



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS ELECTRÓNICA E INDUSTRIAL

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES

Tema:

“Sistema de Monitoreo de Signos Vitales y Alerta de Accidentes para Personas con Problemas de Movilidad”

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

SUBLINEA DE INVESTIGACION: Programación de Dispositivos de Comunicación

AUTOR: Gabriela Patricia Vallejo Mera

TUTOR: Ing. Mg. Manzano Villafuerte Víctor Santiago

Ambato – Ecuador

Octubre 2015

APROBACIÓN DEL TUTOR

En mi calidad de tutor del Trabajo de Investigación sobre el tema: “Sistema de Monitoreo de Signos Vitales y Alerta de Accidentes para Personas con Problemas de Movilidad“, de la señorita Gabriela Patricia Vallejo Mera, estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, considero que el informe investigativo reúne los requisitos suficientes para que continúe con los trámites y consiguiente aprobación de conformidad con el numeral 7.2 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.

Ambato Octubre, 2015

EL TUTOR

Ing. Mg. Manzano Villafuerte Víctor Santiago

AUTORÍA

El presente trabajo de investigación titulado “Sistema de Monitoreo de Signos Vitales y Alerta de Accidentes para Personas con Problemas de Movilidad”, es absolutamente original, auténtico y personal, en tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor

Ambato, Octubre del 2015

Gabriela Patricia Vallejo Mera

C.I.: 1803417367

DERECHOS DE AUTOR

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

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

Ambato Octubre, 2015

Gabriela Patricia Vallejo Mera

CC: 1803417367

APROBACIÓN DE LA COMISIÓN CALIFICADORA

La Comisión Calificadora del presente trabajo conformada por los señores docentes Ing. Magister. Freddy Robalino e Ing. Magister. Santiago Altamirano, revisó y aprobó el informe Final del trabajo de graduación titulado: “Sistema de Monitoreo de Signos Vitales y Alerta de Accidentes para Personas con Problemas de Movilidad”, de acuerdo al numeral 9.1 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.

Ing. José Vicente Morales Lozada, Mg.

PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

Ing. Freddy Robalino, Mg

DOCENTE CALIFICADOR

Ing. Santiago Altamirano, Mg

DOCENTE CALIFICADOR

AGRADECIMIENTO

A mis padres quienes me brindaron todo el apoyo necesario durante mi vida estudiantil.

A mi hermano quien me ayudo a conseguir esta meta.

A mi abuelita quien siempre estuvo a mi lado.

A mi novio quien siempre me brindo su amor y apoyo para alcanzar esta meta.

A mis amigos quienes han estado a mi lado brindándome su amistad sincera.

ÍNDICE

ÍNDICE	vii
ÍNDICE DE FIGURAS	ix
ÍNDICE DE TABLAS	xi
CAPÍTULO I	1
EL PROBLEMA	1
1.1. Tema.....	1
1.2. Planteamiento del Problema.	1
1.3. Justificación.	3
1.4. Objetivos	4
1.4.1. Objetivo General.....	4
1.4.2. Objetivos Específicos	4
CAPÍTULO II.....	5
MARCO TEÓRICO	5
2.1 Antecedentes Investigativos.....	5
2.2 Marco Teórico	6
2.2.1 Medición de Signos Vitales	6
2.2.2 Problemas de movilidad.....	9
2.2.3 Ingeniería Electrónica y la Medicina.....	11
2.2.4 Microcontrolador	11
2.2.5 Sensores y transductores	13
2.2.6 Comunicaciones Móviles	19
CAPÍTULO III.....	21
METODOLOGIA	21
3.1. Modalidad de Investigación.....	21
3.2. Recolección de Información.	21
3.3. Población y Muestra.....	22
3.4. Procesamiento de datos.....	22
3.5. Desarrollo del proyecto.	22
DESARROLLO DE LA PROPUESTA	24

4.1 Sensores	25
4.1.2 Sensores de temperatura	25
4.1.3 Sensores de Frecuencia Cardíaca.....	28
4.1.4 Sensor de flujo de aire	30
4.2. Selección de equipos.....	31
4.2.1 Microcontrolador	31
4.2.2 Comunicación.....	33
4.2.4 Módulo MP3	42
4.3 Rangos de las variables a medirse	45
4.3.1 Temperatura	45
4.3.2 Frecuencia cardíaca	45
4.3.3 Frecuencia respiratoria	45
4.4 Programación en Arduino	46
4.4.1 Sensor de ECG.....	46
4.3.2 Acelerómetro	54
4.3.4 Sensor de temperatura	61
4.3.5 Acoplamiento de programas	62
4.4 Pruebas de funcionamiento	66
4.5 Resultados.....	67
4.6 Presupuesto	68
CAPÍTULO V	69
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	69
5.1 Conclusiones	69
5.2 Recomendaciones	70
BIBLIOGRAFÍA.....	71

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura. 2.1 Esquema Básico de un microcontrolador	12
Figura. 2.2 Transductores eléctricos	14
Figura. 2.3 Sensor Digital.....	17
Figura. 2.4 Reducción de ruido con la utilización de filtros	18
Figura.4.1 Esquema del prototipo	23
Figura.4.2 Sensor LM35	24
Figura.4.3 Circuito Integrado MCP9808	24
Figura.4.4 Sensor DS18B20 WP.....	25
Figura.4.5 Sensor ECG PS25205	27
Figura.4.6 Pulse Amped Sensor	28
Figura.4.7 Sensor de flujo de aire	29
Figura.4.8 Esquema de un microcontrolador	30
Figura.4.9 Arduino GSM Shield.....	39
Figura.4.10 Arduino Cellular Shield - SM5100B	39
Figura.4.11 Sim 900.....	40
Figura.4.12 Módulo MP3 TDS55.....	42
Figura.4.13 Módulo MP3 WTV20	43
Figura.4.14 Módulo MP3 WT5001	44
Figura.4.15 Mediciones del sensor ECG.....	47
Figura.4.16 Eventos en la medición del Sensor ECG.....	48

Figura.4.17 Sensor de ECG desconectado.....	49
Figura.4.18 Capturas realizadas con el sensor ECG.....	51
Figura.4.19 Sensor ECG desconectado.....	52
Figura.4.20 Datos capturados en diferentes eventos del Sensor ECG55.....	53
Figura.4.21 Persona en estado de reposo	55
Figura.4.22 Ubicación del acelerómetro.....	56
Figura.4.23 Ejes X Y Z.....	57
Figura.4.24 Caída de 60° hacia adelante	57
Figura.4.25 Impacto de 60 grados de lado	58
Figura.4.26 Impacto de 60 grados hacia atrás	58
Figura.4.27 Movimientos en el eje X del acelerómetro.....	60
Figura.4.28 Movimientos en el eje Y del acelerómetro.....	61
Figura.4.29 Movimientos en el eje Z del acelerómetro	62
Figura.4.30 Ubicación del sensor de temperatura.....	64
Figura.4.31 Pruebas de funcionamiento del sensor de temperatura	55
Figura.4.32 Pruebas de funcionamiento del medidor de signos vitales	65
Figura.4.33 Sistema de Monitoreo de Signos Vitales	72
Figura.4.34 Circuito Impreso del Sistema de Monitoreo de Signos Vitales.....	73

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Tipos de Sensores.....	15
Tabla 4.1 Tabla comparativa de los sensores de temperatura.....	26
Tabla 4.2 Tabla comparativa de los sensores de frecuencia cardíaca.....	28
Tabla 4.3 Tabla comparativa de microcontroladores.....	30
Tabla 4.4 Tabla Comparativa de Arduino Micro y Nano.....	31
Tabla 4.5 Comparación de medios alámbricos en inalámbricos.....	33
Tabla 4.6 Tipos de medios de comunicación inalámbricos.....	34
Tabla 4.7 Shields de Comunicación.....	35
Tabla 4.8 Características de las versiones de Bluetooth.....	37
Tabla 4.9 Algoritmo de reconocimiento de pulsos cardiacos.....	55
Tabla 4.10 Algoritmo de reconocimiento de impactos del acelerómetro.....	63
Tabla 4.11 Presupuesto.....	68

RESUMEN

El monitoreo constante de los Signos Vitales es necesario para las personas que requieren estos controles y no se los realizan por diversas causas; ya sea por falta de tiempo o problemas de movilidad; es por esta razón que se propone realizar un dispositivo económico y de fácil utilización para la medición de estos parámetros.

El presente trabajo de investigación diseña e implementa un Sistema de Monitoreo de Signos Vitales y Alerta de Accidentes para ancianos o personas con problemas de movilidad, permitiendo realizar llamadas en caso de detectarse alguna anomalía o caída del paciente, mediante la utilización de Arduino que establece la conexión con los sensores y un módulo GSM que permitirá el enlace con redes de telefonía móvil.

Se enviarán alertas a través de la red de telefonía móvil, reproduciendo mensajes de voz que informarán; si el paciente ha sufrido alguna caída o sus signos vitales están fuera de los rangos normales, lo que permitirá que sea atendido de forma inmediata.

Palabras Clave: Monitoreo, Signos Vitales, Sensores, GSM.

ABSTRACT

Constant monitoring of vital signs is necessary for people who require these checks and are not performed for various reasons; either due to time constraints or mobility problems; It is therefore proposed to conduct an economic and easy to use device for measuring these parameters

This research designs and implements a system of monitoring of vital signs and accident alert for elderly or people with mobility problems, allowing to make calls in case of detecting an abnormality or fall of the patient, using Arduino establishing the connection with sensors and a GSM module that will allow the link with mobile networks.

Alerts will be sent through the mobile network, reproducing voice messages that inform; if the patient has been dropped or vital signs are outside normal ranges, allowing it serviced immediately

Keywords: Monitoring, Vital Sign, Sensors, GSM

INTRODUCCION

El sistema de medición de signos vitales y alerta de caídas, pretende mejorar la calidad de vida de las personas, ya que no tendrán que recurrir de manera constante a un centro de salud para el control de estos parámetros. El motivo principal del desarrollo es la necesidad de ayudar a las personas con problemas de movilidad, utilizando la electrónica orientada al servicio de la medicina.

El trabajo investigativo se realizó en 5 capítulos principales:

En el primer capítulo se plantea el problema que se pretende solucionar, también se exponen las causas y efectos, la delimitación y finalmente los objetivos que servirán como base para el desarrollo del proyecto

En el segundo capítulo se presentan antecedentes de trabajos investigativos realizados sobre el tema propuesto, la fundamentación teórica que servirá como guía para el proceso investigativo, así como la propuesta de investigación

En el tercer capítulo, se presenta la modalidad de investigación utilizada y los pasos necesarios para el desarrollo del proyecto,

En el cuarto capítulo se detalla el diseño y la construcción del Sistema de Monitoreo de Signos Vitales, los problemas de movilidad más frecuentes, la selección de equipos, el establecimiento de los rangos de medición de los signos vitales, la programación y las pruebas de funcionamiento del dispositivo.

En el quinto capítulo se establecen las conclusiones y recomendaciones.

CAPÍTULO I

EL PROBLEMA

1.1. Tema

Sistema de Monitoreo de Signos Vitales y Alerta de Accidentes para Personas con Problemas de Movilidad.

1.2. Planteamiento del Problema.

La tecnología ha evolucionado aceleradamente en los últimos años principalmente en el área de la electrónica que es una parte fundamental en el desarrollo de la sociedad moderna, con sus diversas aplicaciones ha logrado estar presente prácticamente en todos los ámbitos de la sociedad, facilitando el estilo de vida actual.

Una de las necesidades básicas del ser humano es contar con un servicio de salud adecuado, para lo cual debe recurrir a entidades públicas o privadas dependiendo de sus recursos económicos.

El incremento de la inversión en el sector de la Salud para Ecuador en el año 2014 bordea los 495.51 millones de dólares, esto ha permitido adecuar y remodelar todas sus instalaciones y equipos médicos; convirtiéndose así en uno de los pilares fundamentales para el desarrollo del país [1].

El Sector de la Salud ha tenido muchos problemas como la falta de infraestructura, personal, medicinas, etc. Actualmente la mayoría de estos inconvenientes ocasionan que no se pueda atender a todas las personas que requieren este

servicio y como consecuencia ciertos individuos deben acudir a médicos particulares o realizarse chequeos en su domicilio; por esta razón es necesario buscar alternativas como la telemedicina y electromedicina que contribuyan a mejorar estos aspectos.

La electromedicina es un ámbito desarrollado desde hace algunos años, con importantes avances que han mejorado la calidad de vida de los usuarios, el problema radica en el costo de dichos dispositivos, ya que no son accesibles para las personas con bajos recursos económicos.

La telemedicina es un servicio tecnológico que permite realizar chequeos médicos a distancia de los pacientes, mediante la utilización de telecomunicaciones y medios informáticos; apoyando la labor de los doctores con la obtención de información de manera rápida y eficiente.

El implementar laboratorios con equipos médicos especializados permitió que las personas puedan ser atendidas de una manera adecuada, respondiendo así a la demanda existente en lugares con alta densidad de población. El inconveniente radica cuando los pacientes no pueden trasladarse al centro médico o no tienen los recursos suficientes para adquirir equipos que permiten monitorear los signos vitales de una manera constante.

Existen personas que necesitan atención médica de manera regular, ya sea por enfermedades o por trastornos propios de la edad y requieren un control continuo por el riesgo de sufrir una crisis. La mayoría de familias no cuentan con recursos suficientes ni el tiempo necesario para realizarlo, es por esta razón que es necesario un dispositivo que realice un monitoreo constante y alerte de cualquier cambio importante.

Delimitación

Delimitación de contenidos

Área Académica: Programación y Redes

Línea de Investigación: Programación y redes

Sublíneas: Programación de Dispositivos de Comunicación

Delimitación Espacial

La presente investigación se realizará en la Ciudad de Ambato

Delimitación Temporal

La investigación se realizará en los seis meses posteriores a la aprobación del proyecto por el Honorable Consejo Directivo de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial.

1.3. Justificación.

El presente proyecto de investigación busca ser una alternativa de monitoreo de los signos vitales para uso cotidiano, orientado a las personas con poca movilidad, que permitirá solicitar ayuda en el momento necesario; emitiendo una alerta a las personas encargadas de su atención cuando se presenten variaciones bruscas en los signos vitales.

La necesidad de implementar el presente proyecto se debe a que en nuestro país no existen dispositivos portátiles de bajo costo para la medición de signos vitales, ya que los existentes no son accesibles para todas las personas; lo que causa inconvenientes a los pacientes que tienen que no pueden salir a realizarse controles frecuentes.

El equipo brinda la posibilidad de medir de manera continua los signos vitales en busca de cambios que se pudieran presentar en el paciente, además de monitorear continuamente mediante un acelerómetro las posibles caídas o golpes para posteriormente emitir una alerta al presentarse cualquiera de los problemas mencionados anteriormente.

Los beneficiarios directos del proyecto serán todas aquellas personas que requieran controles constantes de sus signos vitales, para alertar a tiempo de cualquier complicación ya sea leve o crónica, por lo que podrán tener atención inmediata en caso de requerirla.

Los beneficiario indirectos son los familiares o encargados del cuidado de estas personas, ya que facilitará las labores diarias de asistencia o control del paciente.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Implementar un Sistema de Monitoreo de Signos Vitales y Alerta de Accidentes para Personas con Problemas de Movilidad

1.4.2. Objetivos Específicos

- Identificar los problemas de movilidad más comunes en las personas
- Establecer los tipos de sensores a utilizarse en el Sistemas de Monitoreo
- Analizar la tecnología de comunicación aplicable al sistema de Monitoreo de Signos Vitales y Alerta de Accidentes
- Desarrollar la codificación para el sensado y la interfaz de usuario.
- Ejecutar pruebas de funcionamiento del dispositivo.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes Investigativos

Al realizar una investigación bibliográfica en Internet se encontraron los siguientes temas afines a la propuesta de solución:

En la pontificia Universidad Javeriana de la ciudad de Bogotá en el año 2005, los estudiantes: Alejandro Gutiérrez, Nelson Enríquez y William Rodríguez realizaron un Sistema Prototipo de Telemonitoreo para Pacientes usando tecnologías Inalámbricas Semimoviles de Comunicación a través de un computador [2].

En la Escuela Politécnica Nacional de Ecuador en el año 2006, la señorita Rita Rodríguez Salazar realizó la construcción de un monitor portátil de signos vitales utilizando un PDA [3].

En la Universidad San Francisco de Quito, Colegio Politécnico, en el año 2012 la señorita Pamela Tatiana Morales Torres realizó un Sistema Prototipo de Telemonitoreo y Control Remoto de Signos Vitales como la Frecuencia Cardíaca, usando Tecnologías Inalámbricas de Comunicación Disponibles en los teléfonos celulares como bluetooth [4].

En el repositorio de la IEEE, en el año 2013 los señores: P. Tello, O. Manjarrés, M. Quijano, A. Blanco, F. Varona y M. Manrique, realizaron el diseño e implementación de Sistema de Monitoreo de ECG y Señales de Temperatura

Corporal, utilizando Arduino para la conversión análoga digital y bluetooth para la transmisión de los datos [5].

En el Instituto Politécnico Nacional en la ciudad de México en 2013, los ingenieros Diana Olvera y José Uriel realizaron el diseño y la construcción de un Sistema de Monitoreo de Signos Vitales utilizando un PIC 18F4550 para la adquisición de datos [6].

En la Universidad Politécnica Salesiana en Quito, en el año 2014, los ingenieros Darío Cañaverl y Alfredo Itas realizaron el Diseño y Construcción de un Dispositivo Electrónico para la Adquisición de Señales Bioeléctricas de Electrocardiografía y Presión Arterial utilizando el PIC 16F876A y un módulo Bluetooth [7].

2.2 Marco Teórico

2.2.1 Medición de Signos Vitales

Los signos vitales son parámetros clínicos que reflejan el estado fisiológico del organismo del ser humano en este caso y esencialmente proporcionan datos que nos permiten evaluar el estado homeostático, para posteriormente deducir el estado de salud del paciente; así como todos los cambios que presente a través un determinado tiempo, ya sean estos buenos o malos. Los signos vitales comprenden: temperatura, frecuencia respiratoria, frecuencia cardiaca y presión arterial [8].

Medición de la temperatura corporal.

La temperatura corporal es uno de los signos vitales que representa el equilibrio entre el calor producido por el metabolismo, las actividades musculares, los alimentos, el oxígeno como fuente energética y el calor que se pierde a través de la piel, los pulmones y las secreciones corporales.

Una temperatura estable fomenta el correcto funcionamiento de las células, los tejidos y los órganos; un cambio del patrón normal de la misma suele indicar la aparición de una enfermedad.

La temperatura normal media de un paciente adulto esta entre los 36,7 y los 37.2°C, cualquier variación fuera de estos rangos se considera anormal; el extremo aumento de temperatura o Hipertermia se considera a 39°C o más, por otro lado el extremo descenso de temperatura o Hipotermia se considera por debajo de los 36°C

La temperatura no siempre es igual en el individuo, varía a lo largo del día, por lo que pueden apreciarse variaciones a diferentes horas, normalmente la temperatura máxima se da en el intervalo de 13:00 a 18:00 y la temperatura mínima puede tenerse en el intervalo de 00:00 a 5:00.

Otro de los factores que inciden en la temperatura es la edad del paciente; inmediatamente después del nacimiento se aprecia un descenso considerable. Durante el crecimiento aumenta paulatinamente hasta alcanzar su nivel máximo en la adolescencia y tiende a llegar a su mínimo mientras más avanzada sea la edad del paciente.

Los niños poseen poca capacidad de regulación de la temperatura, lo que provoca exageradas reacciones ante la más mínima causa; por otro lado el anciano reacciona de una forma muy lenta y defectuosa, por lo cual un aumento de temperatura muy pequeño en el anciano puede significar algo mucho peor que un gran aumento en el niño.

Precauciones al realizar las mediciones:

1. No exponer al paciente a temperaturas extremas antes de la medición
2. No frotar la región antes de medir, esto provoca calor
3. Verificar el termómetro

4. Situar el termómetro en la región seleccionada de modo que el bulbo quede cubierto de tejido corporal
5. No colocar el termómetro en regiones lesionadas
6. Limpiar el instrumento adecuadamente al terminar la medición

Regiones habituales para medir la temperatura:

1. Bucal
2. Axilar
3. Flexura del codo
4. Poplítea (detrás de la rodilla)
5. Inguinal
6. Rectal [4]

Frecuencia Cardiaca

Se define como la expansión transitoria de una arteria, constituye un índice de frecuencia y ritmos cardiacos. La frecuencia cardiaca es el número de latidos que realiza el corazón por minuto. En cada latido se contrae el ventrículo izquierdo para enviar sangre al interior de la aorta. Este acto ocasiona una onda que se transmite a través de todo el cuerpo.

El rango de frecuencia cardiaca en un hombre adulto es de 70 palpitations por minuto. En la mujer adulta varía entre 60 y 80 palpitations por minuto. La disminución de latidos a 60 o menos se conoce como Bradicardia. El aumento más allá de los 100 latidos por minuto se conoce como Taquicardia.

Para la toma de la presión de forma manual no se debe usar el dedo pulgar, y se realiza la medición cuando el paciente está en reposo, la medida puede ser muy afectada si el paciente ha realizado ejercicio previamente o haya sufrido alteraciones emocionales [9].

Respiración

Es el proceso por el cual se oxigenan los tejidos corporales y se expulsa el dióxido de carbono, la frecuencia respiratoria normal de un paciente adulto sano es de 15 a 20 por minuto (con un máximo de 24 a 28 respiraciones por minuto). La medida debe realizarse en reposo y no después de que el paciente ha realizado ejercicio o haya tenido alteraciones emocionales.

Las complicaciones de la respiración, son alteraciones de la oxigenación del cuerpo, entre estas tenemos: la ausencia de respiración o Apnea. La respiración lenta (menos de 10 por minuto). La respiración rápida o agitada (más de 20 por minuto). La respiración Biot que presenta interrupciones abruptas que ocurren con una frecuencia rápida y profunda. La respiración de Cheyne-Strokes que se caracteriza por ser irregular con periodos de Apnea, seguidos de respiraciones rápidas y profundas continuando con respiraciones lentas y superficiales. Los periodos de apnea suelen durar hasta 10 segundos, tras lo cual se reinicia el ciclo. Respiración de Kussmaul es paroxística, llamada “hambre de aire” comúnmente encontrada en pacientes en coma diabético [10].

2.2.2 Problemas de movilidad

Los problemas de movilidad pueden abarcar distintos aspectos entre los cuales tenemos:

- **Problemas de movilidad por enfermedades**

Algunas enfermedades son consideradas degenerativas ya que afectan los nervios que controlan los músculos voluntarios, estos músculos son aquellos que se pueden controlar como es el caso de brazos, piernas. Las células nerviosas llamadas neuronas envían señales que controlan estos órganos, es por esta razón que cuando las neuronas se enferman o mueren; la comunicación entre el sistema

nervioso y el sistema muscular se interrumpe causando debilidad, calambres, dolores y problemas de movimiento.

- **Problemas de movilidad de los ancianos**

Los problemas de movilidad afectan principalmente a los adultos mayores, causando limitaciones en su vida diaria.

En la actualidad muchas personas han alcanzado una edad superior a los 65 años y en nuestro país se considera que forman parte del grupo de la tercera edad; en esta etapa empiezan a sufrir cambios tanto en el cuerpo como en la mente lo que les dificulta realizar actividades cotidianas.

En los adultos mayores uno de los principales problemas es la inmovilidad que deteriora significativamente su calidad de vida. Existen diferentes formas de inmovilidad entre las cuales podemos mencionar:

- Cuando los adultos mayores sufren accidentes vasculares encefálicos o traumatismos incapacitantes
- Cuando los adultos mayores sufren deterioro progresivo por una enfermedad crónica, como es el caso de osteoartritis o Parkinson.
- Algunos adultos mayores cursan fenómenos episódicos como las enfermedades autoinmunes o neuropatías de origen hidroelectrolítico o episodios que van disminuyendo progresivamente la capacidad motriz.

- **Problemas de desplazamiento**

Existen personas que no cuentan con los medios necesarios para desplazarse hacia un punto donde puedan realizarse chequeos médicos de manera regular, ya sea por factores económicos, humanos o geográficos.

Algunas de las consecuencias principales de los problemas de movilidad son:

Sociales: Entre los cuales tenemos pérdidas de empleo, de actividades de esparcimiento, de relaciones sociales, de capacidad de cuidar a otras personas y el autocuidado.

Psicológicas: Existe la posibilidad de que tengas depresión, temor a las caídas, pérdida del control e incapacidad

Físicas: Puede tener caídas, incontinencia, pérdida de fuerza y capacidad motriz, alteraciones metabólicas, trombosis, embolia, etc. [11].

2.2.3 Ingeniería Electrónica y la Medicina

En la vida cotidiana la Electrónica ha llegado a ser un factor intrínseco, hasta el punto que su presencia pasa desapercibida, ya que utilizamos todo tipo de dispositivos electrónicos desde el momento que despertamos hasta el momento que nos acostamos.

La electrónica está presente desde nuestro nacimiento hasta la muerte, pasando por la detección del ritmo cardíaco del feto (mediante el uso de ultrasonidos), las primeras imágenes obtenidas por ecografía, monitores de parto (para detectar contracciones uterinas y a veces el sufrimiento fetal), incubadoras (con control de humedad y temperatura), hasta máquinas de rayos X y escáner, para realizar detección de enfermedades o anomalías en el cuerpo de maneras no invasivas. En conclusión estos aparatos médicos que en su mayoría son Electrónicos ayudan enormemente al diagnóstico y posterior tratamiento para mejorar la calidad de vida [12].

2.2.4 Microcontrolador

Un microcontrolador es un microcomputador, el cual se compone de tres bloques fundamentales: la CPU, la memoria y la entrada y salida. Estos componentes se conectan entre sí con líneas eléctricas denominados buses; los cuales pueden ser

de direcciones, de datos o de control. En la figura 2.1 se muestra el esquema básico de un microcontrolador.

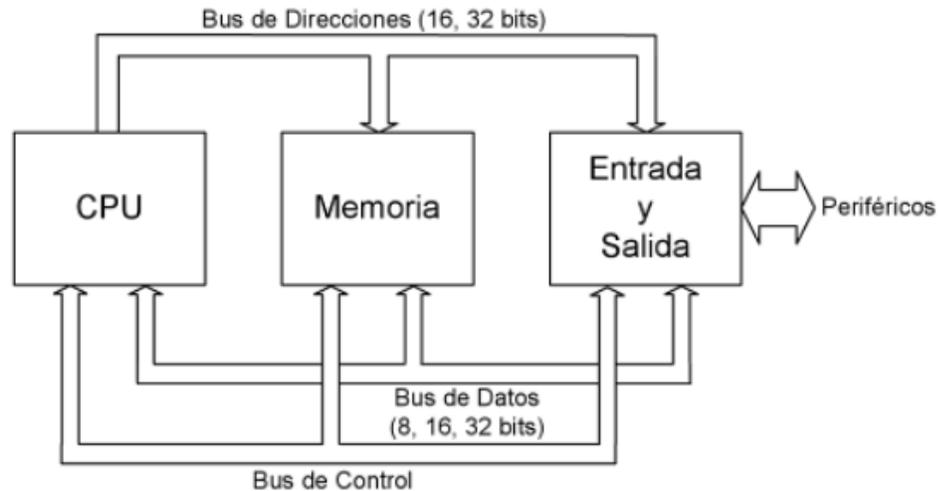


Fig. 2.1 Esquema Básico de un microcontrolador

Fuente: Microcontroladores: Fundamentos y Aplicaciones [13]

La CPU es la parte principal del microcomputador y actúa bajo el control del programa almacenado en la memoria. La Unidad Central de Proceso se encarga de traer las instrucciones del programa desde la memoria, para interpretarlas y ejecutarlas; también incluye los circuitos para realizar las operaciones lógicas y aritméticas elementales.

En los microcontroladores la memoria de instrucciones y datos está integrada en el propio chip. Una parte debe ser no volátil, tipo ROM, y se destina a contener el programa de instrucciones que gobierna la aplicación. Otra parte de memoria será tipo RAM, volátil, y se destina a guardar las variables y los datos.

La principal utilidad de las entradas y salidas del microcontrolador es comunicar al circuito interno con los periféricos exteriores [13].

2.2.5 Sensores y transductores

Un circuito electrónico debe ser capaz de comunicarse con el mundo real para adaptarse a las variables del entorno, esto no sería posible sin la existencia de los denominados sensores y actuadores. Un transductor es un término colectivo usado para ambos dispositivos, los sensores pueden ser usados para medir un gran rango de diferentes formas de energía, como pueden ser movimiento, señales eléctricas, radiación térmica o magnética, etc. Los Actuadores pueden ser usados para interrumpir voltajes o corrientes.

Existen muchos tipos de dispositivos, estos pueden ser análogos o digitales: el tipo de entrada o salida del transductor depende realmente del tipo de señal que se esté procesando, sea “sensada” o “controlada” pero puede definirse un sensor y actuador como dispositivos que convierten una variable física en otra.

Los dispositivos que realizan la función de entrada son comúnmente llamados sensores, porque estos “sensan” un evento en el mundo físico y tiene como respuesta un excitación que lo fuerza a convertir esa variable física en una señal eléctrica.

Los dispositivos que pueden realizar la función de salida son generalmente llamados actuadores y son usados para controlar algún dispositivo externo, como por ejemplo movimiento o sonido.

Los transductores eléctricos son usados para convertir un tipo de energía en otro diferente por ejemplo: un micrófono (dispositivo de entrada) convierte una onda de sonido en una señal eléctrica para amplificar (un proceso), y un parlante (dispositivo de salida) convierte estas señales eléctricas en ondas de sonido.

A continuación en la figura 2.1 se muestra una representación del ejemplo mencionado.

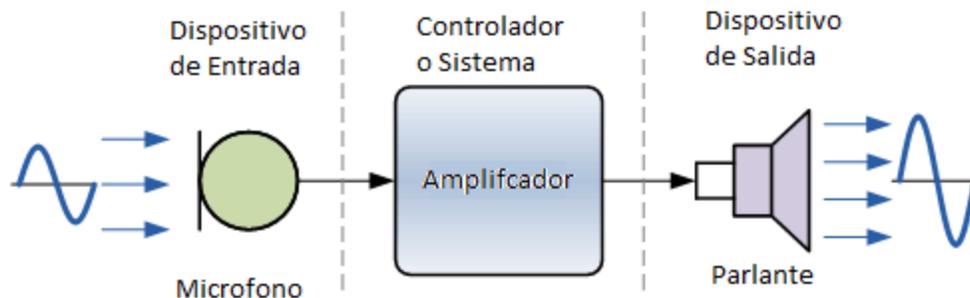


Fig. 2.2 Transductores eléctricos

Fuente: Electronics-tutorials [14]

La tabla 2.1 muestra los tipos de sensores que existen así como las variables a ser medidas.

Tabla 2.1. Tipos de Sensores

Variable a Medir	Dispositivo de entrada(sensor)	Dispositivo de salida (Actuador)
Nivel de luz	Resistencia sensible a la luz (LDR) Fotodiodo Foto transistor Celdas solares	Luces y Lámparas LEDs y displays Fibra óptica
Temperatura	Termocupla Termistor Termostato Detector de temperatura resistivo	Calentador Ventilador
Fuerza o Presión	Galga extesiométrica	Montacargas y

	Interruptor de presión Células de carga	conectores Electromagnetos Vibración
Posición	Potenciómetro Codificadores opto interruptor Reflexivo/ranurado LVDT	Motor Solenoides Medidores de panel
Velocidad	Taco-generador Opto acoplador reflexivo/ ranurado	Motores AC y DC Mortor de pasos Freno
Sonido	Micrófono de carbón Cristal piezo eléctrico	Campana Zumbador parlante

Fuente: .electronics-tutorials [14]

Los transductores del tipo de entrada o sensores, producen un voltaje o señal de respuesta que es proporcional al cambio en el variable que se está midiendo (el estímulo). El tipo o cantidad de señales de salida depende del tipo de sensor que se esté usando, pero generalmente todos los sensores pueden ser clasificados en dos categorías: pasivos y activos

Generalmente los sensores activos requieren fuente de alimentación externa para operar, llamado un excitador de señal, el cual es usado por el sensor para producir una señal de salida. Los sensores activos generan su propia energía porque poseen propiedades cambiantes en respuesta a un estímulo externo produciendo por ejemplo, una salida de voltaje de 1 a 10VDC o una corriente de 4 a 20mA en DC.

Un buen ejemplo de sensores activos es la galga extensiométrica, la cual es básicamente una red de resistores sensitivos de presión. Este no genera un

potencial eléctrico por sí mismo, pero al aplicarle una corriente se puede medir la resistencia eléctrica detectando las variaciones de voltaje y corriente a través del dispositivo y estos cambios son dependientes de la presión o fuerza aplicada.

El sensor pasivo no necesita una fuente de energía adicional y genera directamente una señal eléctrica en respuesta de a un estímulo externo. Por ejemplo una termocupla o un fotodiodo, estos sensores directos pueden cambiar las propiedades de la variable física, como resistencia o capacitancia e incluso inductancia, etc. Los sensores digitales producen una salida discreta representada por un número binario o dígitos como niveles lógicos 0 y 1 [14].

Sensores Análogos

Son aquellos que producen una señal de salida continua o voltaje que es generalmente proporcional a la variable medida. Las variables físicas como temperatura, velocidad, presión, desplazamiento, tensión, etc., son cantidades que tienden a ser continuas en la naturaleza. Por ejemplo la temperatura de un líquido puede ser medida usando un termómetro o termocupla por lo que continuamente responderá a los cambios en el calor del líquido.

Sensores Digitales.

Como su nombre lo indica producen señales discretas digitales a la salida, también producen voltajes que son una representación digital de la variable medida. Los sensores digitales producen una salida binaria en la forma lógica "1" y "0" ("Encendido" o "Apagado"). Esto significa que la señal digital produce valores discretos que pueden ser considerados bits o combinarse para formar un "byte" el cual puede ser enviado de manera serial o paralela.

Los sensores digitales tienden a producir salidas que cambian levemente y continuamente en el tiempo, estas señales tienden a ser muy pequeñas en el rango de los mili voltios (mV), por lo tanto requieren amplificación. Cuando los circuitos miden señales analógicas estas usualmente responden lentamente y/o

con baja precisión, también las señales analógicas pueden ser convertidas en señales digitales usando sistemas de microcontroladores por medio del uso de conversores análogo digitales

A continuación en la figura 2.2 se muestra el diagrama básico de un circuito con sensores digitales.

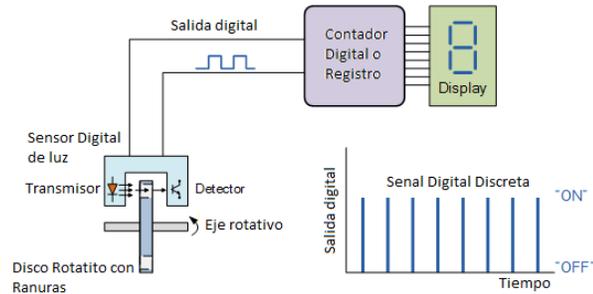


Fig. 2.3 Sensor Digital [14]

Fuente: Electronics-tutorials [14]

En comparación las señales digitales con las señales analógicas tienen una alta precisión y pueden ser medidas o muestreadas a altas velocidades de reloj. La precisión de las señales digitales es proporcional al número de bits usados para representar la variable medida. Por ejemplo si se usa un procesador de 8 bits produce una precisión del 0.195% o sea $1/512$. Mientras que si se usa un procesador de 16 bits se logra una precisión de 0.0015% o sea $1/65536$, alrededor de 130 veces más preciso.

Los sensores analógicos mayormente requieren amplificación y filtrado de señales para producir una señal adecuada que sea capaz de ser medida o usada. Una muy buena forma de lograr la amplificación y medida en un mismo circuito es usando Amplificadores operacionales.

Acondicionadores de señal para sensores.

Los amplificadores operacionales pueden ser usados para realizar filtrado y amplificación de una señal en las configuraciones de Inversor y No Inversor.

Un pequeño voltaje análogo producido por un sensor en el rango de mili voltios o incluso pico voltios puede ser amplificado muchas veces desde este simple circuito integrado para producir un voltaje mucho mayor en el rango de 5 voltios o 5 mili Amperios, para ser usado como señal de entrada a un microprocesador o a un sistema análogo digital.

La amplificación es parte del acondicionamiento de señales, así que cuando usamos sensores análogos, se debe tener en cuenta los siguientes aspectos: ganancia, acoplamiento de impedancias, aislamiento entre entrada y salida o filtrado (selección de frecuencia).

Cuando se mide variables físicas muy pequeñas la salida del sensor se ve contaminada por señales no deseadas o ruido, el cual no permite que la señal sea medida correctamente.

Estas señales no deseadas pueden ser reducidas o incluso eliminadas mediante el uso de filtros activos. El uso de filtros pasa bajo, pasa alto o pasa banda; el ancho de banda del ruido puede ser reducido a la salida.

Los ejemplos típicos de filtros con Amplificadores Operacionales se muestran a continuación en la figura 2.3 [13].

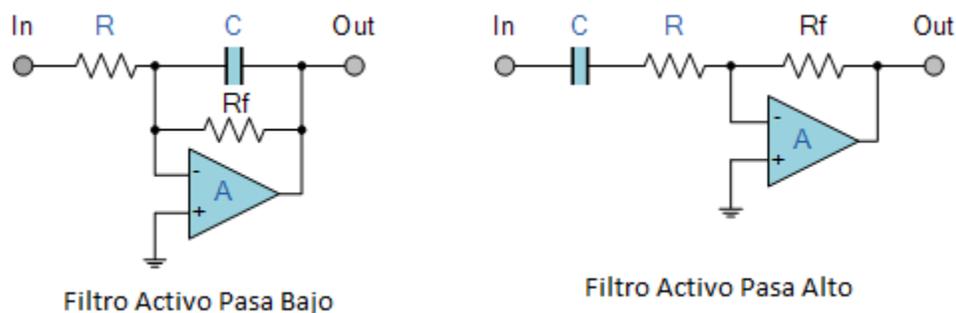


Fig. 2.4 Reducción de ruido con la utilización de filtros

Fuente: PALLAS, Areny - Adquisición y distribución de Señales [15]

2.2.6 Comunicaciones Móviles

El término comunicaciones móviles describe cualquier enlace de radiocomunicación entre dos terminales, de los cuales al menos uno está en movimiento o estático, pero en localizaciones indeterminadas, pudiendo ser el otro terminal fijo, tal como una estación de base.

Todo sistema de radiocomunicaciones móviles consta de los siguientes elementos:

- Estaciones fijas (FS)
- Estaciones móviles (MS)
- Equipos de control

Estaciones Fijas

Son estaciones radioeléctricas no previstas para su utilización en movimientos. Existen diversos tipos de estaciones fijas las cuales son:

Estación Base: Su funcionamiento se controla directamente desde una unidad de control situada en un punto especificado

Estación de control: Es una estación fija que se utiliza para conectar la estación base con la red de telecomunicaciones fijas.

Estaciones repetidoras: Son estaciones que retransmiten las señales recibidas.

Estaciones móviles

Una estación móvil es una estación radioeléctrica de los servicios móviles prevista para su utilización en un vehículo en marcha que efectúa paradas en puntos indeterminados

Equipos de control

El conjunto de equipos de control lo forman los dispositivos necesarios para el gobierno de las estaciones de base, la generación y recepción de llamadas, localización e identificación de usuarios, de equipos y vehículos, transferencia de llamadas a la red telefónica, señalización de canales,etc [15].

CAPÍTULO III

METODOLOGIA

3.1. Modalidad de Investigación.

En el presente proyecto de investigación se recurrió a las siguientes modalidades de investigación:

Investigación bibliográfica, ya que es una herramienta necesaria para iniciar el proceso investigativo; la explicación científica de las partes de este proyecto están sustentados en libros, artículos, revistas, documentos, direcciones electrónicas.

Investigación Aplicada la información recolectada se aplica para la solución del problema planteado utilizando métodos y procedimientos adecuados.

3.2. Recolección de Información.

Para la recolección de información se utilizarán fuentes bibliográficas como libros, artículos técnicos, etc. relacionado con la temática propuesta con los cuales se pretende tener una idea general sobre las ventajas y desventajas del proyecto planteado.

Mediante la experimentación se podrá realizar pruebas del funcionamiento del dispositivo y de esta manera corregir errores que permitan mejorar el desempeño del mismo.

3.3. Población y Muestra

Para el presente proyecto de investigación no se necesitará población y muestra, ya que es un trabajo bibliográfico basado en parámetros generales de salud de las personas.

3.4. Procesamiento de datos.

Para el procesamiento de datos se tendrá en cuenta las siguientes actividades:

- Revisión de la documentación obtenida durante la recolección de información presentando una descripción ordenada sobre los ámbitos específicos a estudiarse en el presente proyecto.
- Análisis de la información lo que permitirá plantear estrategias para la solución del problema
- Interpretación de la información que contribuirá a desarrollar la solución para el problema planteado

3.5. Desarrollo del proyecto.

- Revisión de los requerimientos de hardware y software del proyecto.
- Realización de los acondicionamientos de señal y calibración para los distintos tipos de sensores escogidos.
- Establecimiento de las reglas de sensado, rangos y su respectiva variación, dependiendo de parámetros externos.
- Construcción ergonómica de la estructura del dispositivo, priorizando la movilidad del usuario.
- Determinación de los patrones de movimiento para la detección de caídas.
- Análisis e integración de los tipos de tecnologías de comunicación necesarias para la detección de caídas

- Construcción del software para la detección y transmisión de alertas.
- Realización de pruebas de funcionamiento que permitan la corrección de errores.

CAPÍTULO IV

DESARROLLO DE LA PROPUESTA

Para realizar el diseño del sistema de medición de los signos vitales y alerta de accidentes se requiere un dispositivo que provea movilidad en tamaño reducido y que sea de bajo consumo, los materiales utilizados deben ser de fácil adquisición en el mercado local y brindar amplias prestaciones; por este motivo los microcontroladores se consideran como la opción adecuada para este proyecto.

El dispositivo desarrollado consta de las siguientes etapas detalladas a continuación:

Un microcontrolador es un circuito integrado programable capaz de ejecutar instrucciones complejas en tiempos específicos, así como también interactuar con otros dispositivos mediante la implementación de distintos tipos de comunicaciones; esta tecnología es de bajo costo y no requiere hardware adicional, además permite realizar un análisis exacto de señales a bajas frecuencias.

Los sensores son dispositivos que permiten transformar un tipo de variable física en una eléctrica para poder ser medida y cuantificada, deben ser compatibles con el microcontrolador seleccionado.

La tecnología de comunicación permite el envío de información desde un transmisor a un receptor, en este proyecto se empleará el método de comunicación inalámbrico dadas la ventajas que este supone.

A continuación se muestra un esquema del sistema de monitoreo en la figura 4.1, en el cual se pueden apreciar las etapas que lo conforman y la interacción entre las mismas.

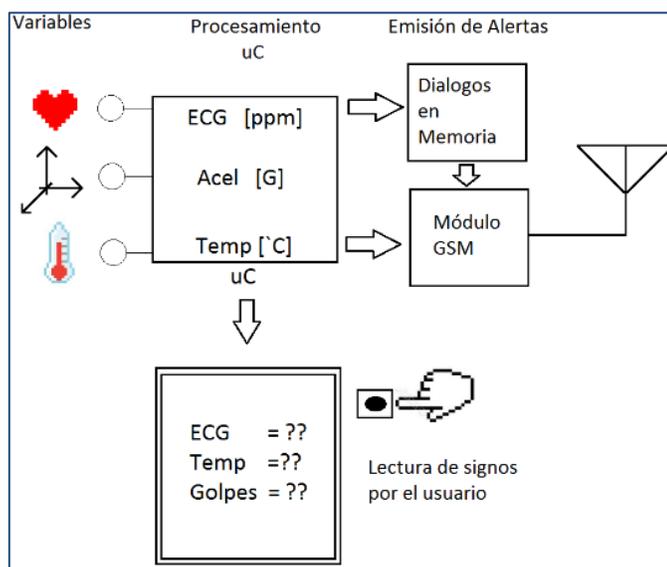


Fig.4.1 Esquema del Sistema de Monitoreo

Elaborado por Gabriela Vallejo

4.1 Sensores

4.1.2 Sensores de temperatura

Dadas las necesidades del proyecto se requiere un sensor que trabaje dentro del rango de la temperatura corporal humana, que oscila entre 35° y 41° considerando los rangos de hipotermia e hipertermia. Adicionalmente debe ser compatible con los microcontroladores y ser de fácil adquisición, por ello se han considerado las siguientes opciones.

Lm 35

El sensor LM35 es un sensor de temperatura con una precisión calibrada de 0.5°C y un rango que abarca desde -55° a +150°C.

El costo de este sensor es \$2.5 en Ecuador [20]. En la figura 4.5 se puede apreciar el sensor LM35



Fig.4.2 Sensor LM35

Fuente: Texas Instruments, LM35 [20]

El sensor Lm35 es un dispositivo de fácil manejo, el cual nos provee de las características adecuadas para el desarrollo del proyecto; una de estas es el tamaño que permite tener un sensado adecuado y también una comodidad para el paciente.

MCP 9808

Es un sensor de temperatura desarrollado por Microchip, tiene registros programables por el usuario que proporcionan flexibilidad para aplicaciones de detección de temperatura. Los registros permiten ajustes seleccionables por el usuario como el modo de bajo consumo, la especificación de eventos temperatura y límites de salida críticos [21].

En la figura 4.2 se aprecia el sensor MCP9808.



Fig. 4.3 Circuito Integrado MCP9808

Fuente: Farnell [21]

Sensor DS18B20 WP

Cada pin está separado por un tubo termo contraíble para evitar cortocircuitos; es un sensor a prueba de agua y humedad. Otra de las características es que su resolución es 9 – 12 bits, su rango de operación oscila entre -55°C a 125°C [22].

En Ecuador el costo de este sensor es de \$13, en la figura 4.3 se puede apreciar el sensor DS18B20WP.



Fig.4.4 Sensor DS18B20 WP

Fuente: MaximIntegrated [22]

A continuación en la tabla comparativa 4.1 se muestran las principales características de los sensores:

Tabla 4.1 Tabla comparativa de los sensores de temperatura

Sensor/Característica	Lm35	MCP 9808	DS18B20 WP
Rango de voltaje de operación	4 a 30 v	2.7V a 5.5V	3.0V a 5.5V
Precisión	0.5 °C	0.5 °C	0.5 °C
Rango de temperatura de operación	-55 °C a +150 °C	-20°C a 125°C	-55°C a +125°C
Consumo de corriente	60 uA	200 µA	200 µA
Líneas de comunicación	1	2	2

Elaborado por: Gabriela Vallejo

Con las características antes mencionadas de cada tipo de sensor de temperatura, se seleccionó el circuito integrado LM35, el cual se puede conectar directamente a un conversor análogo digital, evitando así utilizar pines dedicados.

4.1.3 Sensores de Frecuencia Cardíaca

El sensor de ECG mide potenciales eléctricos producidos por el corazón. Estos pequeños voltajes son medidos en la piel sobre las muñecas o los codos, también pueden ser generados por celdas musculares. El sensor de Pulso está diseñado para ver la forma de onda de los latidos del corazón y comprobar su frecuencia cardíaca.

Adicionalmente debe ser compatible con los microcontroladores y ser de fácil adquisición, por ello se han considerado las siguientes opciones.

Sensor ECG PS25205

Es un sensor de estado sólido de ultra alta impedancia, puede ser usado como un sensor de contacto seco sin la necesidad de utilizar circuitos de baja impedancia que son potencialmente peligrosos para el corazón. La resolución del dispositivo es mucho mejor que la de los electrodos tradicionales.

El equipo utiliza técnicas activas de realimentación para reducir la capacitancia de entrada efectiva del elemento de detección y para aumentar la resistencia de entrada [23]. El costo en Estados Unidos de este sensor es de \$23.66, en la figura 4.4 se puede apreciar el sensor ECG PS25205



Fig. 4.5 Sensor ECG PS25205

Fuente: Plessey, ECG PS25205 [23]

Pulso Amped Sensor

Este dispositivo es plug and play para Arduino, combina un sensor de frecuencia cardiaca óptica sencillo con amplificación y un circuito de cancelación de ruido por lo que su funcionamiento es rápido y fiable.

Utiliza 4 mA a 5V por lo que es ideal para Arduino, su costo oscila alrededor de \$24.95, en la figura 4.5 se puede observar el dispositivo [24].



Fig. 4.6 Pulse Amped Sensor

Fuente: Pulse Sensor Getting [24]

A continuación en la tabla 4.2 se muestran diversas características de los sensores de frecuencia cardíaca.

Tabla 4.2 Tabla comparativa de los sensores de frecuencia cardíaca

Parámetro	ECG PS25205	Pulse Amped Sensor
Voltaje	$\pm 2.4V$ a $\pm 5.5V$	3v-5v
Corriente	1.4 mA	4 mA
Tipo	Digital	Análogo

Elaborado por: Gabriela Vallejo

Después de analizar las distintas características de los sensores presentados anteriormente se seleccionó el “pulse amped sensor” ya que es un instrumento en el que vienen acoplados circuitos que permiten medir la frecuencia cardíaca en base a un foto pletismógrafo, que es un dispositivo médico no invasivo.

4.1.4 Sensor de flujo de aire

Es un dispositivo utilizado para medir la frecuencia respiratoria en un paciente. El dispositivo consta de un hilo flexible que puede ser ajustado en la parte de atrás de las orejas y un grupo de dos puntas que se colocan en las fosas nasales con un tercio que se encuentra en frente de la boca.

El sensor esta específicamente diseñado para ser colocado en una posición optima que permita detectar los cambios en el flujo de aire de la persona [25].

El costo de este sensor es \$28.40 en Europa, en la figura 4.6 se puede apreciar el sensor de flujo de aire.

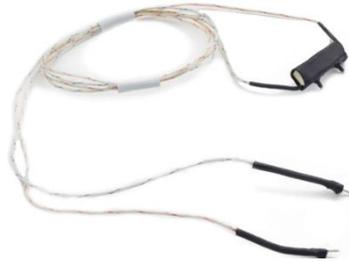


Fig.4.7 Sensor de flujo de aire

Fuente: Para solo Electrónico [25]

Las pruebas realizadas con el sensor de respiración no permitieron obtener resultados confiables, por lo que queda descartado para realizar el proyecto; ya que al no tener mediciones reales no se podrá determinar si la persona tiene o no anomalías de respiración.

4.2. Selección de equipos

4.2.1 Microcontrolador

Es un circuito integrado que incluye las tres unidades de una computadora: CPU, Memoria y pines de Entrada y Salida; este circuito es programable y utiliza las tareas grabadas en su memoria para realizar funciones específicas. En la figura 4.8 se muestra el esquema de un microcontrolador.

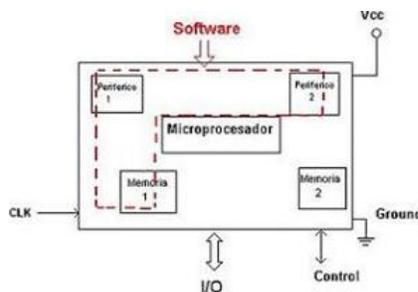


Fig. 4.8 Esquema de un microcontrolador

Fuente: losmicrocontroladores [26]

El microcontrolador es la parte principal del proyecto, la cual está encargada de recoger la información de los sensores para procesarla y compararla con los rangos establecidos que permiten detectar anomalías en los signos vitales.

A continuación se muestra la tabla 4.3 de la comparativa de los tipos de microcontroladores más populares en el mercado.

Tabla 4.3 Tabla comparativa de microcontroladores

Características	Arduino	Microchip	Texas Instruments
Requiere Programador	NO	SI	SI
Voltajes Soportados	3.3-12V	1.8-5.5V	2.7-5.25V
Bits de procesamiento	8-16-32	8-16-32	8-16-32
Facilidad de utilización	Alta	Baja	Baja
Hardware desarrollado por terceros	Mucho	Poco	Poco
Disponibilidad de librerías gratuitas	Alta	Baja	Baja

Elaborado por: Gabriela Vallejo

Al realizar el análisis de la tabla anterior se ha determinado que estas marcas poseen modelos similares en todas las gamas, con ligeras variaciones en cuanto a sus características adicionales; el software es de gran importancia por su flexibilidad y gratuidad.

Arduino se encuentra más desarrollado y extendido por los usuarios, se han diseñado placas de expansión que complementan y extienden las funciones de Arduino, mucho más allá de las de un simple microcontrolador; llegando incluso a tener conectividad a internet.

Las características antes mencionadas convierten a Arduino en una herramienta ideal para la realización de este proyecto, ya que el hardware y software necesarios brindan muchas opciones para la adquisición y el procesamiento de la información.

Dadas las necesidades del proyecto se requieren elementos de dimensiones pequeñas para construir un dispositivo portátil, pero sin perder la capacidad de procesamiento ni las interfaces requeridas para la conexión de los equipos, tomando en cuenta estos aspectos podemos considerar dos opciones de placas Arduino:

Tabla 4.4 Tabla Comparativa de Arduino Micro y Nano.

Parámetros	Arduino Micro	Arduino Nano
Voltaje de Operación	5v	5v
Voltaje de entrada	7-12v	7-12v
Pines digitales E/S	20	14
Pines análogos	12	8
Memoria Flash	32KB	16KB
SRAM	2.5KB	1KB
EEPROM	1KB	512 bytes
Velocidad de Reloj	16MHZ	16MHZ

Elaborado por: Gabriela Vallejo

Aunque la mayoría de parámetros de los dos tipos de Arduino son similares, existe una característica importante que permitirá elegir el microcontrolador adecuado para el dispositivo y es la cantidad de pines, es por esta razón que se ha seleccionado Arduino Micro.

4.2.2 Comunicación

La comunicación es un parámetro importante en la medición de signos vitales, ya que permite emitir las alertas a través del canal seleccionado, informando de manera rápida y confiable los datos obtenidos del paciente

La comunicación se basa en la transmisión y recepción de información entre diferentes puntos, existen algunos medios de comunicación que son: Alámbrica o Inalámbrica

Alámbrica: Se utiliza un soporte físico para enviar la señal

Inalámbrica: No se necesita un soporte físico para enviar la señal, ya que la información se envía mediante ondas electromagnéticas. En la tabla 4.3 se presentan algunas características de los medios de comunicación:

Tabla 4.3 Comparación de medios alámbricos en inalámbricos.

	Medios Alámbricos	Medios Inalámbricos
Características	Están constituidos por cables que se encargan de la transmisión de señales de un extremo a otro	Utilizan como medio de propagación el aire o el vacío, es decir la información se transmite mediante ondas electromagnéticas
	La velocidad de transmisión depende directamente de la distancia de la conexión de los terminales.	
Ventajas	Costos bajos de materiales	Poca atenuación
	Máximo rendimiento	Cubren con facilidad grandes distancias
	Mayor Velocidad	Mayor velocidad de transmisión de datos
	Inmunidad a las interferencias electromagnéticas	
	Facilidad de implementación	
Desventajas	Costo de instalación de alto	Interferencia
	Dificultad de expansión	Mayor inversión inicial
	Afectadas por la atenuación	
	Distancias limitadas	

Elaborado por: Gabriela Vallejo

El análisis de la tabla mostrada anteriormente nos permite seleccionar como medio de transmisión el modo inalámbrico, ya que el sistema puede transmitir las

alertas sin la necesidad de tener conexiones físicas que impidan la movilidad del paciente.

Existen algunos tipos de tecnologías inalámbricas que se pueden utilizar, es por esta razón que se realizó una tabla comparativa para analizar las distintas posibilidades existentes

Tabla 4.4 Tipos de medios de comunicación inalámbricos

Tecnología	Alcance	Requiere
GSM	Largo	Módulo de comunicación GSM
Wireless	Largo	Implementar una red
WIFI	Corto	Conexión a internet
Bluetooth	Corto	Smartphone

Elaborado por: Gabriela Vallejo

Al realizar un análisis de la tabla anterior podemos descartar algunas posibilidades entre ellas tenemos, Wireless ya que para transmitir datos se debe implementar una red y los costos serían muy elevados; WIFI ya que se necesita una conexión a internet y el alcance es corto por lo que el paciente tendría que permanecer en un lugares donde exista cobertura de internet.

Por otro lado la tecnología GSM y Bluetooth son viables para realizar el proyecto, a continuación realizaremos un análisis más detallado de estas tecnologías

Una vez seleccionado Arduino como microcontrolador principal, se requiere una tecnología de comunicación que permita que el dispositivo pueda transmitir las alertas establecidas. Arduino cuenta con placas de expansión denominadas shields que amplían sus funciones.

En la siguiente tabla se muestran algunos shields de comunicación.

Tabla 4.5 Shields de Comunicación

Shields de comunicación	Alcance	Requiere	Precio
GSM	5km	Cobertura de Red	\$30 -\$100
Wireless	Depende de la frecuencia y la modulación	Conexión a internet	\$17.45
WIFI	100 m	Conexión a internet	\$75.71

Elaborado por: Gabriela Vallejo

Al realizar un análisis de la tabla anterior podemos descartar algunas posibilidades entre ellas tenemos, Wireless ya que para transmitir datos se debe implementar una red y los costos serían muy elevados, uno de los ejemplos de esta tecnología es Zigbee el cual tiene un alcance de 291 metros. WIFI es una opción descartable ya que se necesita una conexión a internet y el alcance es corto por lo que el paciente tendría que permanecer en lugares donde exista internet.

Por otro lado la tecnología GSM y Bluetooth son viables para realizar el proyecto, a continuación realizaremos un análisis más detallado de estas tecnologías

Bluetooth

La tecnología bluetooth define un estándar de comunicaciones inalámbricas de corto alcance mediante de radio frecuencia que permite la transmisión de datos y voz. Las especificaciones definen un radio enlace que permite establecer de corto alcance, hasta unos 10 metros u opcionalmente hasta algunos centenares de metros, mediante enlaces síncronos de datos bireccionales. Cada canal de voz

puede soportar una transferencia de 64kbps en cada sentido, suficiente para la transmisión de voz

La tecnología bluetooth utiliza bandas del espectro radioeléctrico que van de la 2.4 a la 2.48 GHz. La potencia de salida para transmitir a una distancia máxima de 10 metros es de 0dBm (1mW), mientras que la versión de largo alcance transmite -30 y 20 dBm (100mW) la misma potencia de las redes WIFI).

Es importante mencionar que al ser Bluetooth una tecnología que no permite una gran capacidad de transmisión y se utiliza normalmente para crear redes internas entre distintas terminales y no para la prestación de servicios de terceros [16].

Existen algunas versiones de bluetooth que se mencionan en la tabla 4.7.

Tabla 4.6. Características de las versiones de Bluetooth

Versión de Bluetooth	Características
Bluetooth Versión 2.1	En esta versión de bluetooth el consumo de energía es reducido, así como también son simplificados los pasos que necesitamos realizar para establecer una conexión
Bluetooth Versión 3.0	Esta versión tiene velocidades de transferencia de hasta 24 Mbps, entre sí. La conexión Bluetooth nativa se utiliza para la negociación y el establecimiento mientras que el tráfico de datos de alta velocidad se realiza mediante un enlace 802,11.
Bluetooth Versión 4.0	En esta versión incluye el Bluetooth clásico, el bluetooth de alta velocidad y los protocolos Bluetooth de bajo consumo.

Fuente: 200 respuestas de Windows

Una de las principales desventajas de este tipo de tecnología es su alcance y la velocidad de transferencia de los datos, lo que conlleva a que en este proyecto no

pueda ser utilizada, ya que el paciente o la persona dedicada al cuidado del mismo, necesitará tener un smartphone que soporte un programa desarrollado para dispositivos Android, siendo un gasto innecesario; además el dispositivo no podría separarse más de 10 metros del Smartphone, lo cual nos lleva al mismo inconveniente de la tecnología WIFI.

GSM o telefonía móvil 2G

Las siglas GSM proceden del acrónimo en inglés: Global System for Mobile Communications. GSM no es más que un estándar de comunicación para la telefonía móvil, implementado mediante la combinación de satélites y antenas terrestres. A los móviles que usan la tecnología GSM se les conoce como móviles 2g o de segunda generación.

Los protocolos utilizados son los sistemas 2G que soportan velocidades de información más altas por voz, así como servicios auxiliares de comunicación de datos, como el fax, o los ya famosos mensajes de texto SMS.

Debido al retraso de la llegada de la tercera generación (3G), se ha desarrollado una generación intermedia, denominada 2.5G. Comenzando su desarrollo a partir del año 2001. Muchos de los proveedores de servicios de telecomunicaciones se han movido a la tecnología 2.5G antes de entrar masivamente en la tercera generación. La generación 2.5G cuenta con capacidades muy superiores a los sistemas 2G y emplea tecnologías como GPRS [17].

Características de la telefonía móvil 2G

- Llamadas telefónicas
- Correo electrónico con voz
- Recepción de mensajes sencillos
- Velocidad: Un 10Kb/ seg

- Tiempo de descarga de un archivo Mp3 con una duración de 3 minutos :
31-41 min

GSM es la tecnología adecuada para realizar el proyecto ya que solo se necesita un módulo y un teléfono simple, además al tener una cobertura de red por parte de las empresas de telefonía no es necesario implementar una red GSM.

Al tener ya seleccionado el tipo de tecnología a utilizarse en el proyecto, se realiza un análisis de las shields GSM existentes en Arduino.

Arduino GSM Shield

Este dispositivo conecta Arduino a internet usando red Wireless GPRS, para su utilización se debe conectar este módulo en la placa de Arduino, es necesario tener una tarjeta SIM de una operadora que ofrezca GPRS. El Arduino GPRS Shield usa un radio modem M10. Es posible la utilización con la placa usando comandos AT. El costo de este dispositivo es Estados Unidos es \$129.95 más gastos de envío.

En la figura 4.9 se muestra la placa Arduino GSM Shield.



Fig. 4.9 Arduino GSM Shield

Fuente: Arduino [18]

Arduino Cellular Shield - SM5100B

La Celular Shield para Arduino permite enviar mensaje de texto en forma fácil con la utilización de GSM/GPRS con funcionalidades TCP/IP mediante la placa Arduino. El principal componente de este dispositivo es el módulo GSM SM5100B

que permite múltiples funciones del módulo. El costo de este dispositivo es de \$ 112.15. En la figura 4.10 se muestra el equipo Arduino Cellular Shield



Fig. 4.10 Arduino Cellular Shield - SM5100B

Fuente: Sparkfun [19]

SIM900

Es una placa muy compacta y basada en el chip SIM900, trabaja en frecuencias de 850/900/1800/1900MHz, se utiliza para realizar llamadas de voz, envío de sms y fax. El consumo de energía es muy bajo y su diseño ofrece grandes posibilidades. Su costo Ecuador es de \$65 mientras que Estados Unidos el costo es de \$30.

En la figura 4.11 se muestra el equipo SIM 900.



Fig. 4.11 Sim 9000

Fuente: Amazon [18]

La Shield Sim 900 provisto Geetech es ideal para nuestro propósito, ya que posee todas las funciones necesarias a un precio adecuado para el presupuesto. Todos los módulos Sim 900 son controlados a través de comandos AT

Los comandos At son instrucciones codificadas que conforman un lenguaje entre el hombre y un terminal MODEM. Aunque la finalidad principal de los comandos AT es la comunicación con los módems, la telefonía móvil GSM también ha adoptado como estándar este lenguaje para poder comunicarse con sus terminales. De esta forma, todos los teléfonos móviles GSM poseen un juego de comandos AT específicos que sirve como interfaz de comunicación y proporciona instrucciones a los terminales, permiten acciones tales como realizar llamadas de datos o voz, leer y escribir en la agenda de contactos y enviar mensajes SMS, además de muchas opciones de configuración del terminal [18].

Los comandos AT que se utilizaran son:

ATA Responder la llamada entrante, este comando puede cancelado por el receptor durante la llamada. Si la llamada está conectada correctamente el sistema responde con OK, caso contrario indica que no hay señal.

ATD><N> Este comando puede ser usado para establecer voz saliente, datos o llamadas por fax, también sirve para controlar servicios suplementarios. Este comando puede ser abortado generalmente con el comando ATH o con cualquier carácter durante la ejecución. Las respuestas son de la siguiente manera:

Si no hay tono de llamada la respuesta será: No dialtone (No existe tono de llamada)

Si la conexión no está establecida la respuesta será: No carrier (No hay señal)

Si el sistema está ocupado la respuesta será: Busy (Ocupado)

ATD><STR>: Esta instrucción hace que los comandos ATA permitan intentar establecer una llamada saliente a un número almacenado. Este comando puede ser cancelado recibiendo un comando ATH o un carácter durante la ejecución.

Si el sistema está ocupado la respuesta será: Busy (ocupado)

Si no existe respuesta del sistema remoto la respuesta será: No answer (No contesta)

ATDL: Este comando permite llamar nuevamente al último número usado. Puede ser cancelado generalmente al recibir un comando o un carácter durante la ejecución.

Si es un error es relacionado con la funcionalidad ME el sistema emitirá la siguiente respuesta: "CME error"

Si no existe tono de llamada el sistema emitirá la siguiente respuesta: "No Dialtone" (No existe tono de llamada)

Si está ocupado el sistema emitirá la siguiente respuesta: "Busy"

Si la conexión no puede ser establecida: "No carrier" (No existe llamada) [19].

4.2.4 Módulo MP3

El módulo mp3 se utilizó para grabar mensajes predefinidos, los cuales serán transmitidos por medio de la tecnología de comunicación seleccionada en caso de detectarse cambios bruscos en los signos vitales, dando una información a la persona a cargo sobre los eventos ocurridos.

Existen diferentes módulos MP3 en el mercado, los cuales se mencionan a continuación:

Módulo MP3 TDS55

Es un módulo reproductor con soporte para tarjeta de memoria SD, puede controlar y reproducir archivos MP3 almacenados en la tarjeta SD. Tiene una interfaz serie de comunicación RS232, significa que puede ser conectado

directamente a Arduino. Tiene dimensiones reducidas y una buena calidad de sonido [26], en la figura 4.12 se observa el módulo MP3 TDS55.



Fig. 4.12. Módulo MP3 TDS55
Fuente: Webtronico [26]

Módulo MP3 WTV20

Este módulo MP3 tiene diversas utilidades entre los cuales tenemos sistemas electrónicos, instrumentación médica, modelos de aprendizaje, etc.

Este dispositivo de voz regrabable de almacenamiento masivo a través de una memoria SD, tiene una capacidad de memoria entre 32 MB y 1 GB. Soporta el sistema de archivos FAT, de igual forma soporta y reconoce automáticamente la reproducción de archivos de voz.

Este módulo se puede o no usar con Arduino dependiendo la necesidad del usuario [27]. En la figura 4.13 se observa el módulo MP3 WTV20.



Fig.4.13 Módulo MP3 WTV20

Fuente: letsmakerobots [27]

Módulo MP3 WT5001

Este módulo tiene una excelente calidad de audio para archivos MP3 y WAV. Posee adaptador para memoria micro SD y puede ser controlado por puerto serial, y puede usado por cualquier microcontrolador o por Arduino [28].

En la figura 4.14 se observa el módulo MP3 WT5001.



Fig. 4.14 Módulo MP3 WT5001

Fuente: hetpro-store.[28]

Al analizar las diferentes posibilidades de dispositivos, hemos seleccionado el módulo MP3 WTV020, este aparato es el adecuado para los propósitos del proyecto debido a sus características y su reducido tamaño.

El modulo tiene modo MP3, modo de llave, el modo serie de 2 líneas y el modo de reproducción de bucle; algunas de las características de los modos se describen a continuación

Modo MP3: con las funciones play/stop, siguiente anterior, vol +, vol- .

Modo Llave: control de 3 grupos de la voz; una tecla emite uno o varios grupos de la voz con vol- y vol+.

Modo Llave: control de 5 grupos de voz; un disparador clave de un grupo de voz, todas las teclas son retrigger, todas las teclas son de encendido/apagado

Modo Bucle: Se activa después del encendido, con la función de la memoria en este modo.

4.3 Rangos de las variables a medirse

4.3.1 Temperatura

Es el resultado del equilibrio mantenido entre el calor producido y el perdido por el cuerpo. La temperatura varía dependiendo el género de la persona, de donde se realice la medición su actividad reciente, el consumo de alimentos y líquidos, la hora del día y en las mujeres también hay que tener en cuenta la fase del ciclo menstrual en que se encuentren.

La temperatura varía según la zona de medición

- Temperatura Bucal oscila entre 35.8°C y 37.2°C
- Temperatura axilar oscila entre 35.4°C y 36,8°C

4.3.2 Frecuencia cardíaca

Los valores normales de la frecuencia cardiaca en reposo son:

- Rn-3meses: 120-140 latidos/minuto
- Hasta 2 años 80 a 150 latidos/minuto
- 2 años a 10 años 70 a 110 latidos/minuto
- Mayores 60 a 100 latidos/minuto

En el envejecimiento debido a los cambios en el corazón, la frecuencia cardiaca en reposo puede volverse un poco más lenta, toma más tiempo para que el pulso se acelere cuando se hace ejercicio y mucho más para que disminuya después de realizar este.

4.3.3 Frecuencia respiratoria

Es el número de inspiraciones que una persona hace un minuto. Se suele medir cuando la persona está en reposo y consiste en contar el número de veces que se eleva su pecho en un minuto.

Los valores normales de la frecuencia respiratoria en reposo son:

- Neonato de 40 a 60 por minuto

- Niños de 20 a 30 por minuto
- Adolescentes de 20 a 22 por minuto
- Adultos de 16 a 20 por minuto
- Ancianos de 14 a 18 por minuto [29].

4.4 Programación en Arduino

4.4.1 Sensor de ECG

La información debe ser capturada de los sensores utilizando conversores análogos digitales, al tener los datos es necesario aplicar ecuaciones o algoritmos dependiendo del tipo de sensor y la magnitud de la medición.

En base a los resultados obtenidos se debe realizar una media aritmética y la frecuencia en la que se van a realizar las mediciones son bajas.

Para realizar las mediciones de este sensor necesitamos un algoritmo que mida los picos máximos en cada pulsación y definir un rango de operación que nos permita diferenciar la señal del ruido existente y determinar el periodo.

Al realizar varias pruebas se determinó que esta señal varía desde los 550 hasta los 950 en un rango de 0 a 1024 que provee el conversor análogo digital, por lo tanto se considera que las señales dentro de este rango son válidas.

En la figura 4.15 se aprecia la señal capturada por un osciloscopio, en la cual el electrocardiograma tiene dos picos principales: el pico más pequeño corresponde a la presión diastólica, la cual no supera los 550 en una escala 0 a 1024.

Es por esta razón que los valores superiores a este rango corresponden a la presión sistólica; para obtener el valor de la frecuencia cardíaca se debe determinar el tiempo entre los dos picos.

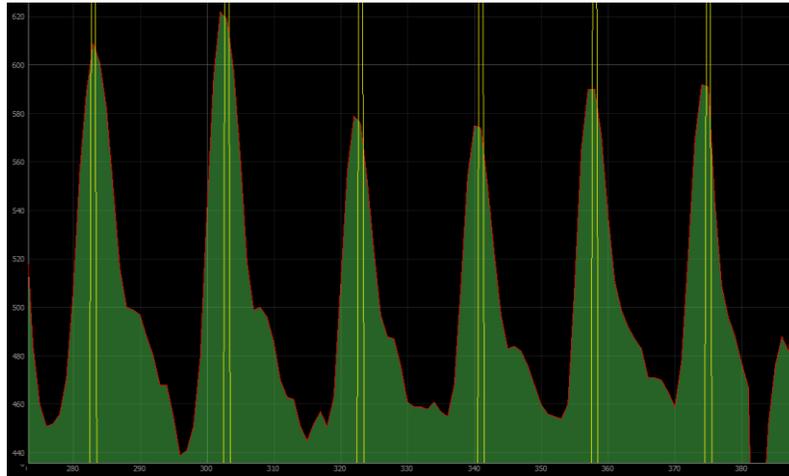


Fig. 4.15 Mediciones del sensor ECG

Elaborado por: Gabriela Vallejo

El método utilizado para reconocer los picos correspondientes a los pulsos cardíacos en el rango definido anteriormente, es determinar una señal creciente durante un tiempo establecido, a pesar de esto existen señales procedentes del ruido o de los movimientos súbitos del sensor que pueden generar un pico similar al del pulso cardíaco.

Los eventos de conexión y desconexión presentan señales continuas altas o bajas respectivamente durante un tiempo de un segundo, posteriormente el sensor adquiere una estabilidad que le permite transmitir las señales del pulso cardíaco.

A continuación en la Figura 4.16 en la primera región se muestra el evento desconexión, en la segunda región se muestra el evento de conexión, en la tercera se muestra el evento la señal capturada al tratar de posicionar el sensor, en la cuarta región se muestra las primeras capturas del pulso cardiaco.

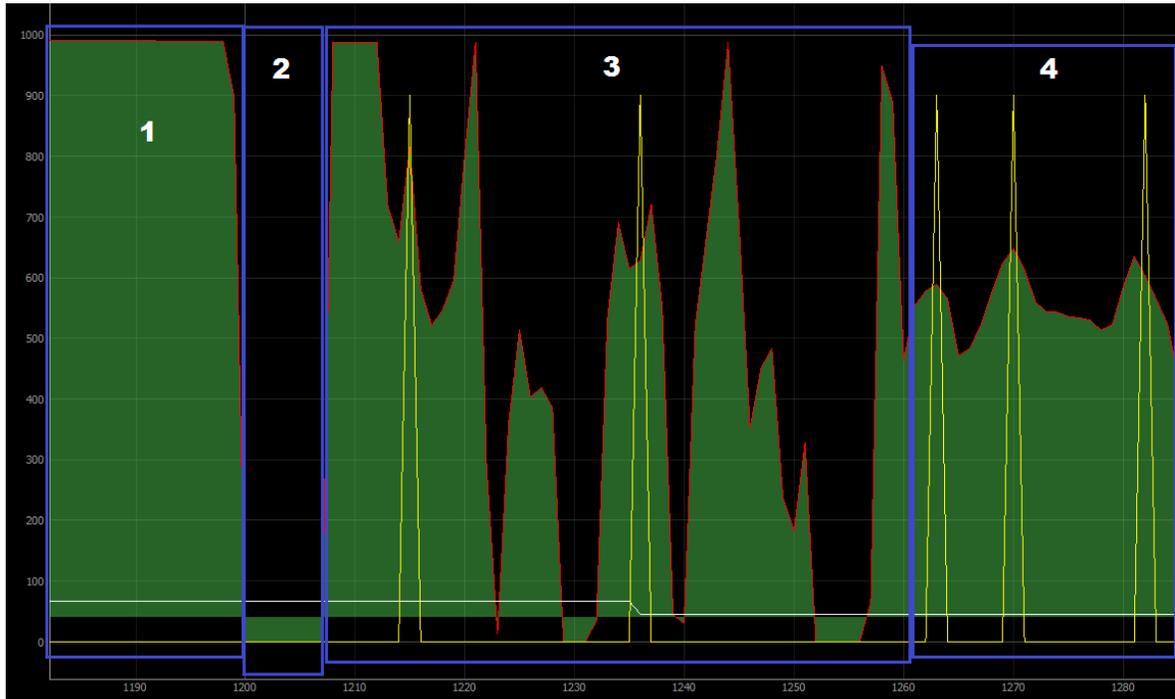


Fig. 4.16 Eventos en la medición del Sensor ECG

Elaborado por: Gabriela Vallejo

Al reconocer los pulsos cardiacos se calcula la diferencia de tiempo entre picos utilizando la función `millis()`, con este valor podemos se obtiene la frecuencia cardiaca, pero los picos provenientes del ruido afectan esta medición; resultando en errores y malinterpretaciones del sistema.

Es necesario determinar si los tiempos entre picos son similares para confirmar su validez, ya que un pico generado por el ruido difícilmente será periódico; por lo tanto se debe establecer una variación de tiempo que permita determinar información certera.

La calidad de los datos obtenidos depende de la ubicación del sensor en el paciente, es por esta razón que cuando el sensor no se encuentra bien posicionado; la medición de los datos es afectada y algunas lecturas no se consideran válidas como se observa en la figura 4.17, por lo que el dispositivo se encuentra desconectado o existen anomalías en la frecuencia cardiaca que impidan realizar las mediciones correctamente

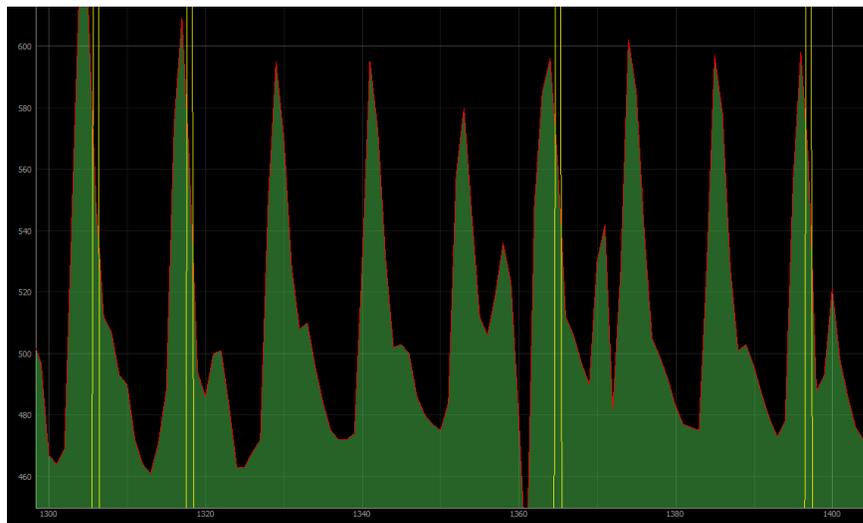


Fig. 4.17 Sensor de ECG desconectado

Elaborado por: Gabriela Vallejo

Experimentalmente se determinó que después de seis mediciones similares se establecerá el valor final de frecuencia cardíaca tomando como referencia el último dato, también se determinó la variación aceptada entre muestras es ± 10 milisegundos.

Cada vez que se realiza una medición exitosa y se calcule un tiempo entre picos se incrementara un contador, caso contrario el mismo se reseteara; esto permite calcular valores solamente para secuencias continuas, en caso de existir una interrupción del ciclo este se repetirá.

Como se mencionó anteriormente la ubicación del sensor determina la calidad de las mediciones, en la siguiente figura se puede apreciar diferentes capturas realizadas en diversos lugares del cuerpo de un paciente

La posición del sensor en diferentes partes del cuerpo produce determina la calidad de las mediciones realizadas, a continuación en la figura 4.18 se aprecian las capturas realizadas en diferentes lugares de un mismo sujeto de pruebas.

En la región 1 el sensor se encuentra desconectado.

En la región 2 el sensor está ubicado en la palma de la mano, se observa una señal muy clara y fácilmente reconocible por el algoritmo.

En la región 3 el sensor es colocado en la yema del dedo índice y la calidad de la medición es similar al de la región 2,

En la región 4 se colocó el sensor en el pecho del paciente, por la saturación de vasos sanguíneos y del corazón no se obtienen datos fiables; difícilmente el algoritmo puede distinguir las palpitaciones.

En la región 5 se colocó el sensor en el lóbulo de la oreja derecha, al presionar el sensor no se obtuvieron resultados confiables

Por lo tanto las regiones donde se obtendrán resultados fiables son las yemas de los dedos y la palma de la mano, por esta razón el sensor puede ser colocado en cualquiera de estos lugares.

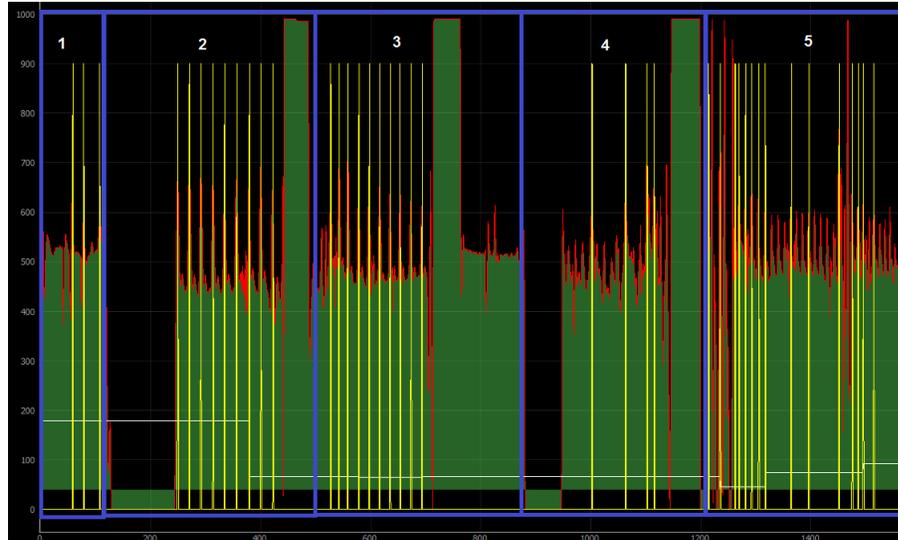


Fig. 4.18 Capturas realizadas con el sensor ECG

Elaborado por: Gabriela Vallejo

Al mantener el sensor desconectado se registran ciertos pulsos dentro del rango pero son descartados por no presentar un periodo similar al anterior y por lo tanto no se considera una medición válida, ya que no cumple con las 6 lecturas consecutivas determinadas por el algoritmo. En la figura 4.19 se puede observar las mediciones realizadas con el sensor desconectado.

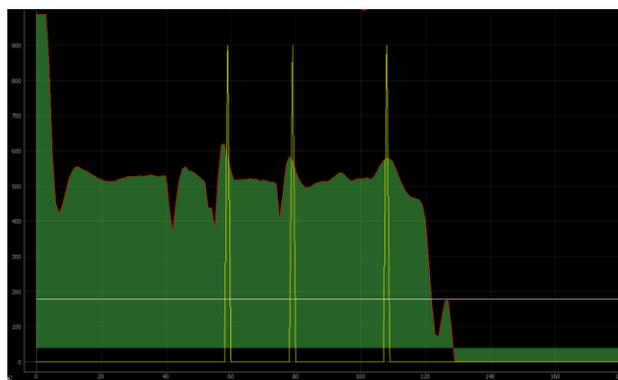


Fig. 4.19 Sensor ECG desconectado

Elaborado por: Gabriela Vallejo

En la figura 4.20 se muestra la secuencia de datos capturados referente a las acciones de: colocación del sensor, identificación exitosa de 9 palpitations cardiacas y desconexión. Como se aprecia en la figura existen ciertas perturbaciones en la señal pero el algoritmo es capaz de reconocer las transiciones.

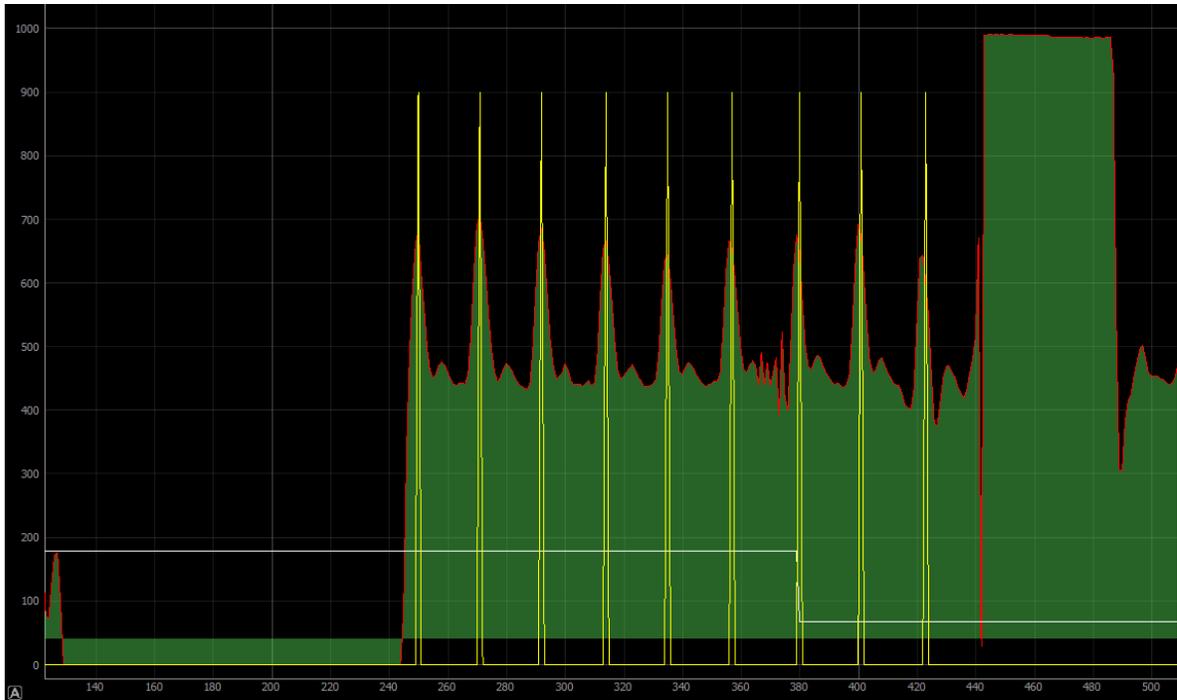


Fig. 4.20 Datos capturados en diferentes eventos del Sensor ECG

Elaborado por: Gabriela Vallejo

A continuación en la tabla 4.7 se muestra el algoritmo que permite el reconocimiento del pulso cardiaco con sus respectivos comentarios.

Tabla 4.7 Algoritmo de reconocimiento de pulsos cardiacos.

Código	Función
void ecg(){	
if (pulso>=550 && pulso <=950){	Definición del rango
dif_pulso=pulso - pulso2;	Diferencia de valor anterior menos el valor posterior
if(dif_pulso>=0){referencia=referencia+1;}	Contador con incremento de uno
if(dif_pulso<=0 && referencia>=1){	Señal de pulso incremental
pico=pulso2;	
referencia=0;	
digitalWrite(13, HIGH);	LED indicador de frecuencia cardiaca
tiempo_pulso=millis();	Medición de tiempo de ejecución
dif_tiempo=tiempo_pulso-tiempo_pulso2;	Diferencia de tiempos
tiempo_pulso2=tiempo_pulso;	
if(dif_tiempo>=dif_tiempo2-N && dif_tiempo<=dif_tiempo2+N){n_tiempos=n_tiempos+1;}	Comparar la diferencia de tiempos según el rango basado en N
else{n_tiempos=0;}	Reseteo del ciclo
if(n_tiempos>=5){	Detección de 6 señales continuas validas
digitalWrite(A5, HIGH);	El LED se enciende mostrando que existen señales validas
delay(100);	
ECG=60000/dif_tiempo2;	Calcular la frecuencia cardiaca
}	
dif_tiempo2=dif_tiempo;	Actualización de valores
}	
pulso2=pulso;	Actualización de valores
}	

Elaborado por: Gabriela Vallejo

Para realizar la medición de este parámetro es recomendable que la persona se encuentre en estado de reposo, en la figura 4.21 se muestra una persona en estado en reposo

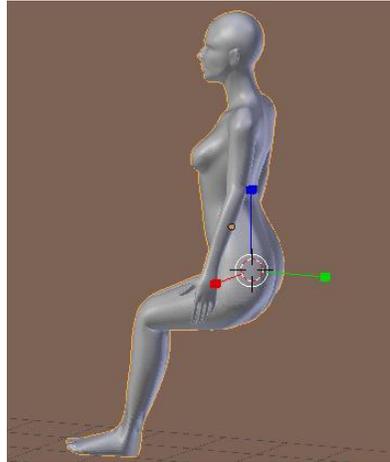


Fig. 4.21 Persona en estado de reposo

Elaborado por: Gabriela Vallejo

4.3.2 Acelerómetro

El acelerómetro es un sensor analógico, por esta razón las medidas tienden a ser menos exactas, ya que se ven afectadas por múltiples factores como son el ruido, las interferencias radio eléctricas y factores de humedad.

Al utilizar este sensor solo necesitamos determinar si existe impacto en cualquier dirección y determinar la fuerza del mismo; para ello se deben establecer rangos de operación que permitirán clasificar los tipos de impacto existentes y con la ubicación del sensor se evaluarán las direcciones en las cuales el grado del impacto sea mayor.

El acelerómetro tiene una relación directa con la medición del ritmo cardiaco, dado que las mediciones se realizaron durante un determinado tiempo siempre y

cuando la persona esté en reposo; permitiéndonos obtener datos más confiables; la medición de del ritmo cardiaco tiene relación directa con la respiración.

Los parámetros fueron establecidos en base a pruebas de impacto, simulando las condiciones de una caída o golpe en varios ángulos y direcciones, en base a estos datos se establecerán los rangos de operación; también se definirá el tiempo de espera para realizar el electrocardiograma En la figura 4.22 se muestra la ubicación del acelerómetro en la persona.

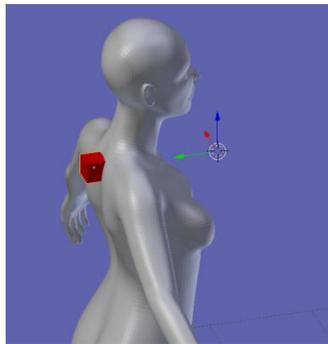


Fig. 4.22 Ubicación del acelerómetro

Elaborado por: Gabriela Vallejo

Al simular el prototipo en Blender hemos obtenido algunos resultados que nos permitieron ubicar en el sitio adecuado los sensores. El acelerómetro seleccionado mide los ejes x, y y z lo que nos permite obtener diferentes resultados en diversas posiciones.

La figura 4.23 indica los tres ejes en los que el acelerómetro realiza sus mediciones, en los ejes X Y Z.

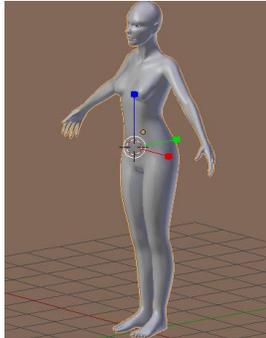


Fig. 4.23 Ejes X Y Z
Elaborado por: Gabriela Vallejo

La persona puede caerse de diversas maneras como se muestran en las siguientes figuras:

Al caerse hacia adelante existen riesgos de golpes en el rostro o fracturas en la parte superior del tronco, es necesario que el sensor detecte de inmediato las caídas para emitir una alerta inmediata. La figura 4.24 muestra una caída de 60° hacia adelante.

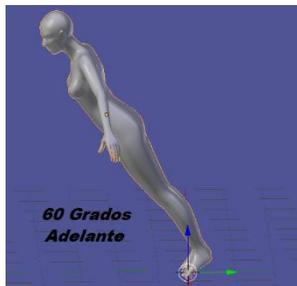


Fig. 4.24 Caída de 60° hacia adelante

Elaborado por: Gabriela Vallejo

Cualquier tipo de caída es muy peligroso para personas de la tercera edad, en este caso se observa que la caída es hacia los lados, lo que ocasionaría fracturas de brazo de acuerdo a la intensidad del impacto.

La figura 4.25 muestra una caída de 60° de lado.

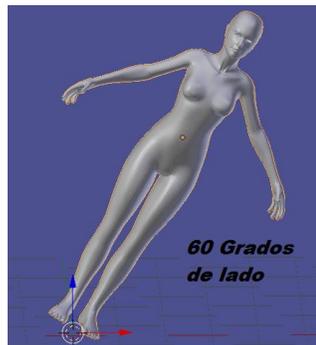


Fig. 4.25 Impacto de 60 grados de lado
Elaborado por: Gabriela Vallejo

La figura 4.26 nos indica la caída más peligrosa que puede tener una persona ya que al tener el impacto en la parte de atrás del cerebro puede ocasionar parálisis y una muerte al instante.

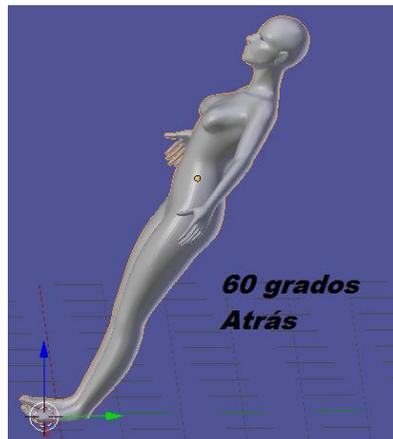


Fig. 4.26 Impacto de 60 grados hacia atrás
Elaborado por: Gabriela Vallejo

La detección de los accidentes o caídas se basa en la súbita aceleración generada al impactar contra un objeto, por lo tanto independientemente del eje en el que se origine la caída deberá ser considerada como una alerta grave, tomando en cuenta que las personas que lo usaran sufren problemas para moverse libremente.

Para reconocer el patrón generado por un golpe es necesario conocer el funcionamiento del sensor en su posición de reposo, ya que se deberá discriminar los movimientos concernientes al desplazamiento normal del individuo de los golpes más bruscos e intempestivos. A continuación en las siguientes figuras se muestran los desplazamientos realizados en los ejes X, Y, Z respectivamente; realizando las acciones de: Reposo, Movimiento en los ejes X, Y, Z respectivamente; seguidos de golpes bruscos al sensor y seguidos de golpes leves.

En la segunda parte de la figura 4.27 se observa un movimiento brusco en el eje X, en las siguientes áreas el acelerómetro permanece inactivo; el golpe fuerte registra picos elevados en tiempos muy cortos, el golpe leve registra picos menores en mayor número.

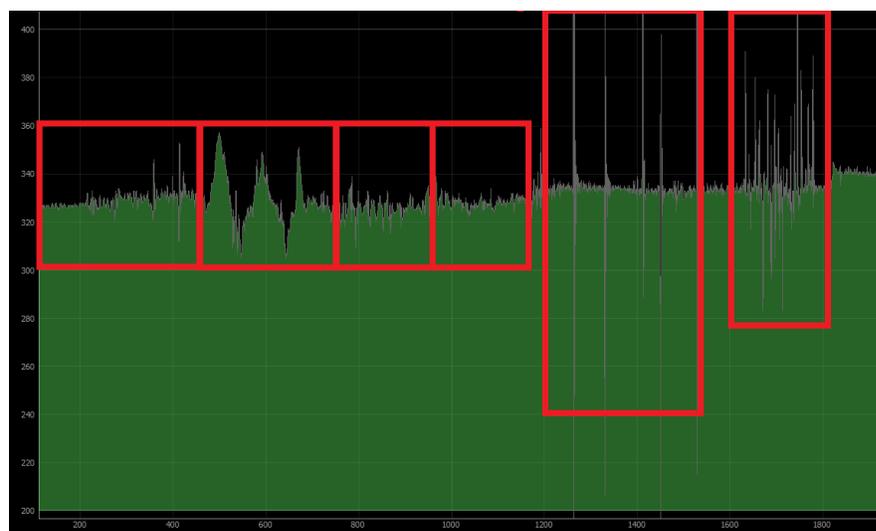


Fig. 4.27 Movimientos en el eje X del acelerómetro
Elaborado por: Gabriela Vallejo

En la tercera región de la figura 4.28 se observa movimiento en el eje Y, las regiones 2 y 4 presentan leves perturbaciones, de igual manera los golpes bruscos y leves son registrados en picos muy reconocibles y de intensidad breve.



Fig. 4.28 Movimientos en el eje Y del acelerómetro

Elaborado por: Gabriela Vallejo

En la figura 4.29 también se puede apreciar movimientos en el eje Z en la cuarta región, en las dos siguientes regiones se muestran los golpes fuertes y leves claramente registrados.

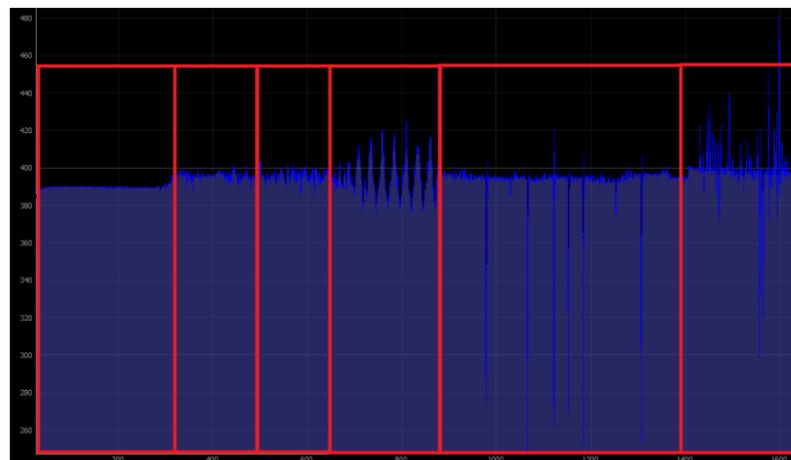


Fig. 4.29 Movimientos en el eje Z del acelerómetro

Elaborado por: Gabriela Vallejo

El algoritmo usado para determinar el impacto se basa en restas constantes de los valores capturados, con el fin de determinar el valor del impacto para posteriormente categorizarlo en un rango de 5 magnitudes. Al final del ciclo el mayor valor obtenido es almacenado; después de 30 ciclos continuos de medición, se recoge el valor mayor encontrado y si excede un cierto límite se emitirá la alerta indicada. A continuación en la tabla 4.8 se muestra el código empleado.

Tabla 4.8 Algoritmo de reconocimiento de impactos del acelerómetro

Código	Función
void impacto(){	
if (des_X>=5*M des_Y>=5*M des_Z>=5*M){	Magnitud del golpe entre 5 y 6 M
if (des_X<6*M des_Y<6*M des_Z<6*M){	
G=5; }}	Intensidad del golpe =5
if (des_X>=4*M des_Y>=4*M des_Z>=4*M){	Magnitud del golpe entre 4 y 5 M
if (des_X<5*M des_Y<5*M des_Z<5*M){	
G=4; }}	Intensidad del golpe =4
if (des_X>=3*M des_Y>=3*M des_Z>=3*M){	Magnitud del golpe entre 3y 4 M
if (des_X<4*M des_Y<4*M des_Z<4*M){	
G=3; }}	Intensidad del golpe =3
if (des_X>=2*M des_Y>=2*M des_Z>=2*M){	Magnitud del golpe entre 2 y 3 M
if (des_X<3*M des_Y<3*M des_Z<3*M){	
G=2; }}	Intensidad del golpe =2
if (des_X>=1*M des_Y>=1*M des_Z>=1*M){	Magnitud del golpe entre 1 y 2 M
if (des_X<2*M des_Y<2*M des_Z<2*M){	
G=1; }}	Intensidad del golpe =1
i=i+1;	
if(i>30 && valor_impacto>=4){	Pasados 3 ciclos de sensado y determinado un impacto >=4
digitalWrite(7,HIGH);	Emitir alerta
valor_impacto=0;	Resetear marcador de impacto
i=0;	Resetear contador
}	
if (G>valor_impacto){valor_impacto=G;}	Incrementar marcador de impacto con el valor más alto
}	

Elaborado por: Gabriela Vallejo

4.3.4 Sensor de temperatura

El sensor de temperatura LM35 es un dispositivo analógico, fue ubicado en la axila por la comodidad del paciente y por el rango de temperatura que se va a medir. Para obtener la información se utilizó conversores análogo digitales lo que nos permitió tener datos confiables de manera digital, los cuales fueron utilizados para emitir una alerta en caso de una alteración en la temperatura.

Para este sensor se realizó un aislamiento que permitió tener datos claros sin perturbaciones ocasionadas por el ruido o por la oxidación.

La ubicación del sensor se muestra en la figura 4.30.

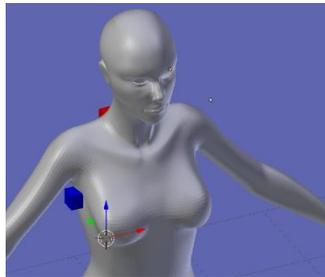


Fig. 4.30 Ubicación del sensor de temperatura

Elaborado por: Gabriela Vallejo

En la figura 4.31 se puede observar las pruebas de funcionamiento del sensor LM35, la escala nos muestra el valor obtenido del conversor análogo digital, estos datos no muestran el cambio de la temperatura en tiempo real; donde se puede apreciar la variación entre grado y grado.

El sensor nos muestra valores que van desde 71 a 75, por lo que para obtener el valor de temperatura real se debe calibrar el sensor para que nos muestre una temperatura de 37° en una persona saludable.

El algoritmo para obtener este dato consiste en dividir para 2 el valor obtenido y sumarle 1, con esto obtenemos un valor que oscila entre 36.5° y 37.5° ; para mejorar la precisión se realiza un promedio de los últimos 10 valores.

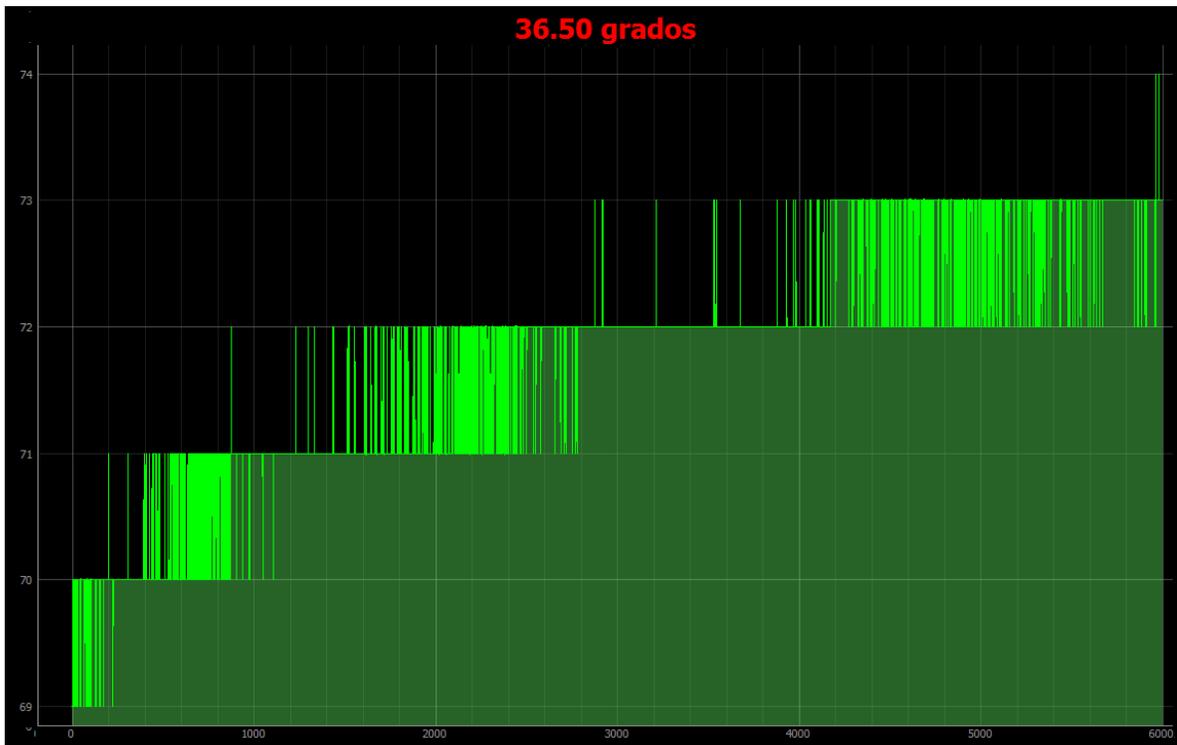


Fig. 4.31 Pruebas de funcionamiento del sensor de temperatura

Elaborado por: Gabriela Vallejo

4.3.5 Acoplamiento de programas

La adquisición de datos de cada uno de los sensores se realizó por medio de la conversión análoga digital, la frecuencia necesaria para realizar las mediciones se basa en la importancia del sensor y la velocidad de reacción. El sensor de temperatura tiene una reacción lenta por lo tanto no requiere una medición constante.

El corazón normalmente emite en un minuto 120 pulsaciones, por lo que en un segundo tiene 2 pulsaciones aproximadamente y requiere una frecuencia de muestreo que permita detectar este tipo de transiciones; por el teorema de Nyquist la frecuencia debería ser al menos 4Hz y cualquier valor superior se considera idónea para realizar una correcta medición.

El acelerómetro al ser un dispositivo que mide aceleraciones en los ejes X, Y, Z, con una respuesta de alta velocidad, necesita una captura de datos a altas velocidades durante ciclos prolongados; se requiere tres canales de conversión análogo digital de los cuales se deben elaborar un algoritmo que permita determinar cambios en la aceleración en cualquiera de los ejes mencionados.

Los diferentes movimientos generan diversas aceleraciones, con un movimiento leve se obtiene una aceleración baja y un movimiento brusco genera una aceleración alta dependiendo de la magnitud del mismo, por esta razón es necesario establecer un algoritmo que permita categorizar los impactos.

La categorización se puede realizar de diferentes maneras, la seleccionada fue realizar una diferenciación entre el valor actual y el anterior de la aceleración para determinar la magnitud del impacto; este valor puede ser positivo o negativo, por lo tanto el valor absoluto de este impacto es comparado con un parámetro establecido.

Tomando como referencia este parámetro, los valores serán categorizados en diferentes grados de impacto, al realizar el respectivo análisis se obtuvo los siguientes resultados:

Impacto Leve: Grado 1

Impacto moderado: Grado 2

Impacto fuerte: Grado 3 – Grado 5

El grado 5 es considerado como un impacto extremadamente fuerte, es difícil que pueda ocurrir de maneras convencionales. El parámetro para realizar estos cálculos se ha determinado de una manera experimental, basados en recreaciones de las acciones que se realizarán.

El proceso de conversión análoga digital, según la página oficial de Arduino toma 0.1 ms, y tomando en cuenta el sensor que debe tener prioridad es el acelerómetro ya que una pérdida de datos podría ocasionar que no se detecte una caída: es por esta razón que se deben realizar múltiples mediciones en el menor intervalo posible.

Las mediciones se realizan durante 200 ciclos por cada uno de los canales, teniendo en total 600 muestras de los ejes del acelerómetro; el tiempo necesario para recolectar las muestras se calcula con el tiempo individual de cada conversión por el total de muestras obtenidas, el tiempo final es de 0.06 segundos.

Por cada 600 muestras del acelerómetro, se obtendrá una muestra del ECG y una de la temperatura, teniendo como total 602 muestras; y un tiempo de ejecución de 0.0602 segundos, este proceso se realizará aproximadamente 16 veces por segundo y se obtendrá una curva de 16 hertzios para el ECG por lo que las mediciones son las necesarias para obtener una información fiable.

Después de estas mediciones, se realizó el algoritmo para el ECG, que consiste en calcular el tiempo entre picos a través de la función mili, lo que permitirá determinar la frecuencia cardíaca. El método para determinar los picos se define con un algoritmo que detecta un número de incrementos partiendo de un rango establecido.

El sensor de ECG fue posicionado fijamente, para entregar valores precisos, por lo tanto cualquier movimiento realizado por el paciente produce una variación de los datos capturados, es por esta razón que es necesario que el algoritmo discrimine

los cambios bruscos. El ritmo cardiaco en el cuerpo no sufre variaciones intempestivas en menos de un segundo, tomando en cuenta este parámetro el sistema solo admite variaciones continuas.

El sensor de temperatura LM35 es ideal para nuestros propósitos; ya que su tamaño reducido permite la variación de temperatura en intervalos de tiempo muy cortos, de esta manera los datos obtenidos son confiables.

Al obtener los parámetros para el control de los signos vitales, se debe realizó las comparaciones respectivas con los valores considerados normales, de esta manera si se encuentra alguna anomalía se emiten las alertas respectivas.

El método para emitir alertas es a través de un sistema de comunicación por voz, utilizando el módulo de sonido y GSM adquiridos, en los cuales se implementará un sistema que emitirá mensajes a partir de reproducciones de archivos específicos previamente grabados con la utilización del software LOQUENDO.

LOQUENDO fue utilizado para evitar problemas de interpretación de la voz, ya que este genera diálogos claros y entendibles, que facilitan la comprensión de los mensajes establecidos. Los mensajes pregrabados contienen valores numéricos específicos y diálogos de alerta generados en base a las distintas problemáticas que pueden ocurrir.

Uno de los problemas principales del dispositivo es el consumo de energía, por lo tanto se deben establecer el tiempo de activación de cada módulo, ciertos módulos como el GSM cuentan con modos de operación de bajo consumo que permiten encender en caso de ser necesario. El módulo de reproductor de sonido no cuenta con estas funciones, por lo que se lo debe desconectar de la fuente de alimentación cuando no es requerido.

El diseño incluye una pantalla LCD de 1.8 pulgadas que permite visualizar el estado de los signos vitales solo cuando sea requerido por el usuario, la pantalla debe ser apagada en caso de no ser utilizada [28].

4.4 Pruebas de funcionamiento

Como se aprecia en la figura 4.32, las lecturas realizadas en un paciente de manera consecutiva, demuestran que los valores obtenidos son bastante cercanos, por lo tanto la precisión del sistema es alta, estas mediciones fueron realizadas en un corto periodo de tiempo para asegurar que no existan cambios en el paciente que afecten las lecturas. Como se puede apreciar la temperatura y el ritmo cardiaco muestran valores estables.



Fig. 4.32 Pruebas de funcionamiento del medidor de signos vitales

Elaborado por: Gabriela Vallejo

4.6 Presupuesto

El presupuesto utilizado en el desarrollo del proyecto se muestra en la tabla 4.11

Tabla 4.8 Presupuesto

tem	Descripción	Cantidad	Valor Unitario	Valor Total
1	Arduino Micro	1	\$ 30	\$ 30
2	Módulo GSM	1	\$ 40	\$ 40
3	Sensor ECG	1	\$ 30	\$ 30
4	Acelerómetro	1	\$ 10	\$ 10
5	Sensor de Temperatura	1	\$ 3	\$ 3
6	Baquelita	2	\$ 5	\$ 10
7	Elementos Electrónicos Varios	1	\$ 50	\$ 50
8	Conectores		\$ 15	\$ 15
9	Multímetro	1	\$ 20	\$ 20
10	Cables		\$ 10	\$ 10
11	Horas de Programación	500	\$ 5	\$ 2.500
12	Gastos Varios		\$ 100	\$ 100
	TOTAL			\$ 2.818

Elaborado por: Gabriela Vallejo

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

- El equipo construido permite medir la presión arterial, la temperatura corporal y también es capaz de detectar si el individuo ha tenido algún golpe o impacto.
- El tiempo que puede permanecer operativo el equipo es dependiente de la capacidad de la batería, ya que se ha optimizado el consumo de energía al máximo posible.
- El algoritmo para la frecuencia cardíaca es capaz de detectar valores incrementales consecuentes en períodos similares.
- El algoritmo para el acelerómetro puede ser ajustado según los requerimientos del usuario
- Los algoritmos desarrollados son dependientes de variables principales, a través de las cuales se puede calibrar el sistema.

5.2 Recomendaciones

- Para la medición de los signos vitales es necesario que la persona se encuentre en reposo para evitar alarmas innecesarias.
- Al medir los signos vitales es necesario conocer la edad de la persona para tomar las precauciones necesarias.
- El presente proyecto plantea que las visitas de los pacientes al médico disminuyan cuando se tengan que realizar mediciones constantes de los signos vitales.
- El sistema debe ser ajustado en base a las necesidades médicas del usuario

BIBLIOGRAFÍA

- [1] El Telégrafo. Asamblea aprobó pro forma para el presupuesto 2014 [Online]. Disponible en la dirección: <http://www.telegrafo.com.ec/economia/item/asamblea-aprobo-pro-forma-del-presupuesto-para-2014.html>
- [2] A. Gutiérrez, N. Enríquez, W. Rodríguez “Sistema Prototipo de Telemonitoreo para Pacientes usando tecnologías Inalámbricas Semimoviles de Comunicación”, Facultad de Ingeniería, Departamento de Ingeniería Electrónica. Telecomunicaciones., PUJ, Bogotá, Colombia, 2005.
- [3] Rita Rodríguez , “Monitor Portátil de Signos Vitales utilizando PDA”, Escuela de Ingeniería, EPN., Quito, Ecuador, 2006.
- [4] Pamela Tatiana Morales, “Sistema Prototipo de Telemonitoreo y Control Remoto de Signos Vitales como la Frecuencia Cardíaca, usando Tecnologías Inalámbricas de Comunicación”, Colegio de Ciencias e Ingeniería. Telecomunicaciones., USFQ., Quito, Ecuador, 2012.
- [5] J. P. Tello, O. Manjarrés, M. Quijano, A. Blanco, F. Varona and M. Manrique, Remote Monitoring System of ECG and Body Temperature Signals, 2013.
- [6] D. Olivera, J. Uriel N. “Diseño y la construcción de un Sistema de Monitoreo de Signos Vitales”, Facultad de Ingeniería, Departamento de Ingeniería Electrónica. Telecomunicaciones., IPN, Bogotá, Colombia, 2013
- [7] D. Cañaveral, A. Itas, “Diseño y Construcción de un Dispositivo Electrónico para la Adquisición de Señales Bioeléctricas de Electrocardiografía y Presión Arterial”, UPS, Quito, Ecuador, 2014.
- [8] Libros de Autores Cubanos (2011). Manual de Procedimientos de Enfermería [Online]. Disponible en la dirección: <http://gsdl.bvs.sld.cu/cgi-bin/library?e=d-00000-00---off-0enfermeria--00-0----0-10-0---0---0direct-10---4-----0-11--11-11-50--->

20-about---00-0-1-00-0-0-11-1-00-

00&a=d&cl=CL1&d=HASH0110cf54a196496823e8424b.12.fc

[9] Signos Vitales (2011). Mediciones de Signos Vitales [Online]. Disponible en la dirección http://www.pisa.com.mx/publicidad/portal/enfermeria/manual/4_1_1.htm

[10] El Blog de la Enfermera (2012). Signos Vitales[Online]. Disponible en la dirección: <http://enferlic.blogspot.com/2012/05/signos-vitales.html>

[11] Boletín de la escuela de medicina (2006). Movilidad en el adulto mayor. [Online]. Disponible en la

[12] La ingeniería electrónica y medicina (2011). La ingeniería electrónica y la medicina [Online]. Disponible en la dirección: <http://upcommons.upc.edu/revistes/handle/2099/9770>

[13] Fernando Valdés, Microcontroladores: Fundamentos y Aplicaciones, 3Q, 2007

[14] Electronic Tutorials (2012). Sensors and Transducers. [Online]. Disponible en la dirección: http://www.electronics-tutorials.ws/io/io_1.html

[15] Pallas Areny, Adquisición y Distribución de Senales, Pearson, 1993.

[16] Tomasi Wayne , Sistema de Comunicaciones Electrónicas, Pearson, 2013

dirección: <http://escuela.med.puc.cl/publ/boletin/geriatria/InmovilidadAdulto.html>

[17] Sallent Oriol, Principios de comunicaciones Móviles, UPC,2003

[18] José María Hernández, Comunicaciones Móviles, Centro de Estudios Ramón Areces, 20007

[18] Blue Hack (2013), Comandos AT. Disponible en la dirección: <http://bluehack.elhacker.net/proyectos/comandosat/comandosat.html>

[19] SIMCom, Sim 900 (2014).Disponible en la dirección: <http://wm.sim.com/producten.aspx?id=1019>

[20] Texas Instruments, LM35 (2013). Disponible en la dirección: <http://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=0CBwQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.ti.com%2Flit%2Fds%2Fsymlink%2Flm35.pdf&ei=XE4GVY7JDcelgwTju4OgCA&usg=AFQjCNEYRFMfIX0Uy2rBPHutCN0J7Z9Zvg&sig2=Emwl-wk-3c6iLSJCK1TR>

[21] Plessey, ECG PS25205 (2013). Disponible en la dirección: http://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&cad=rja&uact=8&ved=0CCsQFjAB&url=http%3A%2F%2Fwww.mouser.com%2Fcatalog%2Fspecsheets%2Fplesseysemiconductors_PS25205B.pdf&ei=8dMGVfahDcW8ggT8joKQCA&usg=AFQjCNG9D3q1jPBd70G2Rcvncw7R6x6oQA&sig2=iHjsiKgYP2woD1ExdKicXg&bvm=bv.88198703,d.eXY

[22] Maxim Integrated, DS18B20WP (2013). Disponible en la dirección: <http://www.maximintegrated.com/en/products/analog/sensors-and-sensor-interface/DS18B20.html>

[23] Plessey, ECG PS25205 (2013). Disponible en la dirección: http://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&cad=rja&uact=8&ved=0CCsQFjAB&url=http%3A%2F%2Fwww.mouser.com%2Fcatalog%2Fspecsheets%2Fplesseysemiconductors_PS25205B.pdf&ei=8dMGVfahDcW8ggT8joKQCA&usg=AFQjCNG9D3q1jPBd70G2Rcvncw7R6x6oQA&sig2=iHjsiKgYP2woD1ExdKicXg&bvm=bv.88198703,d.eXY

[24] Pulse Sensor Getting Start Guide, Pulse Sensor (2014). Disponible en la dirección: <https://www.sparkfun.com/products/11574>

[25] Para Solo lo electrónico, Sensor de Respiración para Arduino y Netduino (2012). Disponible en la dirección: <http://parasoloelectronico.blogspot.com/2012/12/sensor-de-respiracion-para-arduino-y.html>

[26] WebTronico, Módulo MP3 TDS55 (2013). Disponible en la dirección:
<http://www.webtronico.com/tds055-modulo-mp3-player-para-arduino.html>

[27] Microelectronicos, Módulo MP3 WTV020. Disponible en la dirección
<http://www.microelectronicos.com/shopexd.asp?id=686&bc=no>

[28] HetPro, Módulo MP3 WT5001. Disponible en la dirección: <https://hetpro-store.com/arduino/shield-varios/mp3-usb-sd-shield-clone.html>

[29] Rodríguez Luis, Manual del Técnico Auxiliar de Geriátría, MAD, 2004

ANEXOS

Anexo 1

CODIFICACIÓN DEL PROGRAMA

#include <Wtv020sd16p.h>// reproductor de musica	Librería del reproductor de música
int resetPin = 99; // reproductor de musica	Declaración de Pines
int clockPin = 1; // reproductor de musica	
int dataPin = 0; // reproductor de musica	
int busyPin = 2; // reproductor de musica	
Wtv020sd16p wtv020sd16p(resetPin,clockPin,dataPin,busyPin);// reproductor de musica	Asignación de las funciones del módulo
#define sclk 12 //pantalla	Definición de Pines para la pantalla
#define mosi 11//pantalla	
#define cs 10//pantalla	
#define dc 9//pantalla	
#define rst 0 //pantalla// you can also connect this to the Arduino reset	
#include <Adafruit_GFX.h> //pantalla // Core graphics library	Libreria de la pantalla
#include <Adafruit_ST7735.h>//pantalla // Hardware-specific library	
#include <SPI.h>//pantalla	
#if defined(__SAM3X8E__)//pantalla	Función de la pantalla
#undef __FlashStringHelper::F(string_literal)//pantalla	
#define F(string_literal) string_literal//pantalla	
#endif//pantalla	

Adafruit_ST7735 tft = Adafruit_ST7735(cs, dc, mosi, sclk, rst);//pantalla	Asignación de las funciones de la pantalla
#include <SoftwareSerial.h>//MODULO GSM	Librería Módulo GSM
SoftwareSerial GPRS(8, 3);//MODULO GSM	
const int ADC1=A0;	Declaración de Pines
const int ADC2=A1;	
const int ADC3=A2;	
const int ADC4=A3;	
const int ADC5=A4;	
const int chequeo=5;	
int pulso = 0;	Declaración de Variables
float TEMPERATURA = 0;	
int Eje_X=0;	
int Eje_Y=0;	
int Eje_Z=0;	
int VALOR_X = 0;	
int VALOR_Y = 0;	
int VALOR_Z = 0;	
int des_X = 0;	
int des_Y = 0;	
int des_Z = 0;	
int M=3;//3	
int N=80;	
int G=0;	
int i=0;	
long int G_control=0;	
long int i_control=0;	
long int o_control=0;	

long int u_control=millis();	
int valor_impacto=0;	
int pulso2=0;	Declaración de Variables
int ECG=70;	
int dif_pulso=0;	
int tiempo_pulso=0;	
int tiempo_pulso2=0;	
int dif_tiempo=0;	
int dif_tiempo2=0;	
int n_tiempos=0;	
int dif_per=0;	
int dif_per2=0;	
int prom_ecg=0;	
int pico=0;	
int referencia=0;	
void setup() {	
GPRS.begin(19200); //MODULO GSM // the GPRS baud rate	Configuración de Pines como salida o entrada
pinMode(6, OUTPUT);	
pinMode(7, OUTPUT);	
pinMode(9, OUTPUT);	
pinMode(10, OUTPUT);	
pinMode(11, OUTPUT);	
pinMode(12, OUTPUT);	
pinMode(13, OUTPUT);	
pinMode(A5, OUTPUT);	
pinMode(chaqueo, INPUT);	
pinMode(0, OUTPUT);	

pinMode(1, OUTPUT);	
pinMode(2, OUTPUT);	
digitalWrite(0,HIGH);	
digitalWrite(1,HIGH);	Poner en estado lógico alto diferentes pines
digitalWrite(2,HIGH);	
simple_txt();	Llamar a la función
delay(4000);	Pausa de 4 ms
wtv020sd16p.asyncPlayVoice(0);	Reproducir la canción 0 en modo asíncrono
delay(8000);	Pausa de 8ms
pinMode(0, OUTPUT);	Configuración de Pines como salida
pinMode(1, OUTPUT);	
pinMode(2, OUTPUT);	
}	Fin de Void Setup
void loop(){	
pulso = analogRead(ADC1);	Leer la entrada ADC1
ecg();	Llamar a la Función ECG
TEMPERATURA=((analogRead(ADC5)*500.0)/1024+2);	Captura y procesamiento del valor de la temperatura
for(int i=0;i<=25;i++){	25 ciclos de lectura
Eje_X= analogRead(ADC2);	Leer la entrada ADC2
Eje_Y= analogRead(ADC3);	Leer la entrada ADC3
Eje_Z= analogRead(ADC4);	Leer la entrada ADC4
des_X=abs(VALOR_X - Eje_X);	Valor absoluto de la diferencia de aceleración en el eje X
des_Y=abs(VALOR_Y - Eje_Y);	Valor absoluto de la diferencia de aceleración en el eje Y
des_Z=abs(VALOR_Z - Eje_Z);	Valor absoluto de la diferencia de aceleración en el eje Z
VALOR_X=Eje_X;	Actualización del valor en el eje X
VALOR_Y=Eje_Y;	Actualización del valor en el eje Y
VALOR_Z=Eje_Z;	Actualización del valor en el eje Z

<code>impacto();</code>	Llamar a la Función Impacto
<code>}</code>	Fin del ciclo For
<code>digitalWrite(A5, LOW);</code>	Poner en estado bajo los pines
<code>digitalWrite(13, LOW);</code>	
<code>digitalWrite(7,LOW);</code>	
<code>digitalWrite(9,LOW);</code>	
<code>digitalWrite(10,LOW);</code>	
<code>digitalWrite(11,LOW);</code>	
<code>digitalWrite(12,LOW);</code>	
<code>digitalWrite(0,LOW);</code>	
<code>digitalWrite(1,LOW);</code>	
<code>digitalWrite(2,LOW);</code>	
<code>if(digitalRead(chequeo)==LOW){informacion();}</code>	Si, pin chequeo se activa , llamar a la función información.
<code>o_control=millis();</code>	Capturar el tiempo de ejecución con la función millis
<code>control();</code>	Llamar a la función control
<code>}</code>	
<code>void impacto(){</code>	Función Impacto
<code>if (des_X>=5*M des_Y>=5*M des_Z>=5*M){</code>	Clasificar cada nivel de impacto
<code>if (des_X<6*M des_Y<6*M des_Z<6*M){ G=5; }}</code>	
<code>if (des_X>=4*M des_Y>=4*M des_Z>=4*M){</code>	
<code>if (des_X<5*M des_Y<5*M des_Z<5*M){ G=4; }}</code>	
<code>if (des_X>=3*M des_Y>=3*M des_Z>=3*M){</code>	
<code>if (des_X<4*M des_Y<4*M des_Z<4*M){ G=3; }}</code>	
<code>if (des_X>=2*M des_Y>=2*M des_Z>=2*M){</code>	
<code>if (des_X<3*M des_Y<3*M des_Z<3*M){ G=2; }}</code>	
<code>if (des_X>=1*M des_Y>=1*M des_Z>=1*M){</code>	
<code>if (des_X<2*M des_Y<2*M des_Z<2*M){ G=1; }}</code>	
<code>i=i+1;</code>	Contador con incremento de 1
<code>if(i>300 && valor_impacto>=3){</code>	Medición de 300 datos capturados

G_control=valor_impacto;	G_control toma el mayor valor existente
valor_impacto=0;	La variable se resetea en cero
i=0;	El contador se resetea en cero
G=0;	La variable se resetea en cero
}	Fin del ciclo IF
if (G>valor_impacto){valor_impacto=G;}	Actualización de valores
}	
void ecg(){	Función ECG
if (pulso>=550 && pulso <=970){	Definición del rango del pulso
dif_pulso=pulso - pulso2;	Diferencia entre el valor anterior y el valor siguiente
if(dif_pulso>0){referencia=referencia+1;}	Si la diferencia es positiva, incremente el contador
if(dif_pulso<=0 && referencia>=5){	Si la diferencia es cero o negativa y la referencia es igual a 5
pico=pulso2;	La variable pico toma el valor de pulso2
referencia=0;	El contador se resetea
digitalWrite(13, HIGH);	El pin 13 se pone en alto
tiempo_pulso=millis();	Tomar el tiempo en que el pico existe
dif_tiempo=tiempo_pulso-tiempo_pulso2;	Diferencia entre tiempos del pulso
if(dif_tiempo>=dif_tiempo2-N && dif_tiempo<=dif_tiempo2+N){	Si la diferencia de tiempos es más menos N que la anterior
n_tiempos=n_tiempos+1;	Se incrementa un contador
if(prom_ecg==0){prom_ecg=dif_tiempo;}	Si prom_ecg es cero, se iguala con la variable dif_tiempo
else{prom_ecg=0.5*(dif_tiempo+prom_ecg);}	Se calcula la media aritmética del ECG
}	Fin del IF de la diferencia de tiempo
else{n_tiempos=0;prom_ecg=0;}	Caso contrario las variables se resetean
tiempo_pulso2=tiempo_pulso;	Actualizar valores
if(n_tiempos>=5){	Si, hay cinco valores similares
ECG=60000/prom_ecg;	Calcular el valor ECG con prom_ECG
digitalWrite(A5, HIGH);	Pone en alto el pin A5

u_control=millis();	Toma el tiempo de ejecución del programa
}	Fin del IF de Ntiempos
dif_tiempo2=dif_tiempo;	Actualizar valores
}	
pulso2=pulso;	Actualizar valores
}	
}	
void simple_txt(){	Función para escribir el Sistema está listo
digitalWrite(7,HIGH);	Poner en alto el pin 7
tft.initR(INITR_BLACKTAB); // initialize a ST7735S chip, black tab	Inicializar pantalla
tft.fillScreen(ST7735_BLUE);	Poner pantalla con color azul
testdrawtext("Sistema LISTO", ST7735_WHITE);	Dibujar texto en la pantalla
}	
void testdrawtext(char *text, uint16_t color){	Dibujar el texto requerido
tft.setCursor(0, 0);	Posición del cursor
tft.setTextSize(2);	Tamaño de la letra
tft.setTextColor(color);	Color del texto
tft.setTextWrap(true);	Texto ajustado
tft.print(text);	Imprimir texto
delay(3500);	Pausa de 3.5 s
}	
void llamar(){	Función llamar
digitalWrite(6,LOW);	
delay(1000);	
digitalWrite(6,HIGH);	
delay(2000);	
digitalWrite(6,LOW);	
delay(20000);	Encender módulo GSM
GPRS.println("ATD0995461047;\r\n");	Marcar el número

delay(15000);	Pausa de 15 s
}	
void colgar(){	Función colgar
GPRS.println("ATH");	
delay(100);	
digitalWrite(6,LOW);	
delay(1000);	
digitalWrite(6,HIGH);	
delay(2000);	
digitalWrite(6,LOW);	Apagar módulo GSM
delay(2000);	Pausa de 2 segundos
}	
void informacion() {	Función Informacion
digitalWrite(7,HIGH);	
digitalWrite(0,HIGH);	
digitalWrite(1,HIGH);	
digitalWrite(2,HIGH);	Poner en alto los pines
tft.initR(INITR_BLACKTAB); // initialize a ST7735S chip, black tab	Inicializar pantalla
tft.setTextWrap(true);	Texto ajustado
tft.setCursor(0, 0);	Posición del cursor
tft.fillScreen(ST7735_BLACK);	Poner la pantalla en color negro
tft.setTextColor(ST7735_RED);	Texto en color rojo
tft.setTextSize(1);	Tamaño de la letra
tft.println("Signos Vitales");	Escribir el mensaje
tft.setTextSize(2);	Tamaño de la letra
tft.setTextColor(ST7735_GREEN);	Texto en color verde
tft.print("Temp = ");	Escribir el mensaje

tft.setTextColor(ST7735_WHITE);	Texto de color blanco
tft.println(TEMPERATURA, 2);	Escribir el mensaje
tft.setTextColor(ST7735_GREEN);	Texto en color verde
tft.print("Pulso = ");	Escribir el mensaje
tft.setTextColor(ST7735_RED);	Texto en color rojo
tft.println(ECG);	Escribir el mensaje
// tft.setTextColor(ST7735_GREEN);	Texto de color verde
// tft.print("Impacto Grado= ");	Escribir el mensaje
// tft.setTextColor(ST7735_WHITE);	Texto de color blanco
// tft.println(valor_impacto);	Escribir el mensaje
tft.setTextColor(ST7735_RED);	Texto de color rojo
tft.print("Encendido por=");	Escribir el mensaje
tft.print(millis()/3600000);	Imprimir el tiempo de ejecución
tft.setTextColor(ST7735_WHITE);	Texto en color blanco
tft.println("Horas");	Escribir el mensaje
wtv020sd16p.asyncPlayVoice(ECG);	Reproducir el número correspondiente al ritmo cardiaco
delay(6000);	Pausa de 6 segundos
}	
void control(){	Función control
if(ECG<=65){	Si el valor de ECG es menor o igual a 65
Alerta_lcd();	Llamar a la función lcd
testdrawtext("ALERTA! PRESION CARDIACA MUY BAJA", ST7735_WHITE);	Escribir el mensaje
wtv020sd16p.asyncPlayVoice(253);	Reproducir el mensaje
delay(3000);	Pausa de 3 segundos
llamar();	Función llamar
delay(15000);	Pausa de 15 segundos
colgar();	Función colgar
}	
if(ECG>100){	Procedimiento para alerta de pulso alto

Alerta_lcd();	
testdrawtext("ALERTA! RITMO CARDIACO MUY ALTO", ST7735_WHITE);	
wtv020sd16p.asyncPlayVoice(254);	
llamar();	
delay(15000);	
colgar();	
}	
if(G_control>=2){	Procedimiento para control de golpes
Alerta_lcd();	
testdrawtext("ALERTA! OCURRIO UN GOLPE O CAIDA", ST7735_WHITE);	
if(G_control==2){wtv020sd16p.asyncPlayVoice(252);}	
if(G_control>=3){wtv020sd16p.asyncPlayVoice(251);}	
llamar();	
delay(15000);	
colgar();	
G_control=0;	
G=0;	
valor_impacto=0;	
}	
i_control=o_control - u_control;	Diferencia de tiempos
if(i_control>100000){ //NO SE DETECTAN SIGNOS VITALES	Si el tiempo es mayor a 100 segundos, iniciar el proceso de alerta
Alerta_lcd();	
testdrawtext("PELIGRO! NO SE DETECTA RITMO CARDIACO", ST7735_WHITE);	
wtv020sd16p.asyncPlayVoice(255);	
llamar();	
delay(15000);	
colgar();	
}	

if(TEMPERATURA>37.5){ //NO SE DETECTAN SIGNOS VITALES	Iniciar proceso de alerta de temperatura alta
Alerta_lcd();	
testdrawtext("PELIGRO! EL PACIENTE TIENE FIEBRE", ST7735_WHITE);	
wtv020sd16p.asyncPlayVoice(256);	
llamar();	
delay(15000);	
colgar();	
}	
if(TEMPERATURA<36.5){ //NO SE DETECTAN SIGNOS VITALES	Iniciar el proceso de alerta de temperatura baja
Alerta_lcd();	
testdrawtext("PELIGRO! LA TEMPERATURA ES MUY BAJA", ST7735_WHITE);	
wtv020sd16p.asyncPlayVoice(257);	
llamar();	
delay(15000);	
colgar();	
}	
}	
void Alerta_lcd(){	Función alerta
digitalWrite(7,HIGH);	Activación de módulos
digitalWrite(0,HIGH);	
digitalWrite(1,HIGH);	
digitalWrite(2,HIGH);	
tft.initR(INITR_BLACKTAB); // initialize a ST7735S chip, black tab	Inicializar pantalla
tft.fillScreen(ST7735_BLACK);	Llenar pantalla en negro