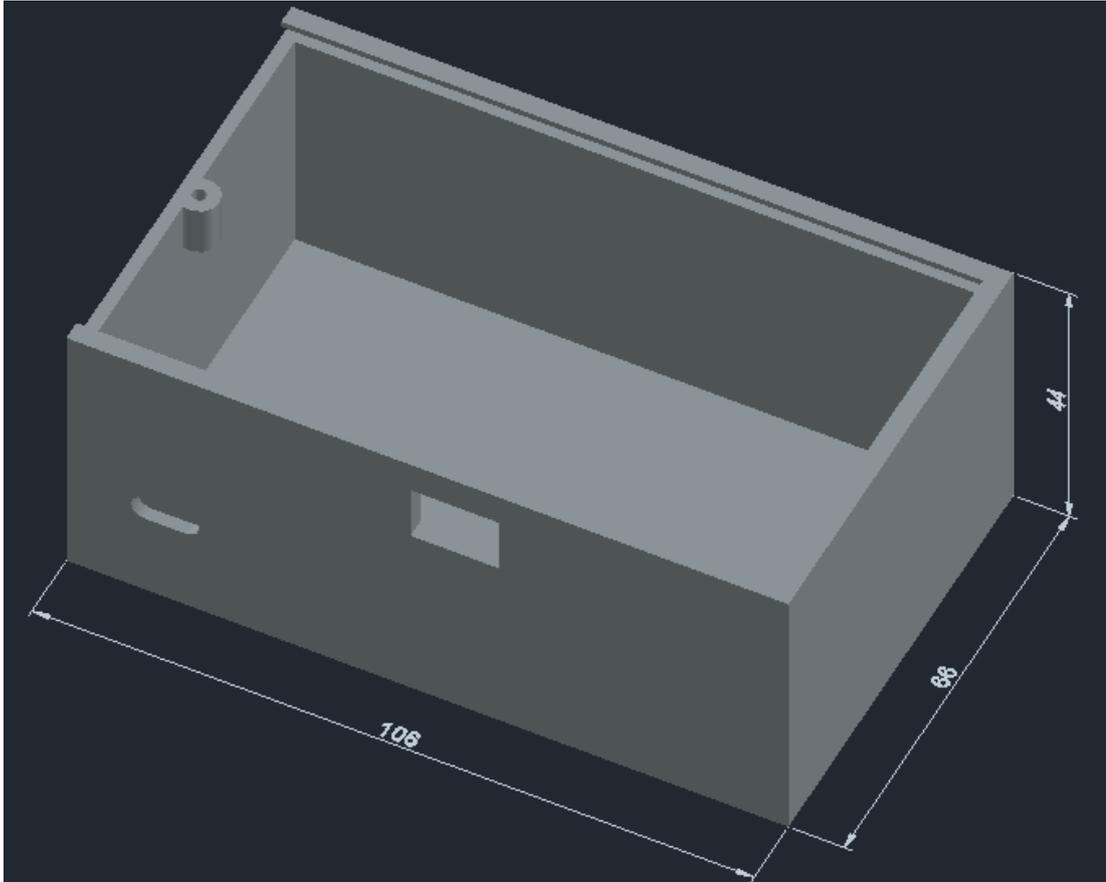


Figura B.2 Vista 3D de la caja del dispositivo 2

APÉNDICE C: CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN PARA EL DISPOSITIVO 1 DEL PROTOTIPO

```
#include <SoftwareSerial.h>
#include <Average.h>
SoftwareSerial mySerial(2,3);

//////////declaración de variables para el tiempo TX//////////
int time1=0; int endtime=0;

//////////declaración de variables para caídas//////////
#include "Wire.h"
#define MPU6050 0x68
#define A_R 16384.0
#define G_R 131.0
#define RAD_TO_DEG 57.2957
```

```

int16_t AcX, AcY, AcZ, GyX, GyY, GyZ, suma;
int ax, ay, az;
float Acc[2]; float Gy[3]; float Angle[3]; String valores;
long tiempo_prev; float dt; int contador=0; int contrest=0;
int caida=0; int caida_lib=0; int caida_ang=0; int con_ang=0; int almacen;

//////////////////declaracion de variables de temperatura//////////////////
int sensorPin = A1; // sensor de temperatura lm35
int sensorVal;
float temperatura;
float varVolt = 1.12184278324081E-05; // variante determinada utilizando Excel y
lectura de muestras de datos de sensor sin procesar
float varProcess = 1e-9; // 1e-9 o 1e-8
float Pc = 0.0;
float G = 0.0;
float P = 1.0;
float Xp = 0.0;
float Zp = 0.0;
float Xe = 0.0;
unsigned long Tiempo_Tx;

//////////////////declaración de variables para Frecuencia Respiratoria//////////////////
int cont_resp=0; int flanco_rsp=0; int respiracion=0; float ma = 0;
bool inPeak=false; int cont_respiracion=0;
float Y=0.0; float alp=0.01; float ang1=Y; //filtro promedio
//****tiempo de respiracion**
int periodo = 300;
unsigned long TiempoAhora = 0;

//////////////////declaracion de variables para Frecuencia Cardica//////////////////
const int HR_RX = 7;
byte oldSample, sample;
int cont_cor=0;

```

```

void setup() {

analogReference(INTERNAL);

Wire.begin();
Wire.beginTransmission(MPU6050);
Wire.write(0x6B);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission(true);
Serial.begin(9600);
mySerial.begin(9600);
}
void loop() {

pinMode (HR_RX, INPUT);

String respir, cora, temper; int caid;
respir=String(Frec_Respiratoria());
cora=String(Frec_Cardiaca());
caid=Dec_caidas();
temper=String(Med_temperatura());
//Serial.println("TX"+respir);

if(caid==5){
mySerial.println("Peligro");
Serial.println("Peligro");
suma=0;
Acc[0]=0; Acc[2]=0;
Gy[0]=0; Gy[1]=0; Gy[2]=0;
Angle[0]=0; Angle[1]=0; Angle[2]=0;
caid=0;
}

if(endtime==60){// tiempo de ejecucion de la trama (segundos)

```

```

time1=millis()/1000;
mySerial.print("FR"+respir);
Serial.print("FR"+respir);
mySerial.print("C"+cora);
Serial.print("C"+cora);
mySerial.println("T"+temper);
Serial.println("T"+temper);

cont_respiracion=0;
cont_cor=0;
}
endtime=millis()/1000-time1;
//Serial.println(endtime);
}

//*****CAIDAS*****
*****
int Dec_caidas(){
Wire.beginTransmission(MPU6050);
Wire.write(0x3B);
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU6050,6, true);
AcX=Wire.read()<<8|Wire.read();
AcY=Wire.read()<<8|Wire.read();
AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read();
ax=AcX*(9.81/16384.0);
ay=AcY*(9.81/16384.0);
az=AcZ*(9.81/16384.0);
suma=sqrt(pow(ax,2)+pow(ay,2)+pow(az,2));
Acc[1]=atan(-1*(AcX/A_R)/sqrt(pow((AcY/A_R),2)
+pow((AcZ/A_R),2)))*RAD_TO_DEG;
Acc[0]=atan((AcZ/A_R)/sqrt(pow((AcX/A_R),2)
+pow((AcZ/A_R),2)))*RAD_TO_DEG;
Wire.beginTransmission(MPU6050);

```

```

Wire.write(0x43);
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU6050,6, true);
GyX=Wire.read()<<8|Wire.read();
GyY=Wire.read()<<8|Wire.read();
GyZ=Wire.read()<<8|Wire.read();
Gy[0]=GyX/G_R;
Gy[1]=GyY/G_R;
Gy[2]=GyZ/G_R;

dt=(millis()-tiempo_prev)/1000.0;
tiempo_prev=millis();

Angle[0]=0.98*(Angle[0]+Gy[0]*dt)+0.02*Acc[0];
Angle[1]=0.98*(Angle[1]+Gy[1]*dt)+0.02*Acc[1];
Angle[2]=Angle[2]+Gy[2]*dt;

//////////Mostrar los valores por consola//////////
//Serial.print("Angle X: ");
// Serial.print(Angle[0]);// Serial.print("\n");
// Serial.print(" ");
// Serial.print(Angle[1]);
// Serial.print(" ");
// Serial.println(Angle[2]);// Serial.print("\n-----\n");

//deteccion por aceleracion
if(suma>20){// la caida en mayor a 2.5g=(2*9.81)
  contador++;
  if(contador>0 && contador<2){
    caida_lib=10; //genera un pulso de valor 10
  }
almacen=caida_lib;
}else{
  contador=0;
}

```

```

caida_lib=0;
}
if(almacen!=0&&(Angle[0]>35 || Angle[0]<-40)){
  con_ang++;
  if(con_ang>25){
    //mySerial.println(con_ang);
    caida_ang=9; //genera un pulso valor 9
  }
}else{
  con_ang=0;
  caida_ang=0;}
//*****Reseteo de la variable almacen*****
if(almacen!=0){
  contrest++;
  //Serial.println(contrest);
  if(contrest>200){
    almacen=0;
  }
}else{
  contrest=0;
}
//comparacion de dos condiciones
if(caida_ang==9 ){
  if(almacen==10){
    caida=5; //genera un pulso de valor 5
  // Serial.println(caida_ang);
  // Serial.println(almacen);
  almacen=0;
  }
}else{caida=0;}

return caida;
}

```

```

//*****TEMPERATURA*****
float Med_temperatura(){
  int sensorVal = analogRead(sensorPin);    // lea el valor en el pin analógico 0 y
  guárdelo en una variable
  //Serial.println(sensorVal);
  float voltage = sensorVal * 1.1 * 100.0 / 1024.0; // convertir la lectura de ADC a
  voltaje
  // proceso kalman
  Pc = P + varProcess;
  G = Pc/(Pc + varVolt); // ganancia kalman
  P = (1-G)*Pc;
  Xp = Xe;
  Zp = Xp;
  Xe = G*(voltage-Zp)+Xp; // estimación de kalman del voltaje del sensor
  temperatura=Xe+1;
  Serial.print("Temperatura corporal en °C: ");
  Serial.println(temperatura);
  return temperatura;
}

```

```

//*****RESPIRACION*****
int Frec_Respiratoria(){
  Average<float> ave(100);
  int minat = 0;
  int maxat = 0;
  float myPins[100];

  for (int i = 0; i < 100; i++) {
    Y=(float)analogRead(A0);
    ang1=(alp*Y)+((1-alp)*ang1);
    //Serial.println(ang1);
    myPins[i]={ ang1 };
    float num = myPins[i];
  }
}

```

```

    ave.push(num);
}
float may = ave.maximum(maxat);

if(cont_resp>3){
    respiracion=1;
}else{
    respiracion=0;
}
if(respiracion==1) {
    if (!inPeak){
        cont_respiracion ++;
        //Serial.print("resp");
        //Serial.println(cont_respiracion);
        inPeak = true;
    }
}else {
    inPeak = false;
}

if(millis() > TiempoAhora + periodo){
    TiempoAhora = millis();
    if (may > ma&& may > 0){
        flanco_rsp=1;
        cont_resp++;
        //Serial.println(cont_resp);
    }else{
        flanco_rsp=0;
        cont_resp=0;
    }
    ma=may;
}
return cont_respiracion;
}

```

```

//*****FRECUCENCIA CARDIACA*****
int Frec_Cardiaca(){
    sample = digitalRead(HR_RX);
    if (sample && (oldSample != sample)) {
        cont_cor++;
    }
    oldSample = sample;
    return cont_cor;
}

```

APÉNDICE D: CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN PARA EL DISPOSITIVO 2 DEL PROTOTIPO

```

boolean gps_status=0;

boolean blue=0;

String conct[2];

/////////////////declaracion de variables para el tiempo/////////////////

unsigned long time1=0; unsigned long endtime=0;

unsigned long t_envio=0; unsigned long endt_envio=0;

/////////////////Declaracion de variables de GPS/////////////////

//SoftwareSerial GPSmodule(10, 11);//RX, TX

const int pin=31; // pin enciende modulo SIM en digital del arduino

/////////////////Declaracion de variables SMS/////////////////

#include <DFRobot_sim808.h>

#define PHONE_NUMBER "0983881006"

char enviar_sms[50];

```

```

#define enviar_caida "Se cayo"

DFRobot_SIM808 sim808(&Serial2);

void setup()
{
  Serial2.begin(9600);    // Inicializamos el puerto serie BT (Para Modo AT 2)

  Serial.begin(9600);

  Serial1.begin(9600); // Inicializamos el puerto serie

  //Serial2.println("#GPS#");

  pinMode(pin,OUTPUT);

  digitalWrite(pin,HIGH);

  delay (5000);

  digitalWrite(pin,LOW);

  Serial2.println("AT+CGSPWR=1");

  Serial.println("AT+CGSPWR=1");

  Serial2.println("AT+CGPSOUT=32");

  while(!sim808.init()) {

    delay(1000);

    Serial.print("Sim808 init error\r\n");

  }
}

```

```

Serial.println("Sim808 init success");

}

void loop()

{

String recep, enviar, ubicacion, unir, caid;

ubicacion = gps();

recep=Bluetooth();

//Serial.println("Hi"+ubicacion+'/'+recep);

//Serial.println("Hi"+recep);

for (int i = 0; i < 1; i++) {

    if(recep=="alerta"){

        int caida=1;

        Serial2.println("AT+CMGD=1");

        enviar="Caida";

        Serial.println("SMS"+enviar);

        enviar.toCharArray(enviar_sms,50);

        Serial.println("Start to send message ...");

        sim808.sendSMS(PHONE_NUMBER,enviar_sms);

    }

}

if(recep!="no_blue"&&recep!="alerta"){

```

```

    conct[0]=recep;

}

if(ubicacion!="SMS"&&ubicacion!="nogps"){

    conct[1]=ubicacion;

}

//Serial.println("B:"+conct[0]+'/'+"G"+conct[1]);

for (int j = 0; j < 1; j++) {

if(ubicacion=="SMS"){

    int sm=1;

    enviar="SV:"+conct[0]+'/'+"GPS:"+conct[1];

    Serial.println("SMS"+enviar);

    enviar.toCharArray(enviar_sms,50);

    Serial.println("Start to send message ...");

    sim808.sendSMS(PHONE_NUMBER,enviar_sms);

}

}

if(endt_envio>7200){

    Serial2.println("AT+CMGD=1");

    enviar="SV:"+conct[0]+'/'+"GPS:"+conct[1];

    Serial.println("SMS"+enviar);

    enviar.toCharArray(enviar_sms,50);

```

```

t_envio=millis()/1000;

Serial.println("Start to send message ...");

sim808.sendSMS(PHONE_NUMBER,enviar_sms);

conct[0]="0";

conct[1]="0";

}

endt_envio=millis()/1000-t_envio;

//Serial.println(endt_envio);

}

//*****Bluetooth*****

String Bluetooth(){

String str1;

String st1;

while(1){

String strfin=String();

String st1fin=String();

while(Serial1.available()>0){

char c=Serial1.read();

blue=1;

if(c=='F'){

String str = Serial1.readStringUntil('\n');

int lgt=str.length();

String strn=str.substring(0,(lgt-2));

```

```

    strfin=strn.substring(0,(lgt-2));

    //Serial.println(strfin);

    str1=strfin;

}

if(c='P'){

    String st = Serial1.readStringUntil('\n');

    int lgt1=st.length();

    st1 = st.substring(0,lgt1);

    st1fin=st1.substring(0,lgt1);

}

}

//Serial.println("si"+st1fin);

if(st1fin!=0){

    //Serial.println("si"+st1fin);

    String ec = "alerta";

    return ec;

    //st1fin="";

    //c="";

}

//Condicion para romper el Ciclo infinito cuando halle datos GPS

if(strfin!=0){

    blue=1;

    //Serial.println("ecendido blu");

```

```

}else{

blue=0;

//Serial.println("apagado blu");

str1="no_blue";

return str1;

}

if(blue)

break;

}

return str1;

}

//*****LOCALIZACION*****

String gps()

{

Serial2.println("AT+CMGL");

String coordenada;

while(1){

String latitudfin=String();

String longitudfin=String();

String sv1=String();

while(Serial2.available(>0){ // Si llega un dato por el puerto BT se envía al
monitor serial

```

```

char car=Serial2.read();

gps_status=1;

if(car=='A'||car=='V'){

    String data1 = Serial2.readStringUntil('\n');

    //Serial.println("TR"+data1);

    int dt_tam=data1.length();

    if(dt_tam>20&&dt_tam<50){

        coordenada="nogps";

        return coordenada;

    }

    if(dt_tam>50 ){

String horfec=String();

String lt=data1.substring(2,10);

String lt1=lt.substring(1,9);

float latitud=(lt1.toFloat())/60.0;

String sep=String(latitud,4);

latitudfin='-'+lt.substring(0,1)+'.'+sep.substring(2,6);

String lg=data1.substring(14,23);

String lg1=lg.substring(2,10);

float longitud=lg1.toFloat()/60.0;

String seplong=String(longitud,4);

longitudfin='-'+lg.substring(0,2)+'.'+seplong.substring(2,6);

```

```

    coordenada=latitudfin+', '+longitudfin;

    //Serial.println(coordenada);

}

}

if(car==':'){

    String data = Serial2.readStringUntil('$');

    //Serial.println("TR"+data);

    int sms_tam=data.length();

    //Serial.println(sms_tam);

    if(sms_tam>60&&sms_tam<80){

        String sv1 = "SMS";

        return sv1;

        Serial2.println("AT+CMGD=1");

    }

}

}

if(latitudfin!=0 || longitudfin!=0){

    gps_status=1;

}else{

    gps_status=0;

}

if(gps_status)

break;

```

```

}

return coordenada;

}

```

APÉNDICE E: CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN PARA LA BASE DE DATOS

The image displays three blocks of Visual Basic code snippets, likely from a drag-and-drop programming environment like PowerToGo, used for a mobile application. The code is organized into three distinct functional blocks:

- Initialization:** Two lines of code initialize global variables. The first sets a global variable named `msg` to a new empty list (`crear una lista vacía`). The second sets a global variable named `Guardar` to another new empty list (`crear una lista vacía`).
- Button Click Event:** A code block triggered by `Button1 .Clic`. It performs three actions:
 - Places the text from `Textbox1 .Texto` into `Texting1 .Mensaje`.
 - Places the number from `ContactPicker1 .NúmeroDeTeléfono` into `Texting1 .NúmeroDeTeléfono`.
 - Calls `Texting1 .SendMessageDirect` to send the message.
- Message Received Event:** A code block triggered by `Texting1 .MensajeRecibido`. It receives `número` and `textoDeMensaje` as input.
 - Executes `añadir elementos a la lista` on `global msg`. The item to be added is constructed by concatenating `tomar número`, a newline character (`"\n"`), and `tomar textoDeMensaje`.
 - Calls `TinyBD1 .GuardarValor` to save the data. The label is `"SMS"` and the value to save is `tomar global msg`.
 - Places the contents of `global msg` into `ListView1 .Elementos`.
- Screen Initialization:** A code block triggered by `Screen1 .Inicializar`.
 - Places the value from `global msg` into `global msg` (likely a placeholder or assignment).
 - Calls `TinyBD1 .ObtenerValor` to retrieve data. The label is `"SMS"` and the value to retrieve is `crear una lista vacía`.
 - Places the retrieved value into `ListView1 .Elementos`.



ANEXO I: MANUAL DE USUARIO DEL PROTOTIPO

Manual de usuario, descripción de los diagramas técnicos, funcionamiento de aplicación Smartphone y colocación del dispositivo de monitoreo.

Paso 1

Instalar la app (ReceptorSV), es importante activar la opción orígenes desconocidos entrando a ajustes del teléfono opción seguridad, Ver figura I.1.

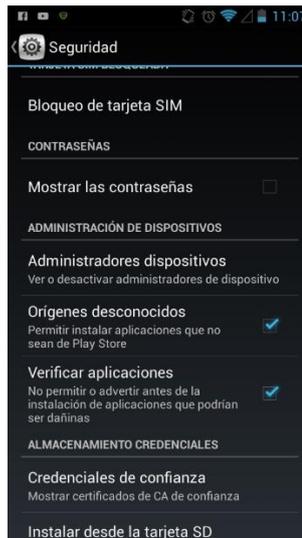


Figura I.1 Activar *orígenes desconocidos*

Paso 2

Al abrir la aplicación, saldrá mensajes de autorización de permisos necesarios para funcionar correctamente como se puede ver en la figura I.2. Todos estos se deben permitir caso contrario no funcionara la app.

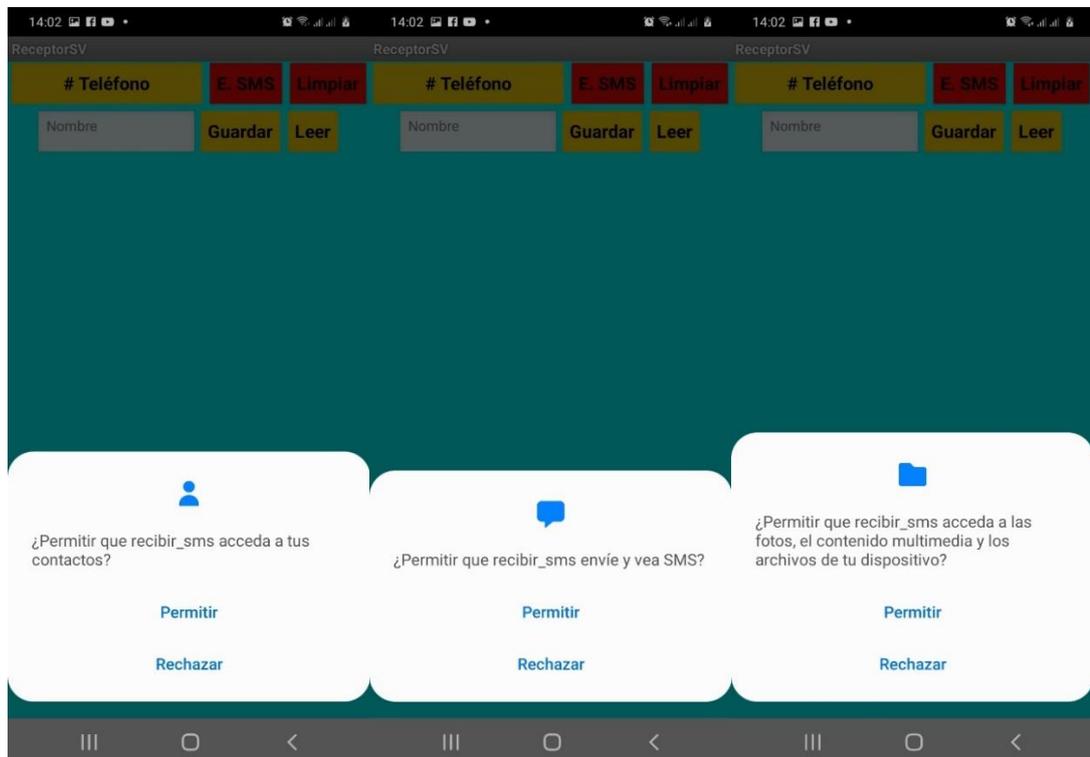


Figura I.2 *Permisos de autorización*

Paso 3

La aplicación dispone de botones y espacios para escribir y leer texto como se muestra en la figura I.3. A continuación, se detalla cada una.



Figura I.3 Disposición de botones de la app

El botón # teléfono, se enlaza con el directorio telefónico del celular permitiendo seleccionar el destinatario al que desea enviar el mensaje en este caso el número del prototipo.

El botón E. SMS, sirve para enviar el sms una vez que se seleccione el destinatario, en el cuadro blanco se escribe el mensaje que desea a enviar.

El botón Limpiar, borra toda la información de la pantalla de texto y la memoria de app. Para este caso se deberá mantener presionado por unos 3 segundos.

El botón Guardar, guarda la información de los mensajes recibidos en formato .txt, el nombre del archivo deseado se puede escribir en el cuadro blanco.

El botón Leer, una vez guardado la información se puede ver en cualquier momento con tan solo escribir el nombre del archivo y presionar el botón Leer.

Como ya se explicó anteriormente en el cuadro blanco se puede escribir el texto ya sea para enviar un sms, guardar o leer la información.

La información guardada se puede volver a ver en la mitad de la pantalla, para eso se debe escribir el nombre del archivo en el cuadro blanco y pulsar el botón leer, ver figura I.4



Figura I.4 Visualización de los datos guardados

Todos los mensajes recibidos se mostrarán en la parte inferior de la pantalla, cada mensaje estará separado por una línea. Como se puede ver en la figura I.5.



Figura I.5 Visualización de los mensajes recibidos

Nota:

Para recibir los mensajes se debe tener abierto la aplicación. En caso de que la app se cierra, los mensajes no se borran gracias a al almacenamiento TinyDB de la aplicación, por lo que al abrir la app. se volverá a cargar todos los mensajes recibidos. Solo se pueden borrar los mensajes con el botón limpiar.

Una vez instalada la aplicación se debe colocar los dispositivos en la persona de la siguiente manera:

Paso 4

Colocar el dispositivo 1 de adquisición de signos vitales y detector de caídas en el tórax como se puede ver en la figura I.6.



Figura I.6 Colocación del dispositivo 1

Verificar que la correa no quede muy apretada, por lo que la correa dispone de un calibrador ver figura I.7, la cual debe quedar estirado como se puede ver en la figura I.8 b



Figura I.7 Calibrador de la correa del dispositivo 1



Figura I.8 *Correa ajustada correctamente*

Paso 5

Colocar el dispositivo receptor, GPS y Sim808 en la cintura, el cual tiene un gancho para sujetarla, ver figura I.9.



Figura I.9 *Colocación del dispositivo 2*

Paso 3

Una vez colocados los dispositivos correctamente se precede a encender, se recomienda encender primero el dispositivo 2 que va en la cintura y luego el 2 que va en el tórax. El interruptor de encendido y el cargador de batería USB se encuentra al costado de cada equipo como se puede ver en las figuras I.10, I.11, círculos color amarillo y azul.

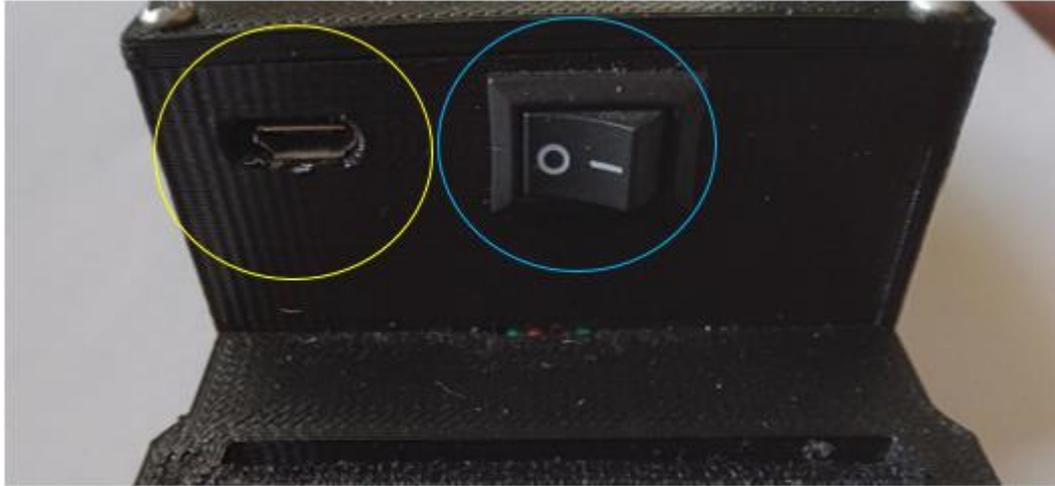


Figura I.10 Interruptor de encendido del dispositivo 1

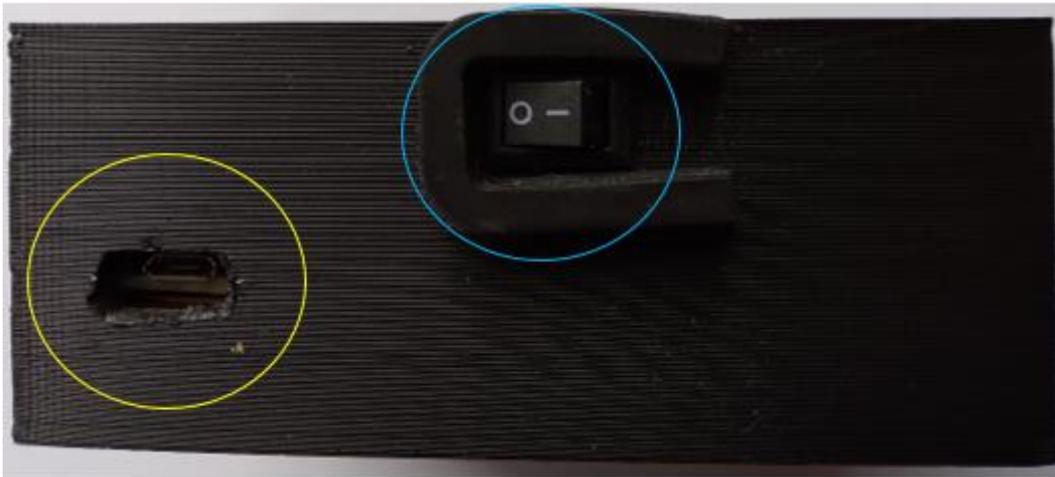


Figura I.11 Interruptor de encendido del dispositivo 2

Nota:

Se debe cargar las baterías antes de colocarlos en la persona, las baterías cargadas, 100% (12 horas) tiene una durabilidad de hasta 3 días y 2 horas exactamente. para el dispositivo que va en el tórax se debe colocar a la altura adecuada.

Descripción de los diagramas técnicos

En la siguiente figura I.12 se puede ver el esquema electrónico, donde se puede ver como se encuentra conectado cada uno de los sensores, módulos y componentes necesarios del dispositivo 1 de adquisición de SV. Mientras que en la tabla I.1 se puede ver el detalle de la nomenclatura utilizada en el esquema de la figura I.12.

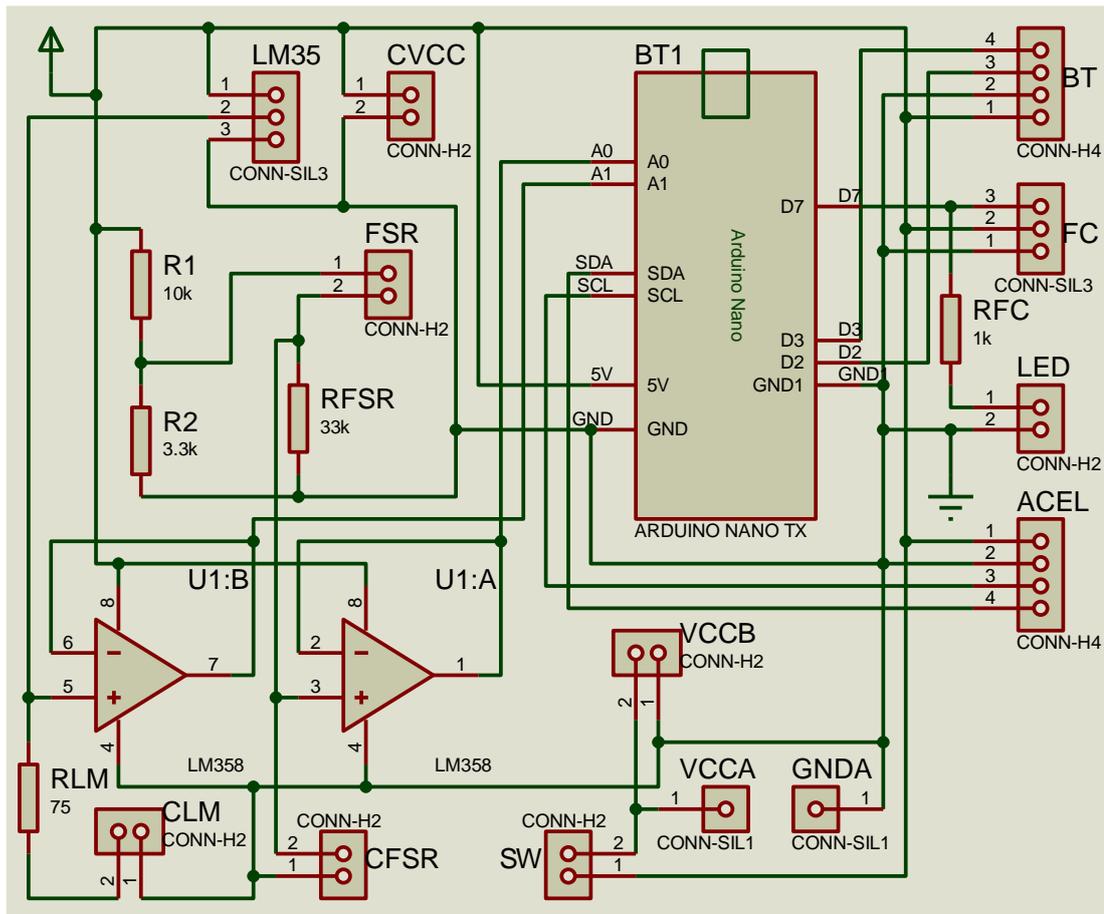


Figura I.11 Esquema electrónico del dispositivo 1

Tabla I.1 Descripción de la nomenclatura del circuito 1

Nombre	Descripción
LM35	Sensor de temperatura
CVCC	Capacitor electrolítico paralelo a fuente de alimentación
FSR	Sensor de fuerza 402 (sensor de respiración)
R1, R2	Resistencias de partidor de tensión
RFSR	Resistencia partidor del sensor FSR
RLM	Resistencia del filtro del sensor LM35
CLM	Capacitor electrolítico del filtro LM35
LM358	Amplificador operacional (seguidor de tensión)
CFSR	Capacitor electrolítico del sensor FSR
SW	Switch de encendido y apagado del dispositivo
VCCA	Positivo del cargador de batería
GNDA	Negativo del cargador de batería
VCCB	Alimentador (batería LIPO 4000mAh)
ACEL	Acelerómetro MPU-6050
LED	Indicador de los pulsos cardiacos
RFC	Resistencia de protección del LED
FC	Sensor inalámbrico del ritmo cardíaco
BT	Modulo Bluetooth HC-05

En la figura I.13 se muestra el esquema electrónico, donde se puede ver la conexión de cada uno de los módulos, la comunicación entre el módulo sim808, Arduino mega y los componentes necesarios del dispositivo 2. Así mismo en la tabla I.2 se puede ver el detalle de la nomenclatura utilizada en el esquema de la figura I.13.

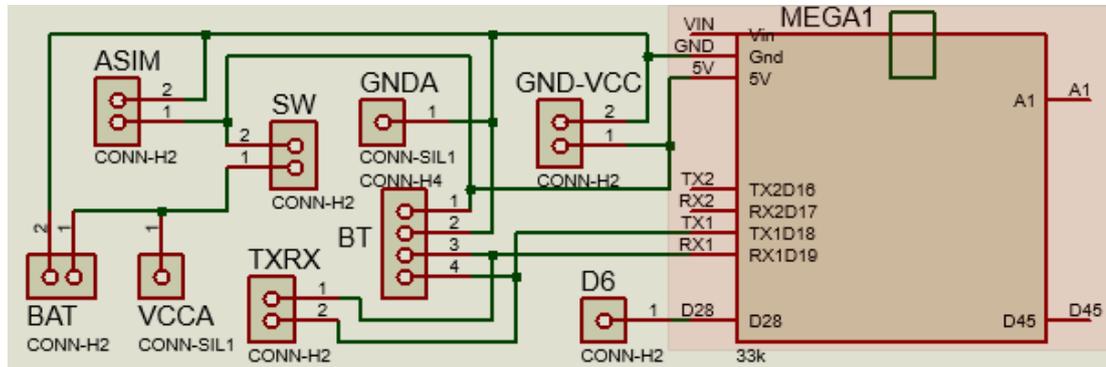


Figura I.11 Esquema electrónico del dispositivo 2

Tabla I.1 Descripción de la nomenclatura del circuito 2

Nombre	Descripción
ASIM	Alimentación del módulo sim808
BAT	Batería Lipo 10000mAh
VCCA	Positivo del cargador de batería
GNDA	Negativo del cargador de batería
GND-VCC	Alimentador del Arduino Mega
SW	Switch de encendido del dispositivo
TX2RX2	Comunicación Serial del módulo sim808
TXRX	Comunicación Serial del módulo Bluetooth HC-05
BT	Módulo Bluetooth HC-05
D6	Encendido del módulo sim808

Nota:

Para mayor información se recomienda revisar el datasheet de cada uno de los módulos y sensores para realizar las respectivas conexiones ya establecidas en los esquemáticos.