



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
ESCUELA SUPERIOR DE CÓMPUTO
ESCOM

Trabajo terminal

**“SIMPA: Sistema de Medición de Presión Arterial y
Frecuencia Cardíaca”**

No: 2014-A002

Presentan

German Guzmán Martell
Ángel Lira Sánchez
Daniel Santillán Martínez

Directores

M. en C. David Araujo Díaz

M. en C. Méndez Segundo

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL



ESCOM
ESCUELA SUPERIOR DE CÓMPUTO

Diciembre 2015



**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
ESCUELA SUPERIOR DE CÓMPUTO
SUBDIRECCION ACADEMICA**



No de TT: 2014 – A002

10 de Diciembre del 2015

Documento Técnico

“SIMPA: Sistema de Medición de Presión Arterial y Frecuencia Cardíaca”

Presentan

**German Guzmán Martell
Ángel Lira Sánchez
Daniel Santillán Martínez**

Directores

M. en C. David Araujo Díaz

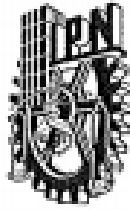
M. en C. Laura Méndez Segundo

RESUMEN

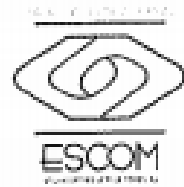
En este documento se plasma el desarrollo de un prototipo para la adquisición de signos vitales que permita medir la presión arterial (PA), frecuencia del ciclo cardíaco (FC), temperatura corporal y visualización del complejo (PQRST) en una persona, asimismo sea una herramienta auxiliar en la detección oportuna y pre-diagnóstico de enfermedades cardiovasculares en individuos con indicadores de riesgo de afección coronaria.

Palabras clave - Base de datos, Dispositivo móvil, Microcontrolador, Presión Arterial, Temperatura.

angel.lira.sis@gmail.com, danielzila@gmail.com, sistmartell@gmail.com



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SUBDIRECCION ACADEMICA



DEPARTAMENTO DE FORMACIÓN INTEGRAL E
INSTITUCIONAL

COMISIÓN ACADÉMICA DE TRABAJO TERMINAL

México, D.F. a 18 de Diciembre de 2015

DR. FLAVIO ARTURO SÁNCHEZ GARFIAS
PRESIDENTE DE LA COMISIÓN ACADÉMICA
DE TRABAJO TERMINAL
P R E S E N T E

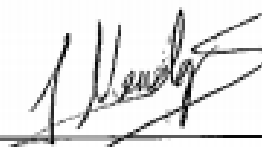
Por medio del presente, se informa que los alumnos que integran el TRABAJO TERMINAL: 2014-A002, titulado "SIMPA: Sistema de Medición de Presión Arterial y Frecuencia Cardíaca" concluyeron satisfactoriamente su trabajo.

Los discos (DVDs) fueron revisados ampliamente por sus servidores y corregidos, cubriendo el alcance y el objetivo planteados en el protocolo original y de acuerdo a los requisitos establecidos por la Comisión que Usted preside.

ATENTAMENTE




M. en C. David Araujo Díaz



M. en C. Laura Méndez Segundo

Advertencia



“Este documento contiene información desarrollada por la Escuela Superior de Cómputo del Instituto Politécnico Nacional, a partir de datos y documentos con derecho de propiedad y por lo tanto, su uso quedará restringido a las aplicaciones que explícitamente se convengan.”

La aplicación no convenida exime a la escuela su responsabilidad técnica y da lugar a las consecuencias legales que para tal efecto se determinen.

Información adicional sobre este reporte técnico podrá obtenerse en:

La Subdirección Académica de la Escuela Superior de Cómputo del Instituto Politécnico Nacional, situada en Av. Juan de Dios Bátiz s/n Teléfono: 57296000, extensión 52000.

Índice

.....	1
CAPITULO I. PROBLEMÁTICA Y SOLUCIÓN.....	9
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	9
1.2 OBJETIVOS.....	10
1.2.1 <i>Objetivo General</i>	10
1.2.2 <i>Objetivos Particulares</i>	10
1.3 JUSTIFICACIÓN.....	10
CAPITULO II FUNCIONAMIENTO GENERAL DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR.....	12
2.1 MARCO TEÓRICO.....	12
2.2 ESTADO DEL ARTE.....	12
2.3 SISTEMA CARDIOVASCULAR.....	13
2.3.1 <i>Descripción de las partes fundamentales del corazón</i>	13
2.3.2 <i>Principio de funcionamiento</i>	14
2.3.3 <i>Actividad eléctrica del corazón</i>	16
2.4 PRESIÓN ARTERIAL.....	17
2.4.1 <i>Presión Arterial Sistólica</i>	18
2.4.2 <i>Presión arterial Diastólica</i>	18
2.4.3 <i>Presión diferencial o de pulso</i>	18
2.4.4 <i>Presión media dinámica</i>	19
2.4.5 <i>Clasificación de la presión arterial</i>	19
2.5 MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL.....	19
2.5.1 <i>Métodos Invasivos</i>	19
2.5.2 <i>Métodos No Invasivos</i>	20
2.6 CONSIDERACIONES.....	21
2.7 INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN.....	22
2.7.1 <i>Esfigmomanómetro</i>	22
2.8 PATOLOGÍAS ASOCIADAS.....	22
2.8.1 <i>Hipertensión</i>	22
2.8.2 <i>Hipotensión</i>	23
2.8.3 <i>Insuficiencia cardíaca</i>	23
2.8.4 <i>Afecciones cerebrovasculares</i>	23
2.8.5 <i>Enfermedades renales</i>	23
2.9 ELECTROCARDIOGRAFÍA.....	23
2.9.1 <i>Electrocardiógrafo</i>	23
2.9.2 <i>Electrocardiograma</i>	24
2.9.3 <i>Descripción de la señal electrocardiograma</i>	24
2.9.4 <i>Nomenclatura de las Ondas del ECG</i>	24
2.9.9 <i>Derivaciones electrocardiográficas</i>	25
2.10 PRINCIPALES AFECCIONES DETECTADAS POR EL ELECTROCARDIOGRAMA.....	27
CAPITULO III CONSTRUCCIÓN DEL MÓDULO DE MEDICIÓN DE PRESIÓN ARTERIAL.....	28
3.1 INTRODUCCIÓN.....	28
3.2 ARQUITECTURA DE HARDWARE.....	28
3.3 CÁLCULO DE LA PRESIÓN.....	29
3.4 TRANSDUCTOR DE PRESIÓN.....	30
3.4.1 <i>Distribución de terminales y circuito acondicionador</i>	31
3.5 FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA.....	31
3.6 DIGITALIZACIÓN DE LA SEÑAL.....	34
3.6.1 <i>Resolución del convertidor analógico digital incorporado en el micro controlador</i>	34

3.6.2 Velocidad de muestreo	34
3.6.3 Especificaciones técnicas	35
3.7 FILTRADO DE LA SEÑAL	35
3.7.1 Filtro Pasa Altas	35
3.7.2 Procedimiento de diseño del F.P.A.....	36
3.7.3 Filtro Pasa Bajas.....	37
3.7.4 Procedimiento de diseño del F.P.B.....	37
3.8 ELEMENTOS PARA LA AUTOMATIZACIÓN DEL INFLADO Y DESINFLADO DE LA BANDA.....	39
3.8.1 Brazaletes de presión sanguínea.....	39
3.8.2 Micro bomba de aire.....	40
3.8.3 Electroválvula.....	40
3.9 MICRO CONTROLADOR.....	40
3.9.1 Distribución de terminales del microcontrolador.....	41
3.10 Módulo Bluetooth	42
3.10.1 Terminales del módulo:	43
3.11 Modulo de visualización.....	43
3.12 Fuente de poder.....	44
3.13 Criterios de medición	44
3.14 Diseño del diagrama de flujo para la rutina del microcontrolador.....	45
CAPITULO IV DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL MÓDULO DE ADQUISICON DEL COMPLEJO PQRST.	46
4.1 INTRODUCCIÓN	46
4.2 ARQUITECTURA DE HARDWARE.....	46
4.3 ETAPA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL	47
4.3.1 Electrodo.....	47
4.3.2 Cables de paciente	48
4.3.3 Amplificador de Instrumentación	48
4.3.4 Características principales del AD620:.....	49
4.3.5 Calculo de la ganancia	50
4.4 ETAPA DE FILTRADO	50
4.4.1 Filtro Pasa Alto.....	51
4.4.2 Filtro Pasa Bajo	52
4.5 ETAPA DE AMPLIFICACIÓN.....	54
4.5.1 Procedimiento de diseño del amplificador.....	54
4.6 ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL.....	55
4.6.1 Desplazador de Nivel	55
CAPITULO V DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL MÓDULO DE MEDICIÓN DE TEMPERATURA CORPORAL.	57
5.1 TEMPERATURA CORPORAL	57
5.1.1 Temperatura corporal baja (hipotermia).....	57
5.1.2 Febrícula	57
5.1.3 Fiebre	57
5.1.4 Temperatura corporal alta (golpe de calor).....	58
5.2 TERMÓMETRO.....	58
5.3 MEDICIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL	58
5.4 SENSOR DE TEMPERATURA INFRAROJO MLX90614ESF-AAA DE MELEXIS	59
5.4.1 Características:	60
CAPÍTULO VI ANÁLISIS Y REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA.	61
6.1 INTRODUCCIÓN	61
6.2 METODOLOGÍA	61
6.3 ARQUITECTURA DEL SISTEMA.....	63

6.4 REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA	63
6.4.1 Requerimientos Funcionales:	63
6.4.2 Requerimientos no funcionales:.....	64
6.5 RESTRICCIONES Y ALCANCES DEL SISTEMA.....	64
6.5.1 Restricciones	64
6.5.2 Alcances	64
6.6 ANÁLISIS DE RIESGO.....	65
6.7 CASOS DE USO	65
6.7.1 Actores del sistema	65
6.7.2 Casos de uso general	66
6.7.3 Caso de uso: Crear cuenta y apartado de ayuda	67
6.7.4 Caso de uso: Iniciar Sesión y consultar historial.....	68
6.7.5 Caso de uso: Medir PA / ECG	69
CAPITULO VII MODELADO DE LA BASE DE DATOS.	70
7.1 ANÁLISIS Y DISEÑO DE LA BASE DE DATOS.....	70
7.2 TECNOLOGÍAS DE SISTEMA GESTOR DE BASE DE DATOS EMPLEADAS	70
7.3 SQLITE	70
7.4 MYSQL	71
7.5 MODELO ENTIDAD RELACIÓN	73
7.6 DESCRIPCIÓN DE ENTIDADES Y RELACIONES	74
7.7 MODELO RELACIONAL.....	76
CAPITULO VIII ANALISIS Y DISEÑO DE LA APLICACIÓN MOVIL.....	77
8.1 INTRODUCCIÓN	77
8.2 OBJETIVO	77
8.3 REQUERIMIENTOS FUNCIONALES	77
8.4 REQUERIMIENTOS NO FUNCIONALES	78
8.5 ANÁLISIS DE LA PLATAFORMA MÓVIL	78
8.5.1 Proveedores de plataformas móviles.....	78
8.5.2 Selección de la plataforma para la aplicación móvil.....	79
8.6 DIAGRAMAS DE CASO DE USO	80
8.6.1 Caso de uso registro de medición	80
8.6.2 Caso de uso consultar medición.....	82
8.7 DISEÑO DE INTERFACES DE USUARIO	83
CAPITULO IX ANALISIS Y DISEÑO DE LA APLICACIÓN WEB	92
9.1 INTRODUCCIÓN	92
9.2 OBJETIVO	92
9.3 REQUERIMIENTOS	92
9.4 MODELO VISTA CONTROLADOR	93
9.4.1 El modelo	94
9.4.2 La Vista	94
9.4.5 El Controlador	95
9.5 DIAGRAMAS DE CASOS DE USO.....	96
9.6 DIAGRAMA DE CLASES	97
9.7 DESCRIPCIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DE LA APLICACIÓN.....	98
9.7.1 Inicio de sesión.....	98
9.7.2 Notificaciones	98
9.7.3 Registro de Medico	99
9.7.4 Permisos.....	100
9.7.5 Configuraciones	100
9.7.6 Médicos.....	101

9.7.8 Pacientes.....	102
9.7.9 Mediciones.....	102
9.7.10 Mensajes.....	104
CAPITULO X PRUEBAS Y RESULTADOS.....	107
10.1 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO.....	107
10.1.1 Pruebas de funcionamiento para el módulo de medición de presión arterial.	107
10.1.2 Pruebas de funcionamiento para el módulo de medición de temperatura corporal.	110
10.1.3 Pruebas de funcionamiento para el módulo de adquisición del complejo PQRST.	111
10.2 DETERMINACIÓN DE LA FACTIBILIDAD.....	112
10.2.1 Factibilidad Técnica.....	112
10.2.2 Factibilidad operativa.....	114
10.2.3 Factibilidad Económica.....	120
CONCLUSIONES.....	124
TRABAJO A FUTURO	126
REFERENCIAS	127
GLOSARIO	129

CAPITULO I. PROBLEMÁTICA Y SOLUCIÓN

1.1 Planteamiento del Problema

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son un conjunto de trastornos del corazón y de los vasos sanguíneos. Son la principal causa de defunción en todo el mundo. Es por ello que el electrocardiograma (ECG) se ha convertido en el estudio por excelencia de la actividad eléctrica del corazón, es un estudio tanto curativo como preventivo, permite aportar información sobre el ritmo del corazón, su frecuencia de latido, la velocidad y la propagación de los impulsos eléctricos en el músculo cardíaco; nos da información detallada de áreas con isquemia (disminución del aporte sanguíneo) basándose en los cambios electrofisiológicos que esta condición genera.

La medición y control de la frecuencia cardiaca sirven como indicativo muy útil para conocer el estado de salud un individuo en relación al número de veces que su corazón se contrae durante un periodo de tiempo (normalmente suele ser por minuto) basado en el esfuerzo físico que se realiza [3].

Hoy en día las enfermedades cardiovasculares son uno de los problemas de salud más común siendo la principal causa de muerte en México, dada la falta de cultura en prevención. De ahí la importancia de contar con instrumentos que permitan la medición de parámetros vitales para la detección de posibles de posibles enfermedades y poder llevar acabo un tratamiento temprano si fuera el caso.

Por otro lado el desarrollo de las telecomunicaciones ha permitido que los avances tecnológicos sean de gran importancia en distintos campos como el de la salud, con la implementación de dispositivos utilizados para el monitoreo de signos vitales.

La telefonía móvil se ha ido extendiendo rápidamente por la disminución del costo en el despliegue de infraestructura tecnológica más barata de igual manera las empresas están desarrollando dispositivos más accesibles causando un rápido aumento en los consumidores.

1.2 Objetivos

Se establecen los objetivos generales y particulares para el desarrollo de la presente propuesta.

1.2.1 Objetivo General

Se diseña e implementa un sistema para la adquisición de signos vitales (Presión Arterial, Frecuencia Cardíaca, Temperatura y complejo PQRST) que será empleado por usuarios que deseen conocer sus principales indicadores de salud con la finalidad de generar y compartir datos clínicos personales que serán consultados y valorados por un profesional de la salud.

1.2.2 Objetivos Particulares

- Desarrollar un prototipo para la medición de presión arterial, frecuencia cardíaca, temperatura corporal así como la adquisición del complejo PQRST como parte de un sistema para la interacción médico - paciente.
- Implementar un módulo de comunicación para control del prototipo de medición propuesto basado en un dispositivo móvil bajo la plataforma android que emplee un mecanismo de transmisión inalámbrica utilizando el protocolo de comunicación Bluetooth.
- Desarrollar una aplicación móvil que visualice, almacene y consulte los datos generados a través de las diversas mediciones realizadas por el o los usuarios del prototipo para cada uno de los signos vitales antes mencionados.
- Desarrollar una interfaz de consulta basada en una aplicación web que permita a un usuario médico consultar e interpretar el conjunto de mediciones almacenadas en un servidor que son generadas por cada uno de los usuarios que emplean el prototipo para medir y adquirir los 3 signos vitales antes mencionados.
- Analizar la fiabilidad operativa, técnica y económica del sistema propuesto.

1.3 Justificación

Hoy en día los sistemas para la medición de la presión arterial así como los de medición electrocardiográfica, son imprescindibles, ya que gracias a ellos es posible la detección y en su caso el control de estados anormales en la salud. De ahí, el interés por desarrollar este tipo de sistemas.

Actualmente la mayor parte de las personas no disponen de un mecanismo de detección de uso simple y de bajo costo que permita a un paciente ser consciente de sus valores de presión arterial y otros padecimientos cardíacos [2], al mismo tiempo las tecnologías en materia de dispositivos móviles están permitiendo la oportunidad de desarrollar y ofrecer sistemas aplicables al ámbito de la salud que sirvan como auxiliar en la detección y prevención de factores de riesgo por su gran capacidad de cómputo y comunicación. Además se prevé que en un futuro los servicios médicos no alcancen a cubrir la demanda en la atención médica, esto debido al creciente índice de población en los países, esta situación se agrava en zonas rurales donde no se cuentan con especialistas ni equipo médico ya sea para la detección o el seguimiento de ciertas patologías de órganos vitales como es el caso del corazón.

Las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de defunción en todo el mundo y afectan en mayor medida a los países de ingresos bajos y medianos: más del 80% de las defunciones se producen por esta causa.

Según datos de la Organización Mundial de la Salud:

- 17.3 millones de personas murieron por enfermedades cardiovasculares tan solo en 2008.
- 80% de los infartos de miocardio y los de accidente vascular cerebral (AVC) prematuros son prevenibles.
- 23.3 millones de personas podrían morir por ECV en 2030 [1].

Es por eso que hoy en día los sistemas para la medición de la presión arterial como los de medición electrocardiográfica, son imprescindibles, ya que gracias a ellos es posible la detección y en su caso el control de estados anormales en la salud. De ahí, el interés por desarrollar este tipo de sistemas.

Dadas las bajas tasas de conocimiento por parte de los pacientes sobre este tipo de enfermedades, surge la necesidad de ofrecer mecanismos que permitan a las personas un adecuado seguimiento de su salud mediante el uso de dispositivos de cómputo móvil de uso cotidiano como son los Smartphones y Tablets, dada facilidad de acceso a estas tecnologías.

Es por ello es que se propone como solución al siguiente proyecto, el diseño e implementación de un monitor de presión arterial , detector de temperatura corporal y visualización de la señal electrocardiográfica (PQRST), con la finalidad de realizar un pre-diagnóstico por un profesional de la salud entorno a alguna anomalía a partir de los datos generados y contar con una herramienta de alerta para la realización de exámenes más sofisticados y precisos que el especialista de salud pueda recomendar.

El sistema transmite vía inalámbrica las mediciones llevadas a cabo por el usuario a su dispositivo móvil para su almacenamiento local, y con conexión a internet el almacenamiento remoto en un servidor central bajo las respectivas recomendaciones de privacidad de datos personales, así como la visualización de los datos en un formato definido que permita entender e interpretar los resultados con ayuda de gráficos a través de la pantalla del móvil con la opción de enviar reportes vía email al médico de cabecera y/o especialista para su interpretación y el pre-diagnóstico del paciente.

Cabe señalar que el sistema no llevara a cabo ningún tipo de análisis para la señal de ECG, sino que se utilizará como herramienta para la recolección de información que posteriormente será analizada por un especialista para un diagnóstico acertado, ya que es de gran importancia una buena interpretación de los datos arrojados por un electrocardiograma.

CAPITULO II FUNCIONAMIENTO GENERAL DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR.

2.1 Marco Teórico

En este capítulo se efectúa un análisis comparativo de las distintas propuestas académicas y comerciales de sistemas similares al presente proyecto así también se introduce al funcionamiento mecánico y eléctrico del corazón.

2.2 Estado del Arte

Para la realización de este proyecto fue necesario conocer aquellos sistemas similares a la propuesta de desarrollo, conocer los avances tecnológicos que se tienen a la fecha para obtener referencias solidas que justifiquen la realización de este sistema, y así poder establecer un punto de partida. En este apartado hace mención de algunos sistemas desarrollados a la actualidad por su similitud con el presente proyecto.

En la Tabla 2.1 se comparan algunos de los sistemas similares al propuesto y en ella se pueden observar cuales son las ventajas de SIMPA sobre otros sistemas.

Características	AVRMoblie [2].	AliveCor [3].	My Heart [4].	IhealthMonitor [5].	SIMPA
Medición PA	✓		✓	✓	✓
Inflado automático	✓			✓	✓
Medición ECG		✓		✓	✓
Plataforma	Android	IOS (iPhone 4)	Android	IOS	Androi d
Comunicación inalámbrica	✓		✓	✓	✓
Almacenaje local	✓	✓	✓	✓	✓
Almacenaje remoto	✓	✓		✓	✓
Generación de reportes vía email		✓			✓
Múltiples usuarios		✓	✓		✓

Tabla 2.1 Comparativa de características para sistemas similares.

2.3 Sistema Cardiovascular

El sistema cardiovascular es el encargado de distribuir oxígeno, nutrientes a las células, intervenir en las defensas del organismo y la regulación de la temperatura corporal. El fluido que hace posible el intercambio se denomina “sangre”, la cual se compone de agua, sustancias orgánicas e inorgánicas que en conjunto forman el plasma sanguíneo, acompañada de tres elementos: Glóbulos blancos, glóbulos rojos y plaquetas.

- Los Glóbulos rojos se encargan de repartir el oxígeno molecular (O₂).
- Los Glóbulos blancos, su función se extiende en el sistema inmunológico del cuerpo.
- Las plaquetas sirven para detectar hemorragias y taponar heridas.

El corazón es el órgano principal del aparato circulatorio, es el propulsor de la sangre en el interior del organismo a través de un sistema cerrado de canales llamados vasos sanguíneos (arterias, capilares y venas). Dichos canales son conductos musculares elásticos que distribuyen y recogen la sangre de todos los rincones del cuerpo. Arteria es todo conducto que sale del corazón transportando sangre oxigenada y la vena es todo conducto que llega al corazón transportando sangre.

Durante la circulación la sangre oxigenada sale del ventrículo izquierdo, llega a todas las células del organismo y regresa al corazón por la aurícula derecha. Su función es llevar nutrientes y oxígeno a todas las células y recoger las sustancias de desecho producidas por el metabolismo.

En la circulación pulmonar la sangre pasa de la aurícula derecha al ventrículo derecho y regresa por la aurícula izquierda. Su función es el transporte del oxígeno.

2.3.1 Descripción de las partes fundamentales del corazón

El corazón es un órgano hueco de paredes musculosas que está dividido en cuatro cámaras y cuenta con cuatro válvulas que regulan el sentido de la circulación de la sangre en su interior.

En cada latido arroja sangre rica en oxígeno hacia las arterias, luego se llena con sangre pobre en oxígeno que retorna por las venas y, tras hacer que se oxigene en los pulmones, la impulsa otra vez a las arterias para que se distribuya por el cuerpo, en un ciclo que se mantiene toda la vida.

Las partes que conforman el corazón son las siguientes:

1. **Vena cava:** Vaso que lleva al corazón la sangre que ya ha circulado por el cuerpo, pobre en oxígeno.
2. **Aurícula derecha:** Cámara cardiaca que recibe la sangre pobre en oxígeno que ya ha circulado por el cuerpo y la impulsa al ventrículo derecho.
3. **Ventrículo derecho:** Cámara cardiaca que recibe la sangre pobre en oxígeno de la aurícula derecha y la impulsa en dirección a los pulmones.
4. **Arteria aorta:** Vaso que recibe la sangre rica en oxígeno del corazón y la reparte, a través de sus ramificaciones, por todo el cuerpo.

5. **Arteria pulmonar:** Vaso que lleva la sangre pobre en oxígeno a los pulmones.
6. **Venas pulmonares:** Vasos que transportan al corazón la sangre que se ha oxigenado en los pulmones.
7. **Aurícula izquierda:** Cámara cardiaca que recibe la sangre rica en oxígeno procedente de los pulmones y la impulsa al ventrículo izquierdo.
8. **Válvulas ventriculares:** Válvulas que permiten el paso de la sangre desde cada aurícula al ventrículo del mismo lado e impiden su reflujó.
9. **Ventrículo izquierdo:** Cámara cardiaca que recibe sangre rica en oxígeno de la aurícula izquierda y la impulsa a las arterias para que se distribuya por el cuerpo.
10. **Miocardio:** Gruesa capa muscular de la pared del corazón.

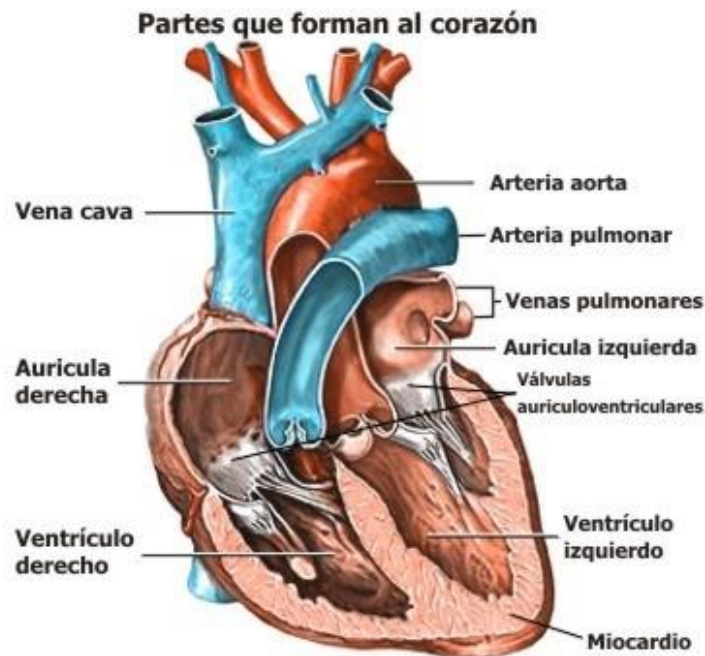


Figura 2.1 Partes del corazón.

2.3.2 Principio de funcionamiento

Un latido del ciclo cardiaco tarda aproximadamente un segundo, y se llevan a cabo en dos fases: diástole, movimiento de dilatación y la sístole, en movimiento de contracción.

Fase 1 Diástole:

La sangre llega a la aurícula derecha del corazón proveniente de la circulación general a través de la cava superior e inferior, mientras que en la aurícula izquierda, las cuatro venas pulmonares llevan

sangre oxigenada después de pasar por la circulación pulmonar. La circulación de la sangre se realiza de forma continua ya que la sangre nueva que llega de la circulación pulmonar es expulsada al circuito general de todo el organismo hasta que vuelve nuevamente al corazón. A medida que se va acumulando sangre en las aurículas, derecha e izquierda, se envía una señal eléctrica que estimula la contracción de las aurículas. Esta contracción impulsa sangre a través de las válvulas aurículo ventriculares (tricúspide y mitral) hacia las cavidades inferiores que se encuentran en reposo (ventrículos derecho e izquierdo) como se puede observar en la Figura 2.2 inciso a).

Fase 2 Sístole:

La segunda fase de acción de bombeo comienza cuando los ventrículos están llenos de sangre. Las señales eléctricas generadas se propagan por una vía de conducción eléctrica a los ventrículos estimulando su contracción. Esta fase se denomina sístole. Al cerrarse firmemente las válvulas aurículo ventriculares (tricúspide y mitral) para impedir el retorno de sangre, se abren las válvulas sigmoides (pulmonar y aórtica) esto se puede ver en la Figura 2.2 inciso b). Al mismo tiempo que el ventrículo derecho impulsa sangre a los pulmones para oxigenarla, fluye sangre rica en oxígeno del ventrículo izquierdo al corazón y a otras partes del cuerpo [6].

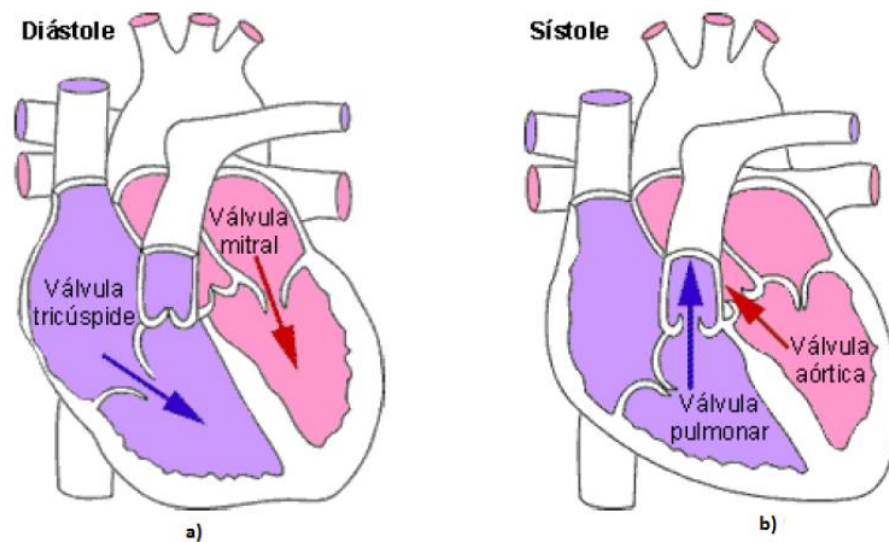


Figura 2.2 Fases del Corazón

Cuando la sangre pasa a la parte pulmonar y la aorta, los ventrículos se relajan y las válvulas pulmonar y aórtica se cierran. Al reducirse la presión en los ventrículos, se abren las válvulas tricúspide y mitral y el ciclo comienza otra vez. Esta serie de contracciones se repite constantemente, aumentando en momentos de esfuerzo y disminuyendo en momentos de reposo. De ésta manera, la circulación de la sangre sólo es posible desde el corazón hacia las arterias y no al revés.

Los golpes que se producen en la contracción de los ventrículos originan los latidos, que en una persona adulta oscilan entre 70 y 80 latidos por minuto y expulsan por cada ventrículo una cantidad de sangre entre 60 y 70 ml. Este volumen de sangre es inferior al volumen total de la cavidad y por lo tanto no se produce un vacío completo de la sangre que hay en los ventrículos.

En el caso de existir una diferencia del volumen expulsado entre el ventrículo derecho y el ventrículo izquierdo, se tendrá que compensar en las sístoles ventriculares posteriores ya que en este caso, en poco tiempo la circulación se acumularía o en el circuito general o en el circuito pulmonar y produciría una situación incompatible para la vida.

2.3.3 Actividad eléctrica del corazón

Para poder impulsar y generar la circulación de la sangre a través del organismo, el corazón necesita generar continuamente una serie de impulsos eléctricos que son transmitidos a través del sistema de conducción cardiaca y que provocan la contracción y la relajación en una secuencia ordenada de las aurículas y de los ventrículos tal y como se ha explicado anteriormente. La generación de la señal del ECG para el registro de actividad eléctrica del corazón que se mide entre la superficie de dos puntos del corazón depende de cuatro procesos electrofisiológicos como se detallan en la Figura 2.3:

- La formación del impulso eléctrico en el marcapasos principal del corazón.
- La transmisión de estos impulsos a través de las fibras de conducción.
- La activación o despolarización del miocardio.
- La recuperación o repolarización del miocardio.

Cada uno de los potenciales de acción del corazón se genera en la parte superior de la aurícula derecha (también llamada atrio), en un punto llamado nodo sinusal o sino auricular (SA) que es conocido como el marcapasos del corazón.

El marcapasos, se trata de un grupo de células especializadas en generar espontáneamente potenciales de acción con un ritmo regular. Para generar el latido cardiaco, el potencial de acción se propaga por la superficie de las dos aurículas en dirección hacia el punto de unión de las aurículas con los ventrículos.

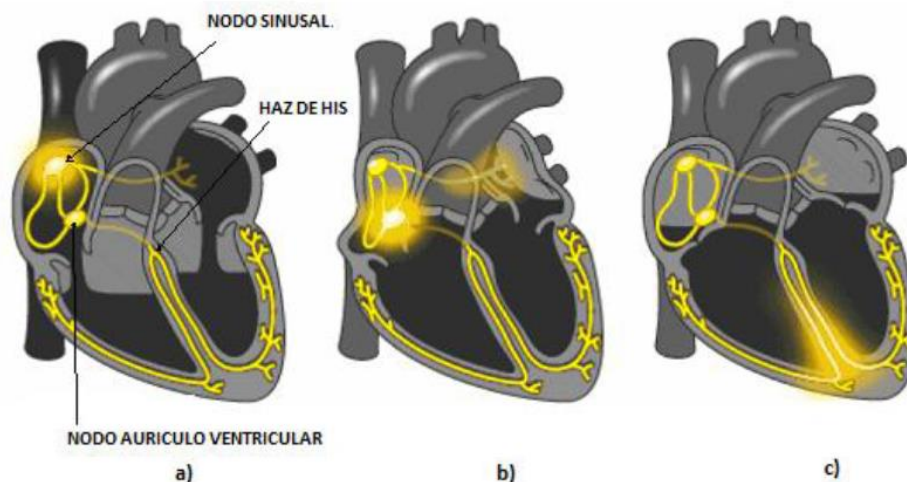


Figura 2.3 Fase 1 de la actividad eléctrica del corazón.

- a) Generación del potencial de acción en el nodo sinusal.
- b) Contracción de las aurículas debido a la propagación del potencial de acción del nodo sinusal hacia el nodo aurículo ventricular.
- c) Distribución del potencial de acción en los ventrículos a través de las fibras ramificadas.

Después, esta excitación eléctrica, para despolarizar los ventrículos y poder producir la contracción, se reparte a través de la pared interventricular por sus dos ramas con unos filamentos que están en contacto con las fibras ventriculares.

Cuando acaba la transmisión de estos estímulos eléctricos a través de los filamentos, los ventrículos se relajan y comienzan el proceso de la recuperación ventricular y, justo después de esta recuperación, comienza la onda de repolarización que se produce por el efecto de volver cada uno de las células a su potencial de reposo de una forma independiente como se ejemplifica en la Figura 2.4.

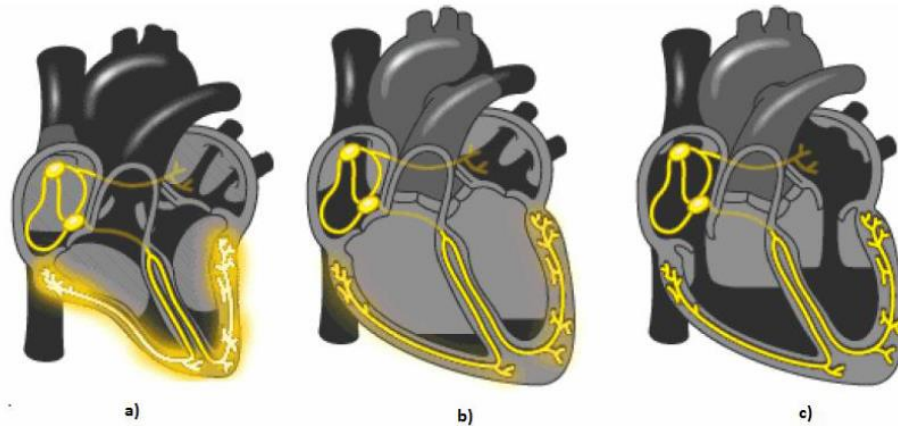


Figura 2.4 Fase 2 de la actividad eléctrica del corazón.

- a) Contracción de los ventrículos debido a su despolarización.
- b) Proceso de recuperación ventricular.
- c) Retorno de cada una de las células a su potencial de reposo.

La formación de estos estímulos eléctricos se realiza de forma automática por el tejido específico del miocardio, pero también puede ser modificada en el tiempo y en la forma de conducción a través de excitaciones nerviosas que pueden llegar a través del sistema nervioso central o del sistema nervioso vegetativo y que influyen, dependiendo de las necesidades particulares de cada momento [7].

La transmisión de estos estímulos eléctricos produce corrientes que quedan registradas en la señal de ECG.

2.4 Presión Arterial

La presión arterial representa la presión ejercida por la sangre contra la pared de las arterias, cada vez que el corazón se contrae, es la resultante del volumen por minuto cardíaco; es decir, el volumen de sangre que bombea el corazón hacia el cuerpo en un minuto; por la resistencia arteriolar periférica, esta última determinada por el tono y estado de las arteriolas.

La presión arterial puede variar a lo largo del día, algunos de los factores que influyen son: actividad física, las emociones, la presencia del dolor, estimulaciones como el café, tabaco o algunas drogas.

Se distingue una presión sistólica, diastólica, diferencial o de pulso y presión media, cada una de estas presiones tiene un significado para el mantenimiento de la homeostasis del organismo. Así,

por ejemplo, un aumento desmesurado de la presión sistólica puede romper una arteria y provocar una hemorragia. Un aumento de la presión diastólica viene provocada por una dificultad circulatoria que conlleva a un aumento de la resistencia al paso de la sangre. Una presión diferencial o de pulso disminuida muestra que los valores de la presión sistólica y de la diastólica se aproximan, provocando un colapso circulatorio. Su valor en adultos es de 40 mmHg, aproximadamente.

Una presión media disminuida afecta directamente a la función renal, ya que, para que el riñón trabaje de forma satisfactoria, deberá mantenerse una presión media de 70 mm de Hg. Esta media en el adulto es de 100 mmHg aproximadamente, pudiendo aumentar con la edad a cifras de 110 o 120 y a 130 mmHg por la arterioesclerosis [8].

Al visualizar la presión arterial se escriben dos números, el primero corresponde a la presión arterial sistólica y separada de una diagonal la segunda la presión diastólica.

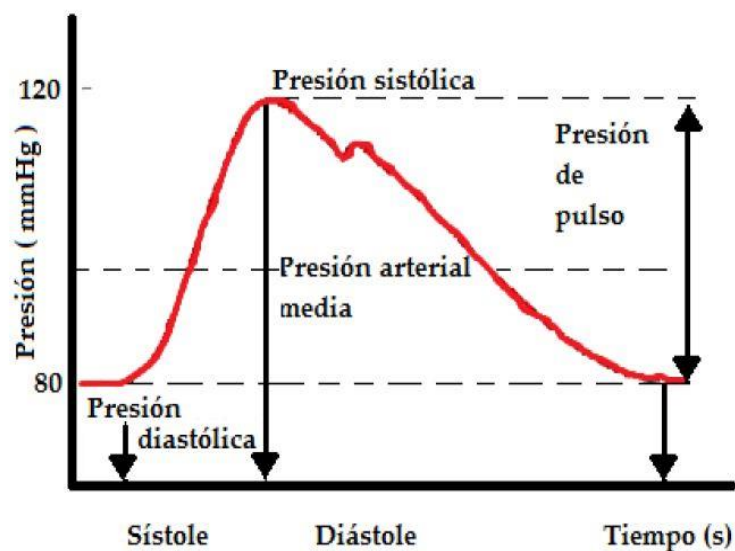


Figura 2.5 Gráfica de los componentes de la presión arterial

2.4.1 Presión Arterial Sistólica

Es la presión que ejerce el corazón en su movimiento de sístole y transmite a la sangre que circula por las arterias. La presión sistólica es la presión sanguínea máxima y representa la presión que sufren las arterias cuando el corazón se contrae y bombea sangre por ellas.

2.4.2 Presión arterial Diastólica

Es la presión mínima del movimiento de sístole cardíaco. También representa la resistencia que ofrecen los vasos al paso de la sangre. La presión diastólica es la presión mínima de la sangre, que se registra cuando el corazón se relaja.

2.4.3 Presión diferencial o de pulso

Es la diferencia entre la presión sistólica y diastólica. Cuando disminuye esta diferencia representa una dificultad circulatoria al paso de la sangre por las arterias.

2.4.4 Presión media dinámica

Media de ambas presiones, sistólica y diastólica, aunque su cifra no es una media aritmética auténtica, si no que se representa como (1/3 de la sistólica más 2/3 de la diastólica).

2.4.5 Clasificación de la presión arterial

Las lecturas de presión arterial se dan como dos números, a partir de ellos se realiza una clasificación de acuerdo en la Tabla 2.2.

Clasificación de la presión arterial		
Clasificación	Sistólica (mmHg)	Diastólica (mmHg)
<i>Óptima</i>	<120	<80
<i>Normal</i>	120-129	80-84
<i>Normal Alta</i>	130-139	85-89
Hipertensión		
Etapa 1	140-159	90-99
Etapa 2	160- 179	100-109
Etapa 3	180	110

Tabla 2.2 Clasificación de la presión arterial

La presión arterial alta (hipertensión) es cuando el número superior (presión arterial sistólica) es de 140 o más la mayoría de las veces, o el número inferior (presión arterial diastólica) es de 90 o más la mayor parte del tiempo (escrito como 140/90 mmHg) [9].

Si una persona tiene diabetes, cardiopatía o problemas renales o si tuvo un accidente cerebrovascular, el médico aconsejará que su presión arterial esté más baja.

Las referencias de presión arterial más comúnmente utilizadas para las personas con estos problemas médicos están por debajo de 130 a 140/80 mmHg.

La mayoría de las veces, la hipertensión arterial no causa síntomas.

2.5 Medición de la presión Arterial

La presión arterial al igual que otros signos vitales puede determinarse a partir de métodos invasivos y no invasivos.

2.5.1 Métodos Invasivos

Consiste en la perforación del vaso sanguíneo a través de una sonda para introducir un sensor y medir la presión, por lo que se es un método bastante restringido.

Regularmente se hace una punción a la arteria femoral o radia, a la cual se conecta una sonda hacia un manómetro para registrar la presión media. Este método se reserva exclusivamente para investigación clínica y en las unidades de cuidados intensivos. Los métodos para su medición son los siguientes:

- 1) **Inserción percutánea:** Se inserta un catéter (un tubo largo que se introduce en grandes arterias o en el corazón Figura 2.6) o una aguja en un vaso sanguíneo (regularmente se usa anestesia local en la zona de inclusión).

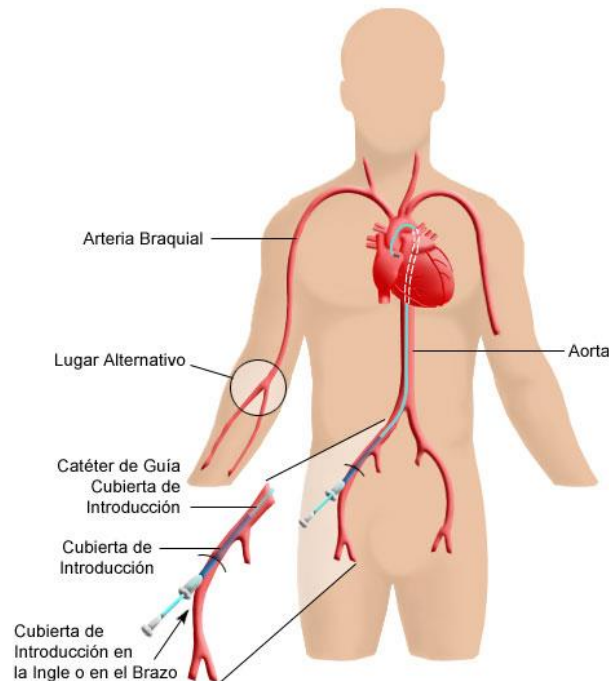


Figura 2.6 Inserción percutánea.

- 2) **Cateterización (cortando un vaso):** se conduce un catéter por la arteria o vena hasta una posición deseada. (Es la principal técnica para diagnóstico del corazón). Este método hace uso de transductores de presión colocados en la punta del catéter.

2.5.2 Métodos No Invasivos

Reside en la utilización de sensores pero sin invadir ni introducir elementos al cuerpo, existen diferentes técnicas en esta medición y su uso es el más frecuente para la monitorización. Los métodos más comunes son:

1. **Método de Cambio de Color de capilar:** Se eleva la presión mediante un mango de goma hasta lograr dejar isquémica (sufrimiento celular debido a la falta de circulación sanguínea) una zona, con un manómetro medimos la presión a la que el color de la piel de dicha zona se sonrose una vez que se comience a bajar la presión del mango lentamente, esta medida será la Presión Media Dinámica.
2. **Método del Pulso:** Radica otra vez en el uso de un mango en un miembro del cuerpo, pero su diferencia es que cuando se ocluye la vena (cortar el flujo de sangre) al disminuir la

presión en el mango, se debe estar pendiente en qué momento regresa el pulso de la vena, esta será la presión máxima es decir la presión Sistólica.

3. **Método Auscultatorio:** Se basa en hacer colapsar una arteria con el aumento de presión en un mango de goma igualmente en uno de los miembros superiores del cuerpo, para posteriormente escuchar cuando la presión arterial sea máxima y mínima tomando las medidas de presión sistólica y diastólica.
4. **Método Oscilométrico:** Su principio está en observar las oscilaciones que recepta un oscilómetro al ocluir una vena y mediante su análisis se obtiene la presión máxima y mínima en función de las características oscilatorias de la onda, resulta un poco menos exacto.
5. **Método Ultrasónico:** Baza su funcionamiento en el efecto doppler, midiendo la variación de frecuencia entre el emisor y receptor debida al movimiento de la sangre. Al circular la sangre por las paredes de las arterias, el sensor usa un emisor y un receptor, midiendo así el reflejo de la señal codificando la diferencia de frecuencia, que es proporcional a la velocidad de la sangre en ese instante.

En la actualidad el método oscilométrico es el más utilizado y se realiza con un brazalete estándar junto a un sensor de presión lineal. Dado los requerimientos del sensor, el método es generalmente no manual sino con un instrumento automático. El registro de la presión es filtrado a 0.5 Hz para observar las pulsaciones de oscilación mientras este se desinfla lentamente, el máximo de oscilaciones corresponde a la presión media.

Debido a su precisión y facilidad para su aplicación concluimos que el método oscilométrico es el más adecuado por lo que lo estudiaremos más a fondo.

Este método oscilométrico consiste en observar la oscilación, con una característica peculiar que se produce en la aguja de un oscilómetro que a la vez es esfigmomanómetro en el momento correspondiente a la presión máxima, mínima y media dinámica.

La presión media dinámica corresponde a la máxima más dos veces la mínima dividido entre tres. O sea $1/3$ de la Sistólica más $2/3$ de la Diastólica [10].

$$PMD = \frac{m\acute{a}x + 2 * min}{3}$$

Es recomendable insuflar rápidamente aire hasta 30 mm Hg por encima de la desaparición del pulso distal.

2.6 Consideraciones

Es normal que la presión arterial varíe en diferentes momentos del día:

- Normalmente es más alta cuando el sujeto está laborando.
- Disminuye ligeramente cuando el sujeto está en casa.
- Normalmente es más baja cuando usted está durmiendo.
- Es normal que la presión arterial aumente repentinamente cuando el sujeto se despierta. En las personas con presión arterial muy alta, es cuando están en mayor riesgo de un ataque cardíaco y accidente cerebrovascular.

Las lecturas de presión arterial tomadas en casa pueden ser una mejor medición de su presión arterial corriente que las tomadas en el consultorio médico.

- Verificar que el monitor de presión arterial sea preciso.
- Solicitar al médico que compare las lecturas tomadas en casa con las lecturas tomadas en el consultorio.

Muchas personas se ponen nerviosas en el consultorio médico y tienen lecturas más altas que las que tienen en la casa. Esto se denomina hipertensión de la bata blanca. Las lecturas de presión arterial tomadas en casa pueden ayudar a detectar este problema.

2.7 Instrumentos de medición

Durante décadas, el esfigmomanómetro de mercurio ha sido la primera opción para la medición de la presión arterial, algo que ha quedado manifiesto en el uso de una escala de milímetros de mercurio (mmHg) en una columna de mercurio como unidad universal de registro de la presión arterial, sea cual sea el instrumento.

Existen varias alternativas. Algunas se siguen basando en la auscultación (escuchar ruidos arteriales) pero se basan en distintas formas de medir la presión del manguito. Otras, las que emplean métodos oscilométricos de medición, están automatizadas. Estas resultan más adecuadas para su uso a domicilio y para realizar un seguimiento de la presión arterial durante un periodo más largo.

2.7.1 Esfigmomanómetro

Es un instrumento de diagnóstico médico usado para la medición de la presión arterial. La palabra proviene del griego *sphygmós*, pulso; *manús*, no denso y *metron*, medida. También conocido popularmente como tensiómetro o baumanómetro aunque correctamente es “manómetro”.

2.8 Patologías asociadas

Las patologías más comunes relacionadas con los niveles anormales de presión arterial son las siguientes:

2.8.1 Hipertensión

Una de las afecciones relacionadas con la tensión más extendida entre la población es la hipertensión, es decir, niveles de tensión arterial demasiado altos. Algunos especialistas la consideran como un factor de riesgo, mientras que otros afirman que la hipertensión tiene todos los componentes que definen una enfermedad y que, por tanto, hay que considerarla como tal.

Son muchos y muy diversos los factores que hacen que la tensión aumente, desde los genéticos hasta los ambientales: herencia, mala alimentación, falta de ejercicio físico, etc. Es por esto que aquellas personas propensas a tener la tensión alta o con antecedentes familiares deberán prestar especial atención a sus valores de presión arterial, así como seguir unos correctos hábitos de vida como los que encontrarás en nuestra sección de hipertensión.

2.8.2 Hipotensión

La hipotensión arterial se trata de una presión arterial baja, tal como su nombre indica. Esto significa que el ritmo de bombeo de la sangre desde el corazón hacia el resto del cuerpo es más pausado de lo corriente. Las causas pueden ser diversas y se caracteriza principalmente por los mareos o desvanecimientos. Puedes ver aquí cuáles son los síntomas de la tensión baja y cómo subir la tensión arterial baja

2.8.3 Insuficiencia cardíaca

La insuficiencia cardíaca es una enfermedad que se debe a la deficiencia del corazón, el cual no es capaz de aportar el volumen de sangre necesario por minuto para abastecer las exigencias de todo nuestro organismo. Se trata de una enfermedad que casi siempre se da en sujetos que tienen el corazón débil o que han sufrido previamente algún trastorno cardíaco. Existen distintas causas, las cuales pueden ser debidas a trastornos del músculo del corazón, el miocardio, o también por hipertensión arterial u otras cardiopatías que pueden ser de origen congénito. Puedes ver aquí cómo tratar la insuficiencia cardíaca.

2.8.4 Afecciones cerebrovasculares

Por otro lado, la hipertensión arterial persistente también puede tener consecuencias en nuestro cerebro y es que, de hecho, es el principal factor de riesgo cerebrovascular. Los niveles de presión arterial demasiado altos pueden causar un accidente cerebrovascular o ataque cerebral, que tiene lugar cuando el flujo de sangre -transportado por arterias y venas a partes del cerebro- es interrumpido o cuando los vasos sanguíneos del cerebro se rompen y derraman sangre en las áreas que rodean a las células del cerebro. Si esto sucede, las células del cerebro empiezan a morir porque el cerebro no recibe el oxígeno y nutrientes necesarios.

2.8.5 Enfermedades renales

Estudios recientes demuestran que los problemas de presión sanguínea aumentan el riesgo de sufrir enfermedades renales, como puede ser la insuficiencia renal. Esto se debe al hecho que la tensión arterial alta hace que el corazón deba trabajar más y, a medida que pasa el tiempo, puede dañar los vasos sanguíneos de todo el cuerpo. En caso de que se dañen los vasos sanguíneos de los riñones, cabe la posibilidad de que estos órganos no eliminen los desechos y el exceso de líquido del cuerpo. A consecuencia, puede que el exceso de líquido en los vasos sanguíneos haga aumentar todavía más la presión arterial.

2.9 Electrocardiografía

La electrocardiografía es un método que permite la obtención y el registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón durante el ciclo cardíaco mediante instrumentos con sistemas de amplificación adecuados (electrocardiógrafos) y el uso de electrodos que son colocados en la superficie del cuerpo (derivaciones electrocardiográficas).

2.9.1 Electrocardiógrafo

Un electrocardiógrafo es un aparato electrónico que capta y amplía la actividad eléctrica del corazón a través de electrodos colocados en el cuerpo generando un electrocardiograma (ECG), estos son utilizados con frecuencia para el diagnóstico de anomalías cardíacas. Los electrocardiógrafos detectan potenciales eléctricos de aproximadamente 1mV. Actualmente el electrocardiógrafo es el instrumento número uno en detección de patología cardíaca

2.9.2 Electrocardiograma

El electrocardiograma representa la señal eléctrica que circula por el corazón. Esa señal eléctrica, se repite en cada latido, en principio, con ondas fácilmente identificables. Cada uno de esas ondas define una parte del electro-física cardiaca. La suma de esas ondas da lugar al electrocardiograma.

El electrocardiograma es un registro gráfico sobre papel milimetrado, en él se puede observar la variación de voltaje en relación con el tiempo de la actividad eléctrica del corazón generada durante un lapso de tiempo, la toma de un ECG normal dura aproximadamente 30 segundos.

2.9.3 Descripción de la señal electrocardiograma

Un ECG es interpretado a partir de la morfología de las ondas y complejos que componen el ciclo cardíaco y de las mediciones de intervalos de tiempo entre las diferentes ondas, complejos y segmentos. Las contracciones rítmicas del corazón están controladas por una serie ordenada de descargas eléctricas que se originan en el nodo sinusal de la aurícula derecha y se propagan a los ventrículos a través del nodo aurículo ventricular.

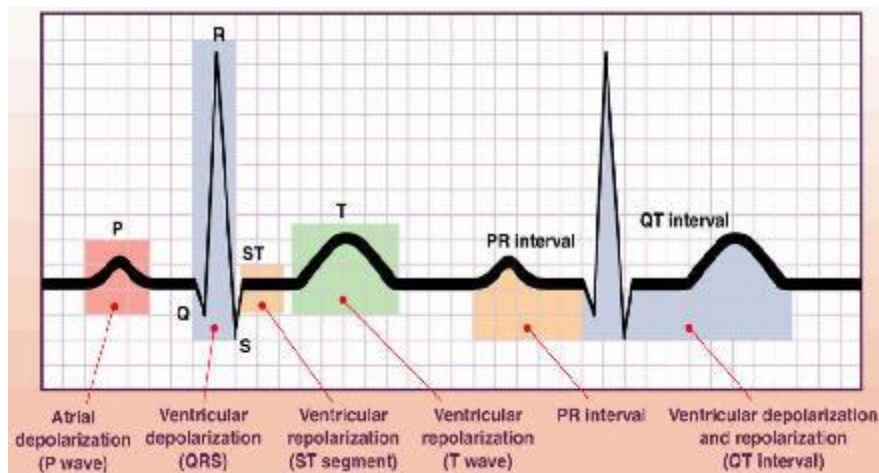


Figura 2.7 Onda de electrocardiograma.

2.9.4 Nomenclatura de las Ondas del ECG

Onda P: Representa la despolarización de las aurículas. Tiene una morfología redondeada, con una duración máxima de 0.10s (2.5mm) y un voltaje de de 0.25 mV (2.5 mm).

Onda Q: La deflexión negativa inicial resultante de la despolarización ventricular, que precede una onda R. La duración de la onda Q es de 0.010 – 0.020 seg. No supera normalmente 0.30 seg.

Onda R: La primera deflexión positiva durante la despolarización ventricular.

Onda S: La segunda deflexión negativa durante la despolarización ventricular.

Onda T: Es la Deflexión lenta producida por la re polarización ventricular.

Onda U: Es una onda habitualmente positiva, de escaso voltaje, que se observa sobre todo en las derivaciones precordiales y que sigue inmediatamente a la onda T. Se desconoce su origen exacto, aunque algunos postulan que se debe a la repolarización de los músculos papilares.

Intervalo R-R: Es la distancia que existe entre dos ondas RR sucesivas. En un ritmo sinusal este intervalo debe mantenerse prácticamente constante, la medida de él dependerá de la frecuencia cardiaca que tenga el paciente.

Intervalo P-P: Es la distancia que existe entre dos ondas P sucesivas. Al igual que el intervalo RR, el intervalo PP debe ser muy constante y su medida depende de la frecuencia cardiaca.

Intervalo P-R: Representa el retraso fisiológico que sufre el estímulo que viene de las aurículas a su paso por el nodo auriculoventricular. Éste se mide desde el comienzo de la onda P hasta el inicio de la onda Q ó de la onda R. Debe medir entre 0.12 y 0.20 s.

Intervalo QRS: Este mide el tiempo total de despolarización ventricular. Se mide desde el comienzo de la inscripción de la onda Q ó R hasta el final de la onda S. Los valores normales de este intervalo se encuentran entre 0.06 y 0.10s.

Intervalo Q-T: Se extiende desde el comienzo del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la sístole eléctrica ventricular, o lo que es lo mismo, el conjunto de la despolarización y la repolarización de los ventrículos.

Segmento S-T: Es un periodo de inactividad que separa la despolarización ventricular de la repolarización ventricular. Este segmento es normalmente isoeléctrico y va desde el final del complejo QRS hasta el comienzo de la onda T.

2.9.9 Derivaciones electrocardiográficas

Las derivaciones son electrodos que se utilizan que se colocan en diferentes zonas específicas del cuerpo humano. En el registro del electrocardiograma se utilizan habitualmente doce derivaciones: las derivaciones de extremidades, las derivaciones de extremidades aumentadas y las derivaciones precordiales.

- **Derivaciones de extremidades:** Derivaciones bipolares que detectan las variaciones eléctricas en dos puntos y ponen de manifiesto la diferencia.

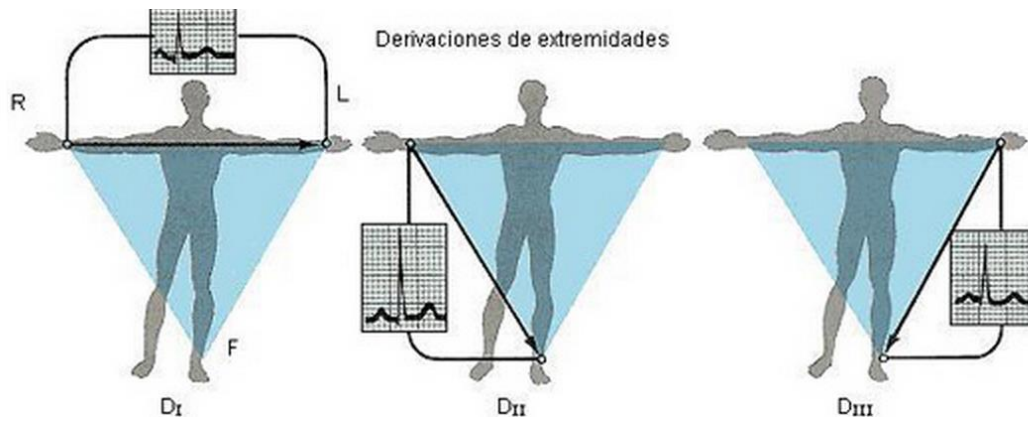


Figura 2.8 Derivaciones de extremidades.

- Derivaciones de extremidades aumentadas:** Estas derivaciones son unipolares, registran las variaciones eléctricas de potencial en un punto (brazo derecho, brazo izquierdo o pierna izquierda) respecto a otro punto en que la actividad eléctrica durante la contracción cardíaca no varía significativamente. La derivación está aumentada en virtud del tipo de conexión eléctrica, que da como resultado un trazo de amplitud aumentada.

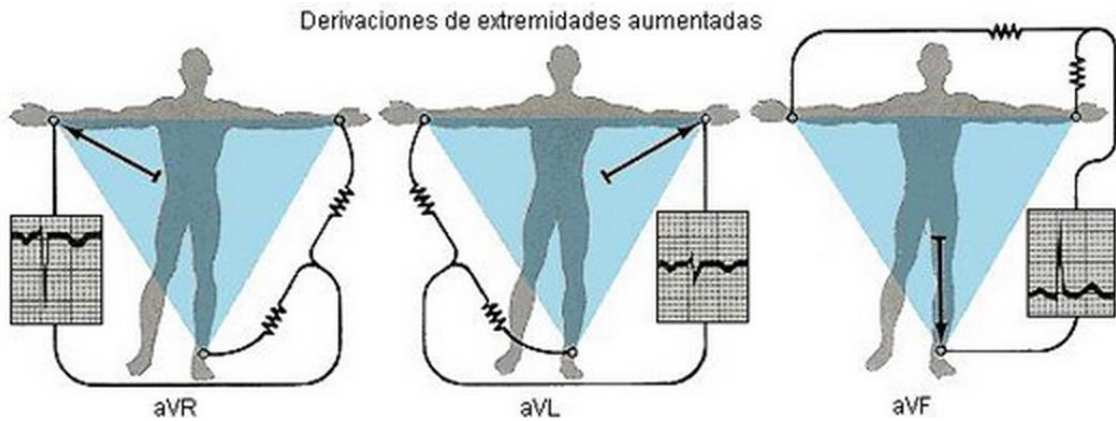


Figura 2.9 Derivaciones de extremidades aumentadas.

- Derivaciones precordiales:** Estas derivaciones son unipolares y se registran en el tórax desde la posición 1 a la 6. Los electrodos móviles registran el potencial eléctrico que hay bajo ellos mismos respecto a la conexión terminal central, que se hace conectando los cables del brazo derecho, el brazo izquierdo, y la pierna izquierda.

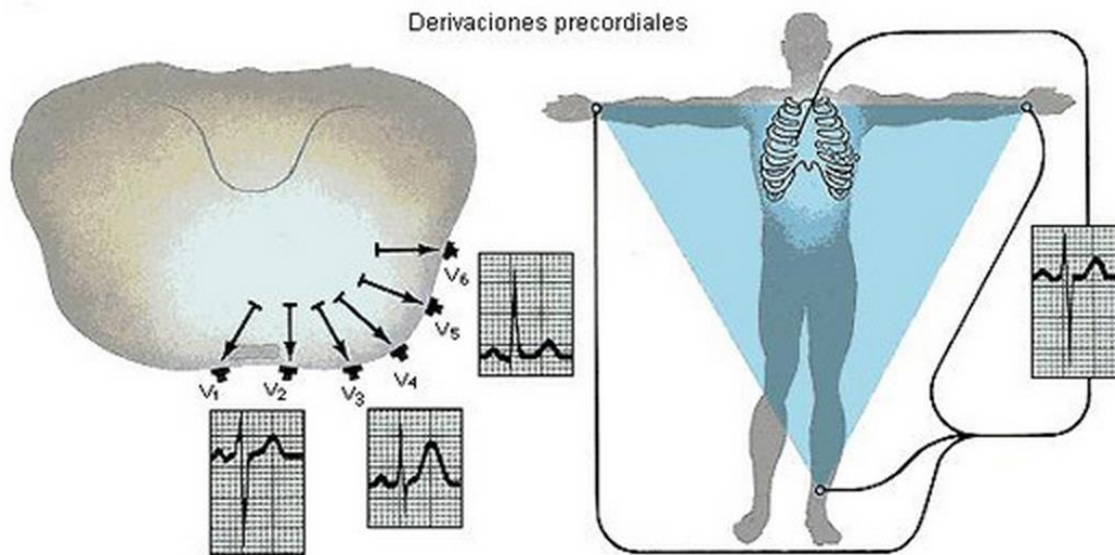


Figura 2.10 Derivaciones precordiales.

2.10 Principales afecciones detectadas por el electrocardiograma

En el electrocardiograma (ECG) se detectan muchas clases de anomalías, las más fáciles de comprender son las del ritmo de los latidos cardíacos: demasiado rápido, demasiado lento o irregular.

El ECG facilita la identificación de un cierto número de estos trastornos, incluyendo ritmos anormales (arritmias), llegada insuficiente de sangre y oxígeno al corazón y una excesiva hipertrofia (engrosamiento) del músculo cardíaco, que pueden ser la consecuencia de una hipertensión arterial, un ECG también evidencia cuándo el músculo cardíaco es delgado o inexistente por haber sido reemplazado por tejido no muscular; este cuadro puede ser el resultado de un ataque al corazón (infarto agudo de miocardio) [12].

El intervalo QT representa electrocardiográficamente la despolarización y repolarización ventricular, actividad eléctrica mediada por canales, complejas estructuras moleculares ubicadas dentro de la membrana celular del miocito, que regulan los flujos iónicos a través de ella. La rápida entrada de los iones positivos sodio y calcio a través de estos canales es la responsable de la despolarización miocárdica normal, y la repolarización ocurre cuando este flujo es sobrepasado por la salida de iones de potasio. Cuando una disfunción de estos canales resulta en un exceso intracelular de iones cargados positivamente, ya sea por insuficiente salida de potasio o excesiva entrada de sodio, la repolarización ventricular se retrasa y el intervalo QT se prolonga.

El aumento de la duración del intervalo QT en el ECG se ha asociado con un mayor riesgo de arritmias graves y muerte súbita, favoreciendo la aparición de la llamada taquicardia ventricular helicoidal "torsades de pointes"), potencialmente fatal. Hay varios factores implicados en la prolongación del QT.

CAPITULO III CONSTRUCCIÓN DEL MÓDULO DE MEDICIÓN DE PRESIÓN ARTERIAL.

Este capítulo se centra en el análisis del algoritmo para el procesamiento de la señal de presión proveniente del sensor de presión empleado, además del diseño y desarrollo de los circuitos que intervienen en el funcionamiento del prototipo de monitor de presión arterial para la adquisición de la señal biométrica y su transmisión inalámbrica.

3.1 Introducción

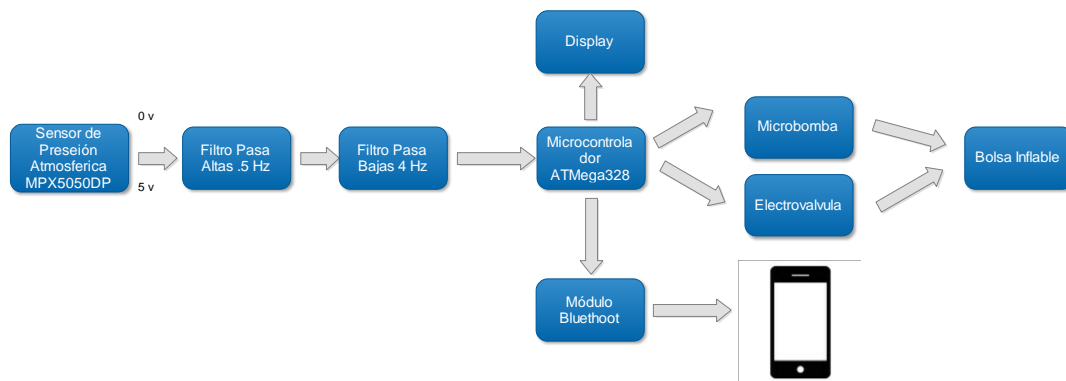
La frecuencia de oscilación que se presenta en el flujo sanguíneo cuando se bloquea un vaso y luego se libera, está en el orden de 1 a 4hz. Sabiendo esto se presenta la siguiente propuesta de diseño para el prototipo de monitor de presión arterial.

- Un transductor de presión arterial que transforme la presión en impulso eléctrico.
- Una etapa de filtrado que permita discriminar las frecuencias fuera del rango de oscilación a medir.
- Un mecanismo automatizado de inflado y desinflado que permita la oclusión de la arteria radial del brazo.
- Un algoritmo que permita determinar las oscilaciones de la arterial en el proceso de oclusión.
- Una interfaz física de salida que muestre al usuario mensajes de control durante el monitoreo así como la medición.
- Un módulo de comunicación con capacidad de transmisión inalámbrica para el envío de datos.

3.2 Arquitectura de Hardware

La arquitectura de hardware para el prototipo de medición de presión arterial está conformado por los siguientes módulos:

- Transductor de presión.
- Filtrado de la señal del transductor (Pasa Banda de .4 a 4hz).
- Controlador de la automatización del inflado y mecanismos de potencia (microcontrolador, microbomba, electroválvula).
- Despliegue de datos (*Display LCD*).
- Transmisión inalámbrica (*Bluetooth*).



2

Figura 3.1 Arquitectura de hardware del medidor de presión arterial.

3.3 Cálculo de la presión

Se planteó emplear el método de medición oscilométrico para el cálculo de la presión arterial ya que no es invasivo y es el más utilizado en dispositivos digitales de monitoreo ambulatorio.

El método oscilométrico basa su funcionamiento en monitorear las variaciones u oscilaciones de la señal de presión en una banda inflable que se aplica alrededor del brazo, logrando determinar a través del análisis de esta señal los valores de presión sistólica, diastólica y media de los pacientes. Mientras la banda se desinfla desde un nivel por encima de la presión sistólica, las paredes de la arteria comienzan a vibrar u oscilar a medida que la sangre fluye a través de la arteria parcialmente ocluida y estas vibraciones son captadas en el transductor que monitorea la presión de la banda. Cuando la presión de la banda sigue disminuyendo, las oscilaciones aumentan hasta una amplitud máxima y luego disminuyen hasta que la banda se desinfla completamente y el flujo de sangre regresa a la normalidad [13]. La presión de la banda en el punto de máxima oscilación normalmente se corresponde con la presión arterial media (Figura 3.2).

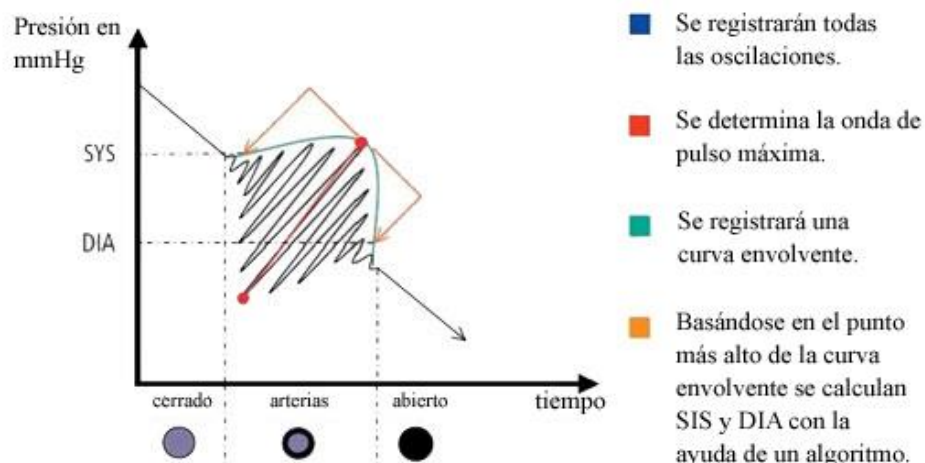


Figura 3.2 Curva envolvente de la señal de presión arterial.

El punto por encima de la presión media, en el cual las oscilaciones comienzan rápidamente a aumentar en amplitud se corresponde con la presión diastólica.

Existen dos formas de determinar las presiones sistólica y diastólica: una basada en la altura y otra en la pendiente.

En el enfoque por altura, los valores de presión deseados se determinan como la presión de la banda a la cual la razón del pulso índice oscilométrico en ese pico con relación al pulso índice máximo es igual a un cierto valor predeterminado.

El método oscilométrico únicamente brinda con exactitud el valor de la presión media. Los valores de presión sistólica y diastólica se estiman empíricamente empleando criterios de cálculo estándar.

3.4 Transductor de presión

Los equipos biomédicos al ser usados en seres humanos deben adaptar ciertas características de calidad, seguridad eléctrica de operación y de presión pues deben identificar posibles anomalías a tiempo y proporcionar datos confiables al médico para un diagnóstico apropiado.

De acuerdo a los requerimientos técnicos (ver anexo 1) para la medición de la presión arterial, se ha tomado el sensor MPX5050DP diseñado especialmente para el desarrollo en microcontroladores o dispositivos con entradas AD, además de medir la presión diferencial existente entre sus dos terminales con la finalidad de no tener que compensar la presión atmosférica del lugar donde se realicen las mediciones, además de que su rango de operación abarca valores máximos y mínimos de la presión arterial.

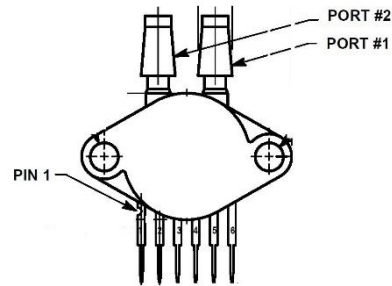
Los sensores de presión de la serie MPX son fabricados por la empresa estadounidense Freescale, están diseñados y construidos con materiales piezo-resistivos que proveen una relación lineal entre la presión aplicada y la tensión de salida. Se destacan por su bajo costo, 60mV Span (Typ) y +/- 0.25% de linealidad (Max). Entre las aplicaciones que tenemos de estos sensores son: bombas, controladores de motores, indicadores de nivel, barómetros, altímetros, electro medicina, etc. (G.M. Electrónica S.A., 2012).

El sensor de presión utilizado es capaz de medir presiones de hasta 50 Kpa y responder con una tensión a su salida que oscila de forma proporcional de 0.2 a 4.7 V para una tensión de alimentación de 5V.

El sensor MPX5050DP está formado por un diafragma monolítico de silicio el cual detecta pequeños cambios de tensión y un chip que transforma las vibraciones de presión en señales eléctricas proporcionales.

3.4.1 Distribución de terminales y circuito acondicionador

1. V_{out}
2. $Ground$
3. V_{cc}
4. V_1
5. V_2
6. V_{ex}



Nota: Los pines 4, 5, 6 no son utilizados en este proyecto.

Figura 3.3 Sensor de presión atmosférica MPX5050DP.

La Figura 3.4 muestra el esquema descrito por el fabricante, circuito de desacoplamiento para interconectar el sensor de presión a la entrada A/D de un microcontrolador.

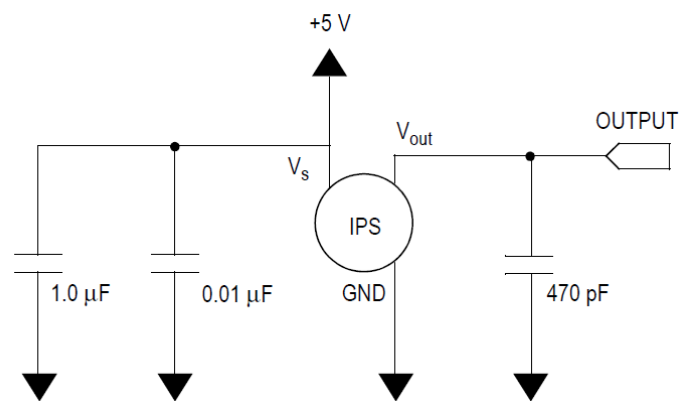


Figura 3.4 Circuito acondicionador del MPX5050DP.

3.5 Función de Transferencia

Todo sensor debe tener una función de transferencia de salida (V_{out}), en el caso del MPX5050DP se tiene la siguiente ecuación proporcionada por el fabricante:

Ecuación 3.1: Ecuación de la respuesta del sensor

$$V_{out} = V_S(P \times 0.018 + 0.04) \pm (\text{Error de Presion} \times \text{Factor de Temperatura} \times 0.018 \times V_S)$$
$$V_S = 5.0 V \pm 0.25V_{dc}$$

Dónde:

- **V_{out}:** Es el voltaje de salida del sensor.
- **P:** Es la presión en Kilo Pascal.
- **V_s:** Es el voltaje de alimentación del sensor.

En la Figura 3.5 se puede apreciar la respuesta en voltaje para algunos los valores de presión a lo largo del rango de valores de resolución del sensor de presión.

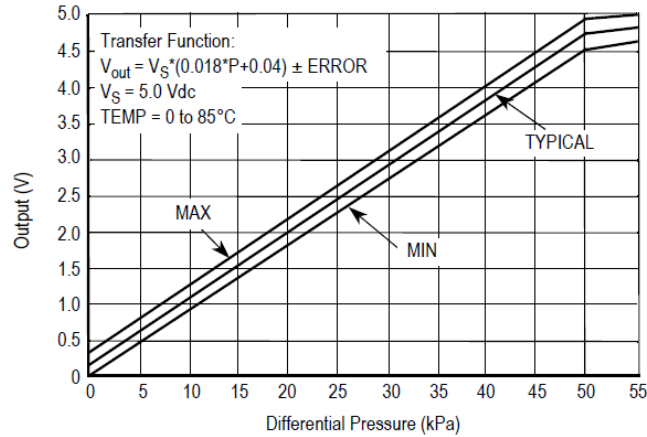


Figura 3.5 Grafico de la respuesta lineal del sensor.

Con fines prácticos en la implementación del sensor no consideramos la parte de error, ya que no se puede implementar en un algoritmo una variación debida a este. Por lo que tomamos solo el valor aproximado directamente.

Ecuación 3.2: Ecuación de la respuesta del sensor aproximada

$$V_{out} = V_S(P \times 0.018 + 0.04)$$

Despejando de la Ecuación 2.2 se obtiene la presión en Kilo Pascales “P”:

$$V_{out} = V_S(P \times 0.018 + 0.04)$$

$$\frac{V_{out}}{V_S} = (P \times 0.018 + 0.04)$$

$$\left(\frac{V_{out}}{V_S}\right) - 0.04 = (P \times 0.018)$$

$$P = \frac{\left(\frac{V_{out}}{V_S}\right) - 0.04}{0.018}$$

Sin embargo esta respuesta lineal se debe acoplar a las lecturas de presión en mmHg por lo que se plantea una nueva ecuación para la conversión de Kilo pascales a mmHg:

Ecuación 3.3: Ecuación de conversión de kilo pascales a mmHg.

$$Presion (mmHg) = Presion (Kpa) \frac{(1 mmHg)}{0.1333 kpa}$$

Calculamos los valores de referencia superior e inferior en mmHg dados por la resolución del sensor.

$$Entrada : 0 - 50 Kpa$$

$$Salida : 0.2 - 4.7V$$

$$375 mmHg = 50 Kpa \frac{(1 mmHg)}{0.1333 kpa}$$

$$0 mmHg = 0 Kpa \frac{(1 mmHg)}{0.1333 kpa}$$

De la transformación de unidades anterior y sabiendo que la presión sistólica más crítica medida se encuentra en el valor máximo de 270 mmHg. Se puede proponer que el sensor es capaz de medir este resultado y superarlo.

$$375 mmHg > 270 mmHg$$

Por lo tanto el sensor es apto para la medición, teniendo un margen de seguridad superior a la medida más alta que se puede registrar.

Otro dato importante del sensor es su sensibilidad y su curva de respuesta, siendo la primera de 90 mV con una respuesta de tipo lineal.

Ecuación 3.4: Ecuación de la recta.

$$m = \frac{y2 - y1}{x2 - x1}$$

Calculamos la sensibilidad del sensor de presión.

$$m = \frac{4.7 - 0.2}{50 - 0}$$

$$m = \frac{4.5}{50} = 0.09 = 90 mV$$

La resolución del convertidor ADC debe ser mayor a la sensibilidad del sensor de presión puesto que en la lectura se pueden perder datos debido al hardware.

3.6 Digitalización de la señal

En una señal eléctrica analógica, los valores de tensión positivos y negativos pueden mantenerse con un valor constante, o también pueden variar en una escala que va de “0” volt, hasta el valor máximo que tenga fijado, en el caso del sensor que empleamos los voltajes de salida van de 0.2 V a 4.7 V según la función de transferencia expresada en el datasheet del fabricante. Sin embargo, en la señal digital, a diferencia de la analógica, solo existen dos condiciones: hay voltaje o no lo hay y su variación no ocurre de forma continua, sino de forma discreta a intervalos de tiempo determinados.

La variación que sufre la señal de voltaje analógica al convertirla en digital es que se transforma en código numérico binario, expresado exclusivamente por los dígitos “0” y “1”. En este caso el “0” significa que no existe impulso eléctrico o tensión de voltaje, mientras que el “1” significa que si hay un voltaje siempre con el mismo valor.

3.6.1 Resolución del convertidor analógico digital incorporado en el micro controlador

La señal de la etapa de filtrado V_{out} llega al ADC del micro controlador para poder ser interpretada. El micro controlador que se empleo fue el Atmega 328 que incorpora un conversor analógico digital (ADC) de aproximaciones sucesivas.

Dicho micro controlador es capaz de trabajar con 10 y 8 bits de resolución para el desarrollo de este proyecto se eligió una resolución de 10 bits para lograr obtener la mayor exactitud posible en los valores adquiridos.

Ecuación 3.5: Ecuación para obtener la resolución del ADC.

$$Resolucion(ADC) = \frac{5V}{1023 Bytes} = 0.00488 V/Byte$$

Dado que la resolución del convertidor analógico digital, es mayor que la del sensor, el micro controlador es capaz de obtener datos fiables sin pérdida de información.

Transductor: 90 mV

Convertidor analógico digital: 4 mV > 90 mV

3.6.2 Velocidad de muestreo

Como se puede observar en el datasheet Atmel recomienda que la velocidad de reloj del ADC esté entre 50-200 kHz, para una resolución de 10 bits. El oscilador de nuestro Arduino (16 MHz) alimenta también el módulo del conversor, pasando a través de un divisor de frecuencia (prescaler).

Dicho prescaler se configura mediante tres bits del registro ADCSRA. Las combinaciones nos permiten dividir entre 2, 4, 8, 16, 32,64 y 128.

Por ejemplo, un prescaler de 64 nos daría una frecuencia de alimentación al ADC de 250 kHz (16 Mhz/64=250 kHz), lo cual está un poco por encima de la recomendación.

Se puede trabajar a mayores frecuencias, pero perdiendo resolución, que es lo que haremos aquí. Se trabajará con una resolución de 8 bits, para poder tener mayores velocidades de conversión y a su vez, minimizar el tiempo necesario para enviar el dato convertido mediante serie para poder disponerlo a la mayor frecuencia posible.

3.6.3 Especificaciones técnicas

Resolución: 10 bits

Alinealidad integral: $\pm 1/2$ LSB

Exactitud absoluta: ± 2 LSB

Tiempo de conversión: entre 13 μ s y 260 μ s

Velocidad de adquisición: 15 kmuestras/s a la máxima resolución.

Canales de entrada: 8 multiplexados de entrada única (6 en algunos encapsulados)

Rango de tensión de entrada: 0 a Vcc

Modos de conversión: ciclo simple o permanente Interrupción por conversión del ADC completa

3.7 Filtrado de la señal

La señal proveniente del sensor de presión es filtrada para omitir frecuencias que pudieran afectar la correcta medición de la presión y ritmo cardiaco.

Para esto se diseña un filtro pasa banda dividida en un filtro pasa altas a una frecuencia de 0.4 Hz y un filtro pasa bajas a una frecuencia de 120 Hz. Esta banda de frecuencias contiene toda la información relevante para poder obtener las presiones y el ritmo cardiaco.

3.7.1 Filtro Pasa Altas

El sensor proporciona dos señales, la señal de oscilación (≥ 1 Hz) y una señal inherente al desinflado del brazalete (< 0.4 Hz), se diseña un filtro pasa alto activo de 3er orden Butterworth con una frecuencia de corte de 0.4 Hz para bloquear la señal de la presión del brazalete. Si la señal del brazalete no se atenúa adecuadamente, la señal de oscilación no es constante y la amplitud no tiene la misma referencia de comparación.

3.7.2 Procedimiento de diseño del F.P.A

1. Escoja la frecuencia de corte:

$$F_c = .5 \text{ Hz}$$

2. Haga $C_1 = C_2 = C_3 = C$ y elija un valor de C .

$$C = 10 \text{ uF}$$

3. Calcule R_3 mediante la ecuación (2.2)

$$R_3 = \frac{1}{WcC} = \frac{1}{2\pi f_c C} = \frac{1}{(6.28)(0.5 \text{ Hz})(10 \times 10^{-6})} = 31.84 \text{ k}\Omega$$

4. Haga $R_1 = 2 (R_3)$

$$R_1 = 2 (R_3) = 2 (31.84 \text{ k}\Omega) = 63.69 \text{ k}\Omega$$

5. Haga $R_2 = \frac{1}{2} R_3$

$$R_2 = \frac{1}{2} (31.84 \text{ k}\Omega) = 15.92 \text{ k}\Omega$$

6. Para minimizar la desviación de corriente de CD , hágase $R_{f1} = R_1$, $R_{f2} = R_3$

$$R_{f1} = 63.69 \text{ k}\Omega$$

$$R_{f2} = 31.84 \text{ k}\Omega$$

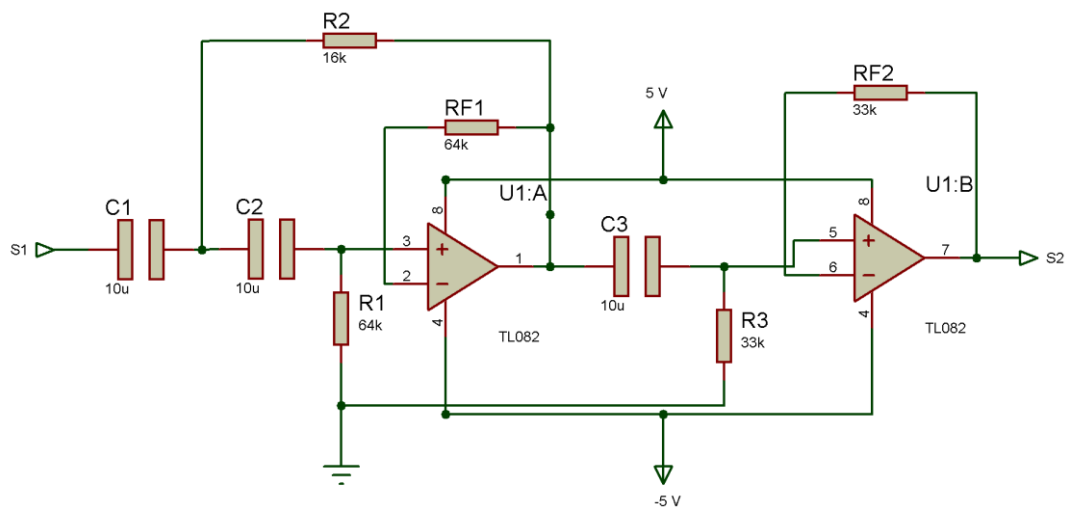


Figura 3.6 Esquema del Filtro Pasa Alta

Parámetros del Circuito:

- Alimentación del circuito: +/- 5V.
- FC = 0.4Hz y G=1.

3.7.3 Filtro Pasa Bajas

Se diseñó un filtro pasa bajo activo de 3er orden Butterworth para eliminar el ruido externo del circuito que pueda afectar la medición del Baumanometro.

3.7.4 Procedimiento de diseño del F.P.B

1. Escoja la frecuencia de corte:

$$F_c = 4 \text{ Hz}$$

2. Seleccione C_3 ; escoja un valor adecuado entre 0.001 y 0.1 uF

$$C_3 = 10 \text{ uf}$$

3. Haga que:

$$C_1 = \frac{1}{2} C_3 \quad , \quad C_2 = 2(C_3)$$

$$C_1 = 5 \text{ uf} \quad , \quad C_2 = 20 \text{ uf}$$

4. Calcule R

$$R = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi f C} = \frac{1}{(6.28)(4 \text{ Hz})(10 \times 10^{-6})} = 3.98 \text{ k}\Omega$$

5. Haga $R_1 = R_2 = R_3 = R$

6. $R_{f1} = R^2$ y $R_{f2} = R$

$$R_{f1} = 2 (3.98 \text{ k}\Omega) = 7.9 \text{ k}\Omega$$

$$R_{f2} = 3.98 \text{ k}\Omega$$

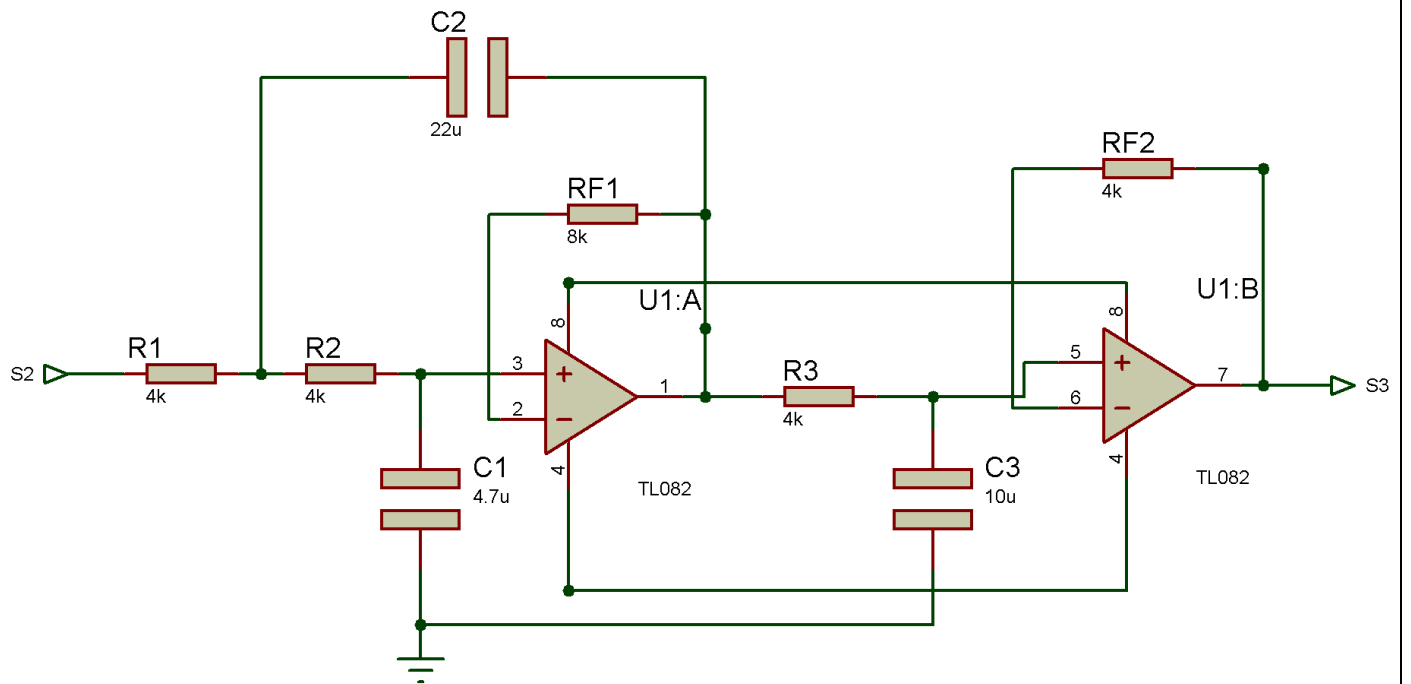


Figura 3.7 Esquema del Filtro Pasa Bajas

Parámetros del Circuito:

- Alimentación del circuito: +/- 5V.
- FC = 4 Hz.

3.8 Elementos para la automatización del inflado y desinflado de la banda

La etapa de inflado está conformada por una micro bomba y electroválvula controlan el flujo de aire necesario para medir los cambios de presión dentro del brazalete.

3.8.1 Brazalete de presión sanguínea

Es un instrumento de compresión para medir la presión sanguínea, mediante la oclusión del flujo de sangre en el brazo mientras se infla, se mide la cantidad de presión que ejerce la sangre sobre las paredes de los vasos sanguíneos del paciente, el brazalete debe estar adaptado a la anchura del brazo por lo que los hay de distintas tolerancias y además son ajustables.

Los brazaletes estrechos, pequeños, flojos o con perturbaciones de aire pueden provocar lecturas incorrectas de la presión arterial.

El brazalete debe cumplir con los siguientes requerimientos:


- Tamaño de 13.5-19.5 cm de longitud de la circunferencia de brazo, con entradas de 1/8 pulgada para los conductos de aire.
- Hermético y ergonómico para un mejor acople con el brazo y que no exista fugas de aire, ya que la normativa específica, que debe cumplir con una reducción máxima de 3 mmHg, cuando se encuentra inflado, en un periodo de 10s.

Brazalete	Características
	Tamaño: 13,5 x 19,5 (largo, ancho) y conducto de aire de 1/8 pulgada.

Figura 3.8 Brazalete de paciente


3.8.2 Micro bomba de aire

Es la encargada de hacer que el brazalete se infle, esta micro bomba es activada por el microcontrolador. Este dispositivo puede llegar a un valor superior de 150mmhg que será suficiente para medir el pulso más alto.

Microbomba DC	Características
 <p>Figura 3.9 Terminales de la micro bomba</p>	<p>Voltaje: 3,3V o 5V Corriente Nominal: 1.4A Tamaño: 4,5 x 2,5 x 1,2 cm (largo ,ancho y profundidad) Calibre de ducto: 1/8 plg.</p>

3.8.3 Electroválvula

El funcionamiento de la electroválvula solenoide está asociado al microcontrolador, ya que esta permite que el brazalete se desinfle.

Electrovalvula solenoide	Características
 <p>Figura 3.10 Terminales de la electroválvula</p>	<p>Voltaje: 3,3V o 5V Corriente Nominal: 1.5A Tamaño: 2,5 x 1,5 x 1,3 cm (largo ,ancho y profundidad) Calibre de ducto: 1/8 plg.</p>

3.9 Micro controlador

El Atmega328 AVR 8-bit es un Circuito integrado de alto rendimiento que está basado en un microcontrolador RISC, combinando 32 KB ISP flash una memoria con la capacidad de leer-

mientras-escribe, 1 KB de memoria EEPROM, 2 KB de SRAM, 23 líneas de E/S de propósito general, 32 registros de proceso general, tres temporizadores flexibles/contadores con modo de comparación, interrupciones internas y externas, programador de modo USART, una interfase serial orientada a byte de 2 cables, SPI puerto serial, 6-canales 10-bit Conversor A/D (8-canales en TQFP y QFN/MLF packages), "watchdog timer" programable con oscilador interno, y cinco modos de ahorro de energía seleccionables por software. El dispositivo opera entre 1.8 y 5.5 voltios. Por medio de la ejecución de poderosas instrucciones en un solo ciclo de reloj, el dispositivo alcanza una respuesta de 1 MIPS, balanceando consumo de energía y velocidad de proceso.

3.9.1 Distribución de terminales del microcontrolador

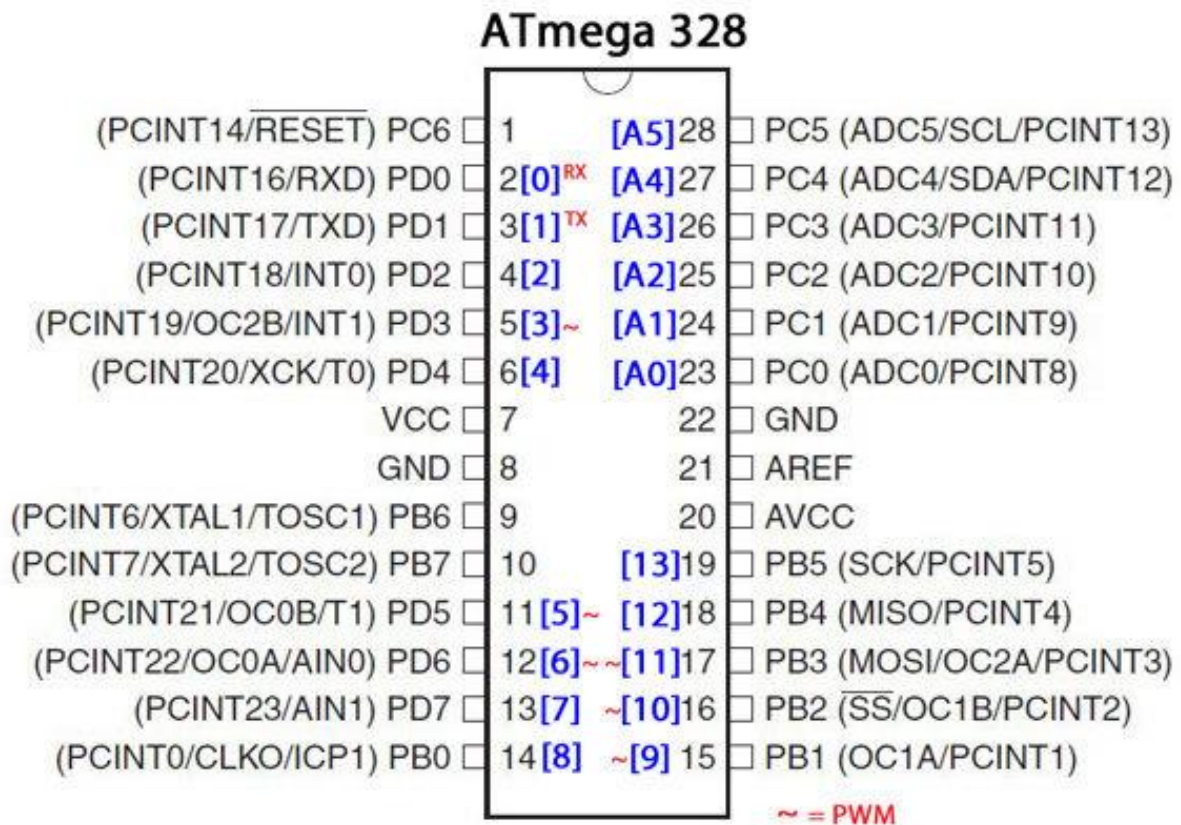


Figura 3.11 Distribución de terminales del microcontrolador

Voltaje de operación		5V
Voltaje de entrada (recomendado)	7-12 V	
Voltaje de salida (limites)	6-20 V	
Digital E/S terminales	14 (of which 6 provide PWM output)	
Entradas analógicas	6	
Corriente DC E/S por terminal	40 mA	
Corriente DC E/S por terminal de 3.3 V	50 mA	
Memoria Flash	32 KB (ATmega328) de 0.5 KB usada por el bootloader	
SRAM	2 KB (ATmega328)	
EEPROM	1 KB (ATmega328)	
Velocidad de reloj	16 MHz	
Largo	68.6 mm	
Ancho	53.4 mm	
Peso	25 g	

Tabla 3.1 Características funcionales del ATMEGA328

3.10 Módulo Bluetooth

Para el análisis de la parte de transmisión inalámbrica es conveniente revisar información acerca de los módulos utilizados como el bluetooth.

El módulo de bluetooth HC-05 es un módulo muy utilizado para aplicaciones con micro controladores y PIC. Se trata de un dispositivo relativamente económico y que habitualmente se manufactura en un formato que permite cablearlo directamente a cualquier microcontrolador, incluso sin realizar soldaduras.

Este módulo de bluetooth ofrece una mejor relación de precio y características, ya que es un módulo Maestro-Eslavo, esto quiere decir que además de recibir conexiones desde un módulo emisor, también es capaz de generar conexiones hacia otros dispositivos bluetooth.

3.10.1 Terminales del módulo:

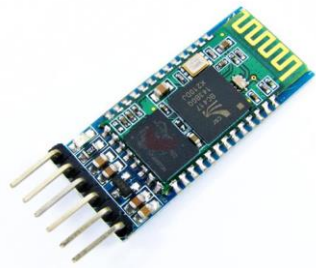
HC-05	Terminal	Nombre
	1	VCC
	2	GND
	3	TXD
	4	RXD
	5	KEY
	6	LED

Figura 3.12 Distribución de pines del módulo HC-05

3.11 Modulo de visualización

Las LCD (Pantallas de Cristal Líquido) son muy versátiles y capaces de mostrar cualquier carácter alfanumérico, valores numéricos y símbolos en cualquier dispositivo electrónico. El proceso de visualización en la LCD es generado por el micro controlador que incorpora el módulo de visualización para la presentación de mensajes durante el monitoreo de las variables biométricas. El *diaplay* empleado es un módulo de LCD monocromo de bajo costo compuesto de 84x48 píxeles utilizado para mostrar mensajes de texto al usuario. Este módulo es una revisión que acepta la entrada 3-5V. Así que no se necesita ningún cambiador de nivel adicional y para tener un control total solo se requieren 5 pines, a continuación se muestra en la distribución de pines del módulo de visualización.

Pin	Name	Description
1	VCC	2.7 to 3.3V
2	GND	Ground
3	SCE	Chip enable (Active Low)
4	RES	Reset (Active Low)
5	D/C	Data/Command selection Low— Write command, High— Write data.
6	SDIN	Serial input
7	SCLK	Clock input
8	LED	Active High 2.7 to 3.2V

Figura 3.13 Distribución de terminales del módulo de display

3.12 Fuente de poder

Para este proyecto se requiere una fuente bipolar de voltaje para poder trabajar con una tensión de alimentación positiva y negativa de 5 V misma que requieren los amplificadores operacionales, en el caso del micro controlador funciona con un nivel de voltaje de 5 V así como los componentes de automatización de la micro bomba y la electroválvula, para el caso del módulo *bluetooth* se empleó un regulador de tensión que convierte 5 V a 3.3 V.

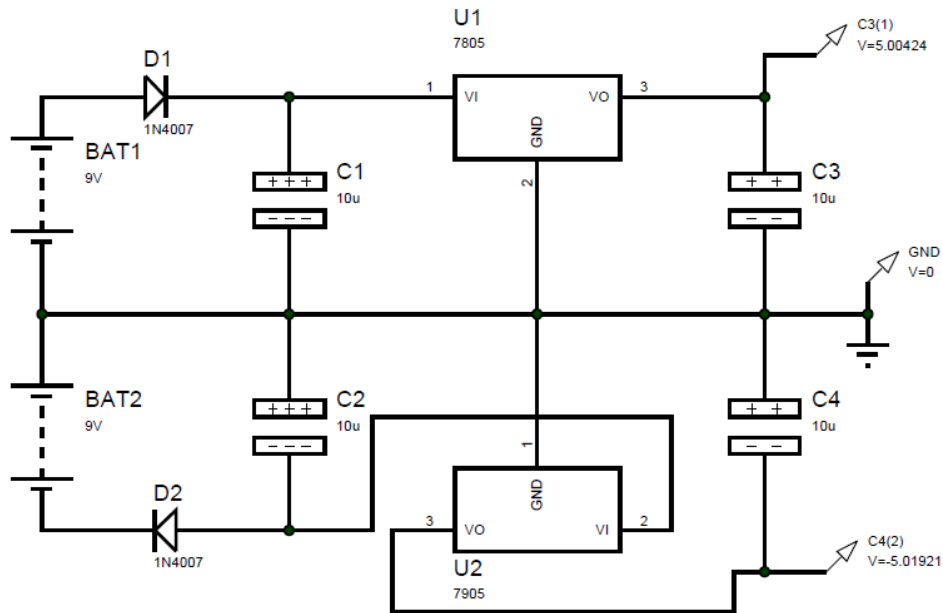


Figura 3.14 Esquema de la fuente de poder

3.13 Criterios de medición

Es fundamental cumplir con una serie de requisitos mínimos para una correcta medición de la presión arterial:

- El aparato utilizado debe de estar correctamente calibrado, ya que el uso y el paso del tiempo reducen su fiabilidad.
- La anchura del manguito debe de ser adecuada al perímetro del brazo. La anchura ideal es el perímetro de la extremidad en centímetros x 0.4 (por ejemplo, perímetro del brazo entre 26-33 cm, manguito de 12 cm de anchura).
- El manguito debe de estar ajustado y colocado directamente sobre la piel (no sobre mangas de camisa) en el tercio medio del brazo.
- Debe estar sentado en una silla cómoda, sin cruzar las piernas y con el brazo en reposo (apoyado sobre una mesa) y situado a la altura del corazón.
- Tiene que estar relajado, tranquilo, con la vejiga urinaria vacía y sin haber fumado o ingerido previamente sustancias estimulantes (por ejemplo: café).
- No hable ni mueva el brazo mientras realice la medición.
- Finalmente anote las cifras de presión arterial, así como la fecha y la hora de la medición.

3.14 Diseño del diagrama de flujo para la rutina del microcontrolador

Para la programación de la rutina del microcontrolador se diseñó un diagrama de flujo con los procesos y validaciones necesarios para la automatización, medición y transmisión de datos del prototipo de monitoreo en la Figura 3.15 de describen estos procedimientos y su secuencia lógica.

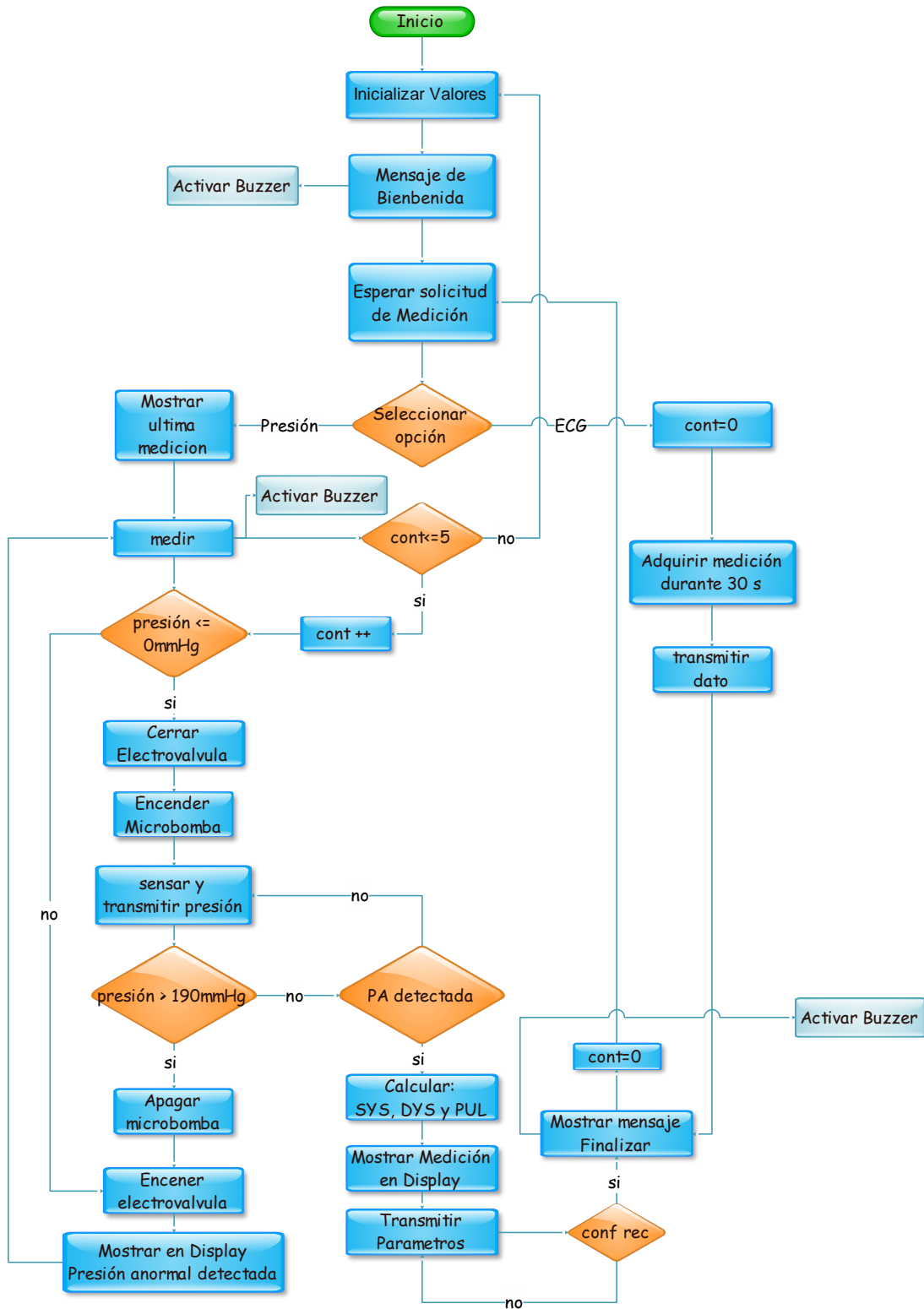


Figura 3.15 Diagrama de flujo para la rutina del microprocesador

CAPITULO IV DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL MÓDULO DE ADQUISICON DEL COMPLEJO PQRST.

4.1 Introducción

Este capítulo se centra en el análisis del algoritmo para el procesamiento de la señal de presión proveniente del sensor, además del diseño y desarrollo de los circuitos que intervienen en el funcionamiento del prototipo de monitor de presión arterial para la adquisición de la señal biométrica y su transmisión inalámbrica.

La frecuencia de oscilación que se presenta en el flujo sanguíneo cuando se bloquea un vaso y luego se libera, está en el orden de 1 a 4hz. Sabiendo esto se presenta la siguiente propuesta de diseño para el prototipo de monitor de presión arterial.

- Un transductor de presión arterial que transforme la presión en impulso eléctrico.
- Una etapa de filtrado que permita discriminar las frecuencias fuera del rango de oscilación a medir.
- Un mecanismo automatizado de inflado y desinflado que permita la oclusión de la arteria radial del brazo.
- Un algoritmo que permita determinar las oscilaciones de la arterial en el proceso de oclusión.
- Una interfaz física de salida que muestre al usuario mensajes de control durante el monitoreo así como la medición.
- Un módulo de comunicación con capacidad de transmisión inalámbrica para él envío de datos.

4.2 Arquitectura de Hardware

La arquitectura de hardware para el prototipo de detección de electrocardiograma está conformado por los siguientes módulos:

- Electroodos.
- Amplificador de instrumentación.
- Filtrado de la señal del transductor (Pasa Banda de .1 a 100hz).
- Acondicionamiento de la señal (Desplazador de nivel y amplificación).
- Digitalización de la señal.
- Despliegue de mensajes (*Display LCD*).
- Transmisión inalámbrica (*Bluetooth*).

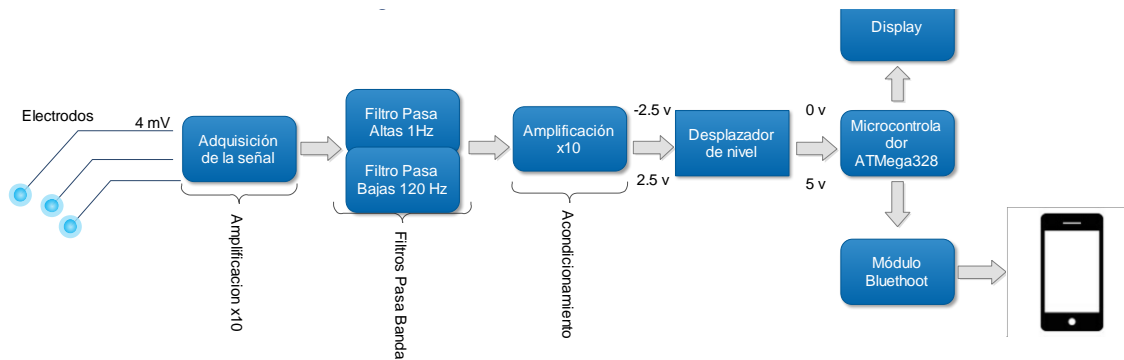


Figura 4.1 Arquitectura de hardware del ECG

4.3 Etapa de adquisición de la señal

Para la etapa de adquisición de datos del electrocardiograma se hace necesario emplear un transductor de señales biológicas.

4.3.1 Electrodo

Los electrodos o transductores son elementos que detectan las corrientes iónicas, que es la conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos [].

Los electrodos con que se realizaron las mediciones de electrocardiografía son de tipo convencional desechable para adulto, y sus características son; soporte de tejido suave y gel adhesivo hipo alérgico, además dentro de la clasificación de electrodos (Microelectrodos, Electrodo Superficiales y Electrodo de Aguja), los que se utilizaron en el presente trabajo, fueron los electrodos superficiales, los cuales son útiles para medir potenciales de ECG, EEG y EMG.

El tamaño y el tipo de electrodo también son importantes en la determinación de la impedancia del electrodo. Los electrodos más grandes tienden a tener impedancias más bajas. Los electrodos superficiales tienen generalmente impedancias de 2 a 10 KΩ, mientras que los pequeños electrodos de aguja y los microelectrodos tienen impedancias mucho mayores.

Electrodos desechables.- Son de bajo costo, formado por un botón de contacto de plata-cloruro con gel o pasta conductiva, en la parte superior un botón de plata, situado en un disco de espuma de hule con cubrimiento adhesivo. Este tipo de electrodos se colocan en el pecho [].



Figura 4.2 Electrodo desechable

Ventajas:

- Los pacientes prefieren los electrodos desechables sobre otros, ya que no causan daño a la piel, son más higiénicos y estables.
- Son fáciles de colocar, ya que no requieren preparación previa de la piel ni rasurado aunque se recomienda.

Desventajas:

- En superficies de piel húmeda en contacto con el adhesivo no permiten su permanencia por mucho tiempo.

Con lo expuesto anteriormente por la simpleza de colocación de los electrodos, la higiene y sobre todo el bajo costo se emplearon electrodos superficiales para las pruebas que a pesar de ser desechables pueden ser reutilizados varias veces.

4.3.2 Cables de paciente

Para realizar la conexión de los electrodos se utilizó un juego de cables de paciente de 3 polos que van acoplados a modo de broche al botón de cada uno de los electrodos.



Figura 4.3 Cables de paciente

4.3.3 Amplificador de Instrumentación

Para amplificar señales biométricas como las del corazón se requieren dos características en un amplificador:

- Una alta impedancia en sus terminales de entrada (esto responde a las leyes de Kirchhoff y elimina posibles caídas de voltaje de la señal cardiaca que den como resultado la reducción o anulación de su amplitud).
- Se amplifique únicamente la diferencia de voltaje existente entre dichas terminales.

La amplitud de la señal biométrica proveniente del corazón oscila entre 1mV y 5mV esto varía en función de las características físicas de cada individuo, considerando que la amplitud del ritmo cardíaco es muy pequeña se optó por el uso de un amplificador de instrumentación monolítico AD620, cuya funcionalidad consiste en amplificar solo la diferencia entre las señales de entrada que se obtienen de los electrodos configurados en un esquema de 3 derivaciones, de los cuales dos son colocados en el antebrazo izquierdo y antebrazo derecho respectivamente y el tercero es colocado en la pantorrilla con el fin de tener referenciado el modo común de la señal biométrica.

4.3.4 Características principales del AD620:

- Ganancia de voltaje de 1 a 1000.
- Se requiere una sola resistencia para configurar la ganancia.
- Amplio rango de voltaje de alimentación + 2.3V a + 18V.
- Bajo consumo 1.3mA máx.
- Excelente desempeño de DC 50 μ V offset máx.
- Desvío máximo de 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C.
- Ancho de banda de 120Khz con G=100.
- Bajo ruido y encapsulado DIP 8.

Aplicaciones:

- Instrumentación de equipos médicos.
- Sistemas de adquisición de datos.
- Control de procesos industriales.
- Equipos portátiles alimentados por baterías [].

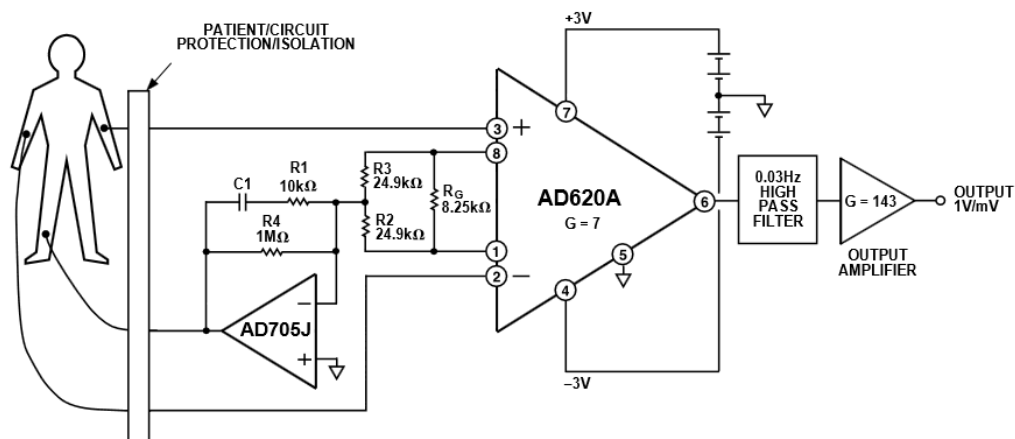


Figura 4.4 Ficha técnica AD620 por Analog Devices.

4.3.5 Calculo de la ganancia

Los cálculos de la ganancia son simples y se muestran en la Ecuación 2.1, se puede observar que para el cálculo de la ganancia es necesario establecer el voltaje de salida deseado entre el voltaje de entrada correspondiente en este caso el de 5 mV [].

Ecuación 4.1: Ganancia de amplificación.

$$G = V_{sal}/V_{in} = 50 \text{ mV}/5 \text{ mV} = 10 \text{ mV} \quad (1.1)$$

$$RG = \frac{49.4K\Omega}{G-1} = \frac{49.4K\Omega}{10-1} = 5.48 \text{ K}\Omega \quad (1.2)$$

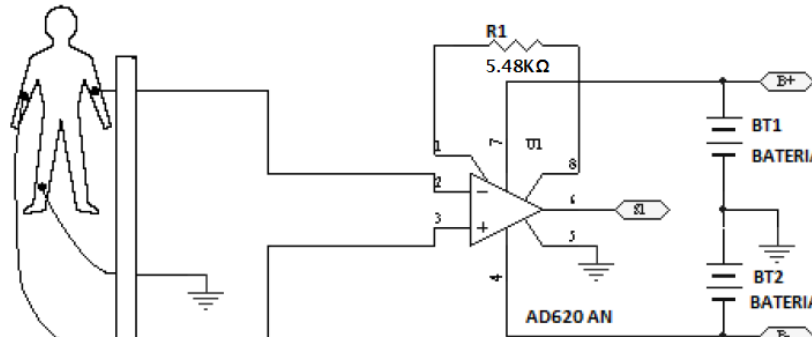


Figura 4.5 Conexión del AD620

Parámetros del Circuito:

- Alimentación del circuito: +/- 5V.
- $G = 10$.

4.4 Etapa de filtrado

Las señales bioeléctricas del corazón son de muy baja amplitud en el orden de milivoltios, por lo que necesitan ser amplificadas y filtradas, en consecuencia la señal adquirida en la primera fase requiere ser tratada, es decir eliminar toda clase de ruido introducido.

Para realizar el filtrado de la señal es importante conocer que el pulso cardiaco de una persona tiene una duración de 440 a 460ms en el intervalo QT que es el intervalo más largo y donde están definidas las ondas P,QRS y T , que son las ondas de estudio para el cardiólogo [19].

Por lo tanto la frecuencia corresponderá al intervalo de 2.17 a 2.72 ciclos/seg o Hz, respectivamente. Sin embargo para asegurar que se registren aquellas componentes espectrales de mayor frecuencia contenidas en la señal se considera una frecuencia de corte de 100Hz.

Se diseñó un filtro pasa altos, seguido de un filtro pasa bajos para discriminar las frecuencias no deseadas.

4.4.1 Filtro Pasa Alto

Para esta etapa se diseñó un filtro pasa alto activo de 3er orden Butterworth con una frecuencia de corte de 0.1Hz, que permita eliminar el offset DC que se origina entre los electrodos y la superficie de la piel cuya amplitud puede alcanzar niveles de hasta 300mv, superando sin ningún problema la amplitud de la señal cardiaca.

Se utilizaron los filtros Butterworth porque son menos ruidosos que otros, son fáciles de diseñar y entre mayor sea el orden del filtro más próxima será su respuesta a la respuesta del filtro ideal.

4.4.1.1 Procedimiento de diseño del F.P.A

- I. Escoja la frecuencia de corte:

$$F_c = 100 \text{ Hz}$$

- II. Haga $C_1 = C_2 = C_3 = C$ y elija un valor de C.

$$C = 10 \text{ uF}$$

- III. Calcule R_3 mediante la ecuación (2.2)

$$R_3 = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi f_c C} = \frac{1}{(6.28)(0.05\text{Hz})(10 \times 10^{-6})} = 318.47 \text{ k}\Omega$$

- IV. Haga $R_1 = 2 (R_3)$

$$R_1 = 2 (R_3) = 2 (318.47 \text{ k}\Omega) = 636.94 \text{ k}\Omega$$

- V. Haga $R_2 = \frac{1}{2} R_3$

$$R_2 = \frac{1}{2} (318.47 \text{ k}\Omega) = 159.23 \text{ k}\Omega$$

- VI. Para minimizar la desviación de corriente de CD , hágase $R_{f1} = R_1$, $R_{f2} = R_3$

$$R_{f1} = 636.94 \text{ k}\Omega$$

$$R_{f2} = 318.47 \text{ k}\Omega$$

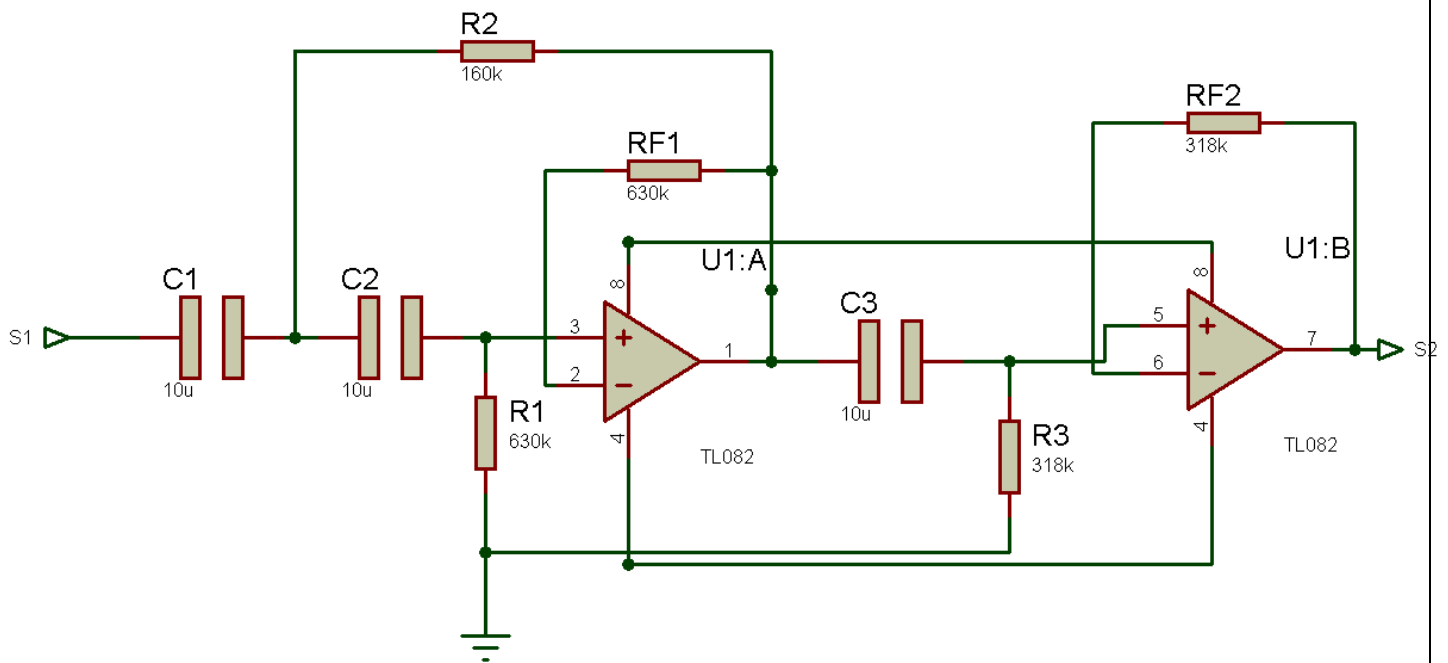


Figura 4.6 Esquema del Filtro Pasa Altas

Parámetros del Circuito:

- Alimentación del circuito: +/- 5V.
- FC = 0.05 Hz.

4.4.2 Filtro Pasa Bajo

Este filtro elimina aquellas frecuencias superiores a la frecuencia de corte asociada al filtro ($f_c = 100$ Hz), ya que las señales por encima de este rango no son señales cardiacas según estudios médicos realizados para ello se diseñó un filtro pasa bajo activo de 3er orden Butterworth.

4.4.2.1 Procedimiento de diseño del F.P.B

- I. Escoja la frecuencia de corte:
 $F_c = 100\text{Hz}$
- II. Seleccione C_3 ; escoja un valor adecuado entre 0.001 y 0.1 μF
 $C_3 = 0.1 \mu\text{F} = 100 \text{ nF}$
- III. Haga que:
 $C_1 = \frac{1}{2} C_3$, $C_2 = 2 (C_3)$
- IV. Calcule R

$$R = \frac{1}{WcC} = \frac{1}{2\pi f_c C} = \frac{1}{(6.28)(100\text{Hz})(1 \times 10^{-6})} = 15.90 \text{ k}\Omega$$

V. Haga $R_1 = R_2 = R_3 = R$

VI. $R_{f1} = R^2$ y $R_{f2} = R$

$$R_{f1} = 2 (15.90 \text{ k}\Omega) = 31.80 \text{ k}\Omega$$

$$R_{f2} = 15.90 \text{ k}\Omega$$

Nota: Para obtener resultados óptimos, el valor de R deberá estar comprendido entre 10 KOhms y 100 KOhms. Si el valor de R se encuentra fuera de este intervalo, hay que regresar y seleccionar un nuevo valor de C_3 [22].

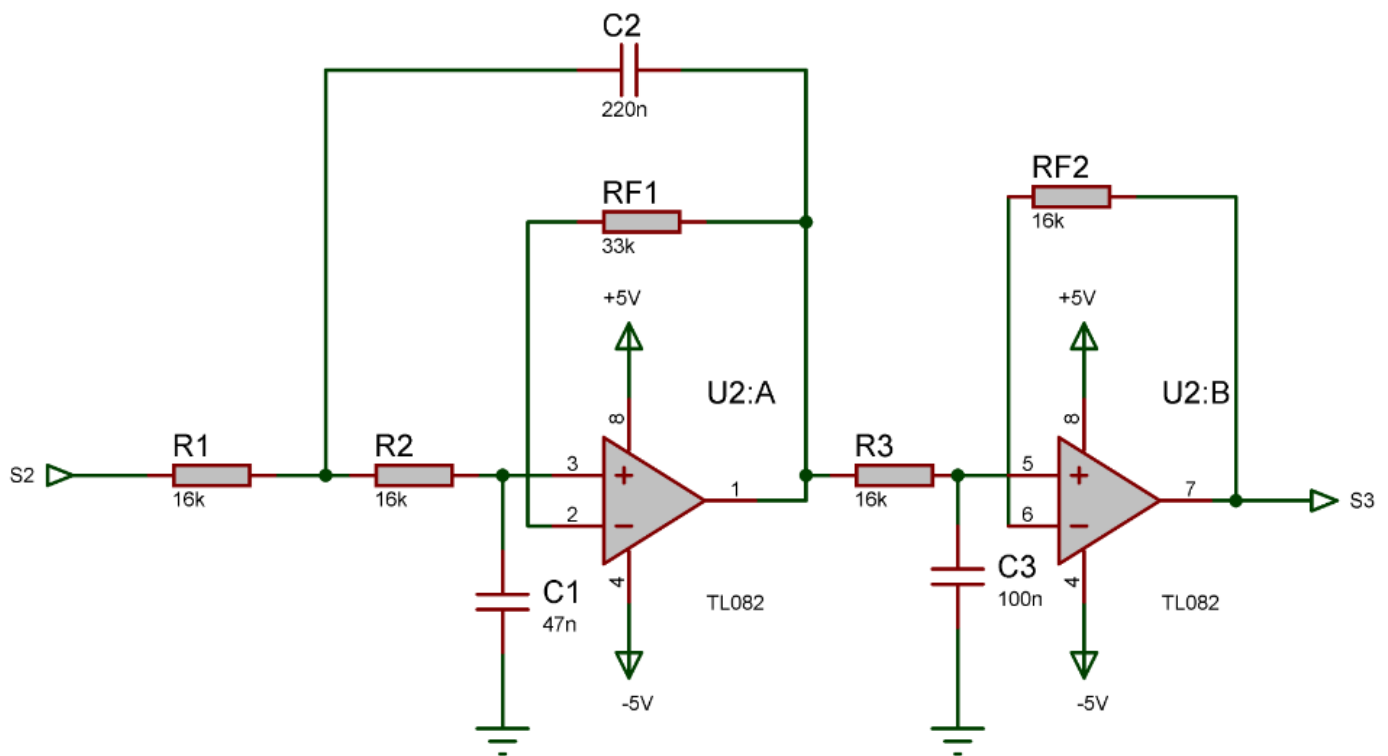


Figura 4.7 Esquema del Filtro Pasa Bajas

Parámetros del Circuito:

- Alimentación del circuito: +/- 5V.
- FC = 100 Hz.

4.5 Etapa de Amplificación

La etapa de amplificación consta de dos amplificadores en configuración no inversora puestos en serie:

Para que la señal sea mostrada correctamente, en la primera etapa fijamos una ganancia de 10 y la segunda de 10, es decir, $10 * 10 = 100$. Luego hay que añadir la ganancia de 10 de pre-amplificado del amplificador de instrumentación empleado en la etapa de adquisición de la señal. La amplificación total será de $G = 10 * 100 = 1000$.

$$\text{Ganancia (total)} = \text{Ganancia (AI)} * \text{Ganancia (Amp)}$$

$$\text{Ganancia (total)} = 10 * 10 * 10 = 1000$$

4.5.1 Procedimiento de diseño del amplificador

Sabemos de la Ecuación 4.2 que:

Ecuación 4.2: Ecuación del sumador inversor.

$$V_{out} = V_{in} \left(1 + \frac{R2}{R1} \right) = 10 = \left(1 + \frac{R2}{R1} \right)$$

Para un valor de $R1 = 1 \text{ k}\Omega$ tenemos $R2 = 9 \text{ k}\Omega$ para ambas configuraciones de amplificador operacional no inversor.

Para un valor de $R1 = 1 \text{ k}\Omega$ tenemos $R2 = 9 \text{ k}\Omega$

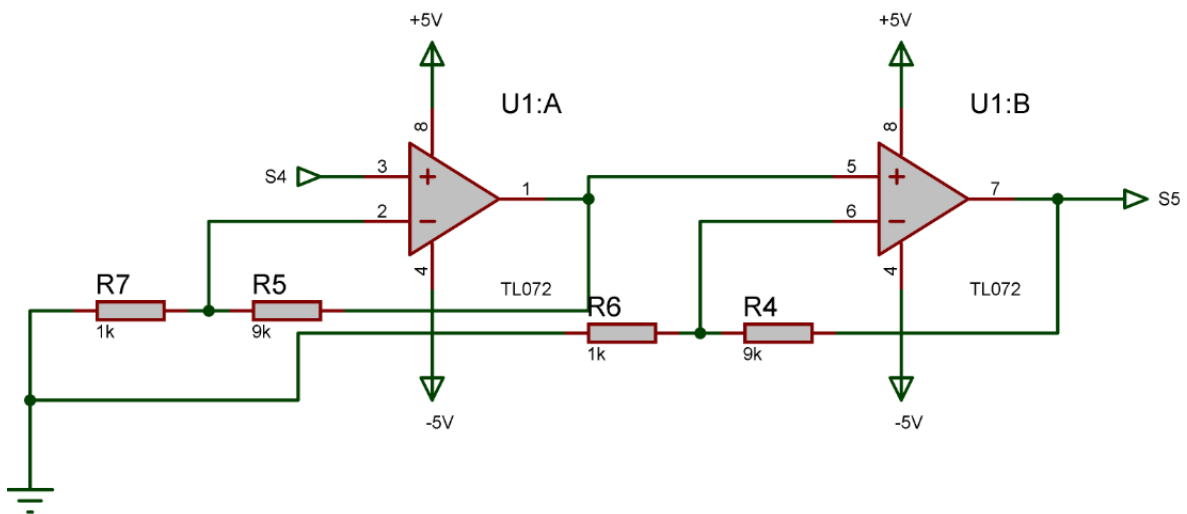


Figura 4.8 Esquema del amplificador

Parámetros del Circuito:

- Alimentación del circuito: +/- 5V.

4.6 Acondicionamiento de la Señal

Para la etapa de acondicionamiento se hace necesario convertir la señal bipolar a su correspondiente bipolar dado que el convertidor analógico digital del microcontrolador no tolera voltajes negativos y resultaría perjudicial para su funcionamiento.

4.6.1 Desplazador de Nivel

Para esta última etapa del desarrollo del circuito del ECG, se diseñó un circuito en configuración de sumador inversor seguido de un amplificador inversor este último para recuperar la fase original, lo que se busca con esta etapa es pasar la señal AC de su forma bipolar a unipolar, desplazando las tensiones negativas a regiones positivas para que pueda ser digitalizada por el microcontrolador ATAMEGA328 , ya que el rango de voltaje que se necesita debe estar comprendido entre 0 - 5V , que es el voltaje que acepta el ATMEGA y pueda trabajar en la conversión análogo-digital. Con el diseño de este amplificador se suma un voltaje DC con la finalidad de solo obtener valores positivos.

4.6.1.1 Procedimiento de diseño del desplazador de nivel

Partimos de la Ecuación 4.3:

Ecuación 4.3: Amplificador no inversor

$$V_{out} = \frac{Rf1}{R1}V_{cc} + \frac{Rf2}{R2}V_{in}$$

Donde,

$$V_{cc} = 5V \text{ y } V_{in} = (-5V, 5V)$$

Deseamos que cuando aparezca -5V en V_{in} la tensión de salida sea 0V, y por otra banda cuando aparezca una tensión de 5V en V_{in} el valor sea de 5V, por lo que realizamos la siguiente evaluación:

$$0 = \frac{Rf}{R1}V_{cc} + \frac{Rf}{R2}(-5)$$

$$5 = \frac{Rf}{R1}V_{cc} + \frac{Rf}{R2}(5)$$

Para $V_{cc} = 5V$ resolvemos el sistema que nos dice lo siguiente:

$$R2 = R1 \text{ y } \frac{R2}{2} = Rf = \frac{R1}{2}$$

Para finalizar asignamos los valores a las resistencias tomando en cuenta las igualdades anteriores. Entonces:

$$\text{Si } R2 = R1 = 10k\Omega \text{ en consecuencia } Rf = 5k\Omega.$$

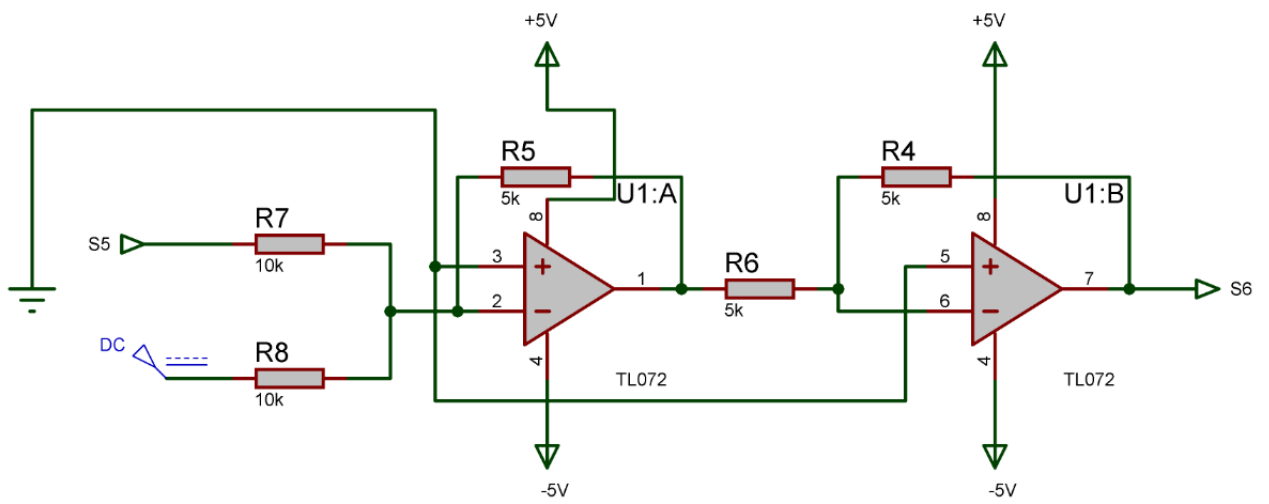


Figura 4.9 Esquema del desplazador de nivel

Parámetros del Circuito:

- Alimentación del circuito: +/- 5V.

CAPITULO V DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL MÓDULO DE MEDICIÓN DE TEMPERATURA CORPORAL.

5.1 Temperatura Corporal

La temperatura corporal es una medida de la capacidad del organismo de generar y eliminar calor. El cuerpo es muy eficiente para mantener su temperatura dentro de límites seguros, incluso cuando la temperatura exterior cambia mucho.

Clasificación	Temperatura (°C)
Hipotermia	< 35.5
Temperatura Normal	35.5 – 37
Febrícula	37.1 – 37.9
Fiebre	>38

Tabla 5.1 Clasificación de la Temperatura Corporal

5.1.1 Temperatura corporal baja (hipotermia)

Una temperatura corporal muy baja (hipotermia) puede ser grave o incluso mortal. Una temperatura corporal baja suele suceder por exponerse a condiciones climáticas frías. Pero también puede estar causada por el consumo de alcohol o drogas, entrar en estado de choque ("shock") o ciertos trastornos como diabetes o hipotiroidismo.

Una temperatura corporal baja puede ocurrir con una infección. Esto sucede con más frecuencia en recién nacidos, adultos mayores o en personas con un estado de salud frágil. Una infección muy grave, como una septicemia, también puede causar una temperatura corporal anormalmente baja.

5.1.2 Febrícula

Fiebre prolongada, moderada, casi siempre vespertina, de origen infeccioso o nervioso.

5.1.3 Fiebre

En la mayoría de los adultos, se considera fiebre una temperatura oral superior a 100.4°F (38°C) o una temperatura en el recto o en el oído superior a 101°F (38.3°C). Un niño tiene fiebre cuando su temperatura rectal es de 100.4°F (38°C) o más alta.

La fiebre podría ser una reacción a:

Una infección. Esta es la causa más común de fiebre. Las infecciones pueden afectar a todo el cuerpo o a una parte del cuerpo.

Medicamentos. Estos incluyen antibióticos, narcóticos, antihistamínicos y muchos otros. Esto se llama "fiebre medicamentosa". Los medicamentos como los antibióticos elevan la temperatura corporal directamente. Otros medicamentos evitan que el cuerpo restablezca su temperatura cuando otras cosas hacen que la temperatura se eleve.

Trauma grave o lesión. Esto puede incluir ataque cardíaco, ataque cerebral, golpe de calor o quemaduras.

Otras afecciones médicas. Estas incluyen artritis, hipertiroidismo, e incluso algunos cánceres, como leucemia y cáncer de pulmón.

5.1.4 Temperatura corporal alta (golpe de calor)

Un golpe de calor sucede cuando el cuerpo no puede controlar su propia temperatura y la temperatura corporal continúa subiendo. Los síntomas del golpe de calor incluyen alteraciones mentales (como confusión, delirio o pérdida del conocimiento) y enrojecimiento, calor y sequedad de la piel, incluso bajo las axilas.

El golpe de calor puede ser mortal. Necesita tratamiento médico de urgencia. Causa deshidratación grave y puede hacer que los órganos del cuerpo dejen de funcionar.

5.2 Termómetro

Un termómetro es un instrumento que permite medir la temperatura. Los más populares constan de un bulbo de vidrio que incluye un pequeño tubo capilar; éste contiene mercurio (u otro material con alto coeficiente de dilatación), que se dilata de acuerdo a la temperatura y permite medirla sobre una escala graduada.

Al igual que el baumanómetro, el termómetro se puede clasificar de la siguiente manera:

- Termómetro Analógico
- Termómetro digital

5.3 Medición de la Temperatura Corporal

Casi siempre se recomiendan los termómetros electrónicos. La temperatura se observa en una pantalla fácil de leer. Se puede colocar la sonda en la boca, el recto o la axila.

La boca: coloque la sonda bajo la lengua y cierre la boca. Respire por la nariz y utilice los labios para mantener el termómetro bien fijo en su lugar. Deje el termómetro en la boca por tres minutos o hasta que el dispositivo pite.

El recto: este método es para bebés y niños pequeños que no son capaces de sostener el termómetro en la boca con seguridad. Lubrique el bulbo del termómetro rectal con vaselina. Coloque al niño boca abajo en una superficie plana o sobre el regazo. Separe sus glúteos e introduzca el extremo del bulbo del termómetro un poco más de 1 a 2 cm (1/2 a 1 pulgada) en el canal anal, teniendo cuidado de no introducirlo demasiado. El forcejeo puede empujar el termómetro más adentro. Retire el termómetro después de tres minutos o cuando el dispositivo pite.

La axila: coloque el termómetro en la axila con el brazo presionado contra el cuerpo. Espere 5 minutos antes de leerlo.

Los termómetros de tira plástica cambian de color para mostrar la temperatura, pero son el método menos preciso.

Coloque la tira en la frente y léala después de un minuto mientras esté puesta allí.

También hay disponibles termómetros de tira plástica para la boca.

Siempre limpie el termómetro antes y después de usarlo. Puede usar agua fría y jabón o alcohol antiséptico.

Lo termómetros electrónicos para uso en el oído son comunes y fáciles de usar, pero algunos usuarios han comentado que los resultados son menos precisos que los de los termómetros de sonda.

5.4 Sensor de temperatura infrarrojo MLX90614ESF-AAA de Melexis

El elemento sensor en el MLX90614 es un chip de silicio con una fina membrana micromecanizada sensible a la radiación infrarroja de un objeto distante. Una etapa de adaptación de medida de la señal amplifica y digitaliza la señal procedente de la membrana y calcula la temperatura del objeto usando la calibración configurada en fábrica. La temperatura de salida digital es linealizada y compensada completamente contra las variaciones de la temperatura ambiente.

Este sensor mide temperaturas de entre -70 a +380 C°.

El MLX90614 incorpora amplificadores avanzados de bajo ruido, un convertidor A/D de 17 bits y un potente procesador digital de señales en su chip de acondicionamiento de señal, lo que permite un amplio rango de temperaturas de trabajo de - 40 °C a 125 °C y un rango de temperaturas ampliado del objetivo a medir ampliado de -70 °C a 380 °C, a la vez que mantiene una resolución de la temperatura de 0,02 °C.

Dispone de una salida SMBus (compatible con I2C) y puede ser configurado para una salida PWM de 10bits.



Figura 5.1 Sensor Infrarrojo de Temperatura

Este dispositivo viene en un empaque estándar TO-39 y funciona con 3V.

5.4.1 Características:

- Tamaño pequeño, bajo costo.
- Fácil integración.
- Calibrado de fábrica en rangos amplios de temperatura:
 - -40 a +85°C para la temperatura del sensor.
 - -70 a +380°C para la temperatura del objeto.
- Interfaz digital compatible con SMBus.
- Salida PWM configurable para lecturas continuas.
- Alta precisión de 0.5°C sobre un rango amplio de temperatura (0 a +50°C para Ta y To).
- Resolución de medición: 0.02°C.
- Versiones de zona simple y dual.
- Adaptación simple para aplicaciones de 8 a 16V.
- Modo de ahorro de energía.
- Opciones de empaque diferente para mayor versatilidad de aplicaciones y mediciones.

CAPÍTULO VI ANÁLISIS Y REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA.

6.1 Introducción

En este capítulo se aborda los requerimientos para propuesta de solución planteada en el capítulo 2. Considerando los aspectos tecnológicos y de gestión de datos necesarios para su implementación.

6.2 Metodología

La metodología empleada en el desarrollo del presente proyecto es el modelo en espiral el cual permite un desarrollo de software mediante un proceso evolutivo. Es un modelo meta del ciclo de vida del software donde el esfuerzo de desarrollo es iterativo, es decir, cuando se termina una etapa de desarrollo “ciclo”, comienza otra [11].

Dentro de cada uno de los ciclos de vida del Software se pueden apreciar los siguientes pasos: Determinar o fijar los objetivos. En este paso se definen los objetivos específicos del proyecto para poder identificar las limitaciones del sistema, además se estructura una planificación de gestión y se identifican los riesgos.

1. Análisis del riesgo. En este paso se hace un análisis detallado para cada uno de los riesgos identificados del proyecto y se definen los pasos a seguir para reducirlos.

2. Desarrollar, verificar y validar. Después del análisis de riesgo, se hace una lista de tareas para el desarrollo del sistema de software y se implementan.

3. Planificar. En el último paso se revisa el proyecto y se toma la decisión si se debe continuar con un ciclo posterior al de la espiral.

De este modo las tareas a realizar serán organizadas en 6 ciclos, que permiten modelar, implementar y unificar cada uno de los 6 módulos que van a integrar este proyecto.

Ciclo 1: Delimitación del sistema.

- Recopilación de requerimientos del sistema.
- Diseño general.
- Planificación del ciclo 2

Ciclo 2: Diseño y construcción del prototipo de medición.

- Adquisición de la señal biométrica para el electrocardiógrafo.
- Etapa de filtrado para la señal de ECG.
- Etapa de acondicionamiento de la señal.
- Análisis e implementación del transductor de presión.
- Etapa de filtrado para señal del transductor de presión.
- Etapa de control y automatización para el inflado de la banda.
- Digitalización de las señales.
- Acoplamiento de los circuitos y transmisión inalámbrica.
- Planificación del ciclo 3.

Ciclo 3: Diseño e implementación de la base de datos

- Detalle y especificación de los datos.
- Modelo entidad relación.
- Modelo relacional.
- Implantación de la base de datos en el dispositivo móvil.
- Planificación del ciclo 4.

Ciclo 4: Diseño y programación de la aplicación móvil

- Diseño y programación de interfaces.
- Módulo de conexión inalámbrica bluetooth.
- Módulo de persistencia de datos en el dispositivo móvil.
- Módulo de pruebas de comunicación para la adquisición de datos provenientes del prototipo de medición.
- Planificación del ciclo 5.

Ciclo 5: Diseño y programación de la aplicación web.

- Implantación de la base de datos en el servidor.
- Diseño y programación de la aplicación web.
- Planificación del ciclo 6.

Ciclo 6: Pruebas y documentación técnica.

- Medición de la presión arterial y adquisición del complejo PQRST en sujetos.
- Conclusiones.

6.3 Arquitectura del Sistema

En la siguiente imagen se puede observar una arquitectura general, y se puede observar que tenemos una arquitectura cliente-servidor, en donde el cliente cuenta con un sistema de base de datos local (SQLite) y que además permite una comunicación vía Bluetooth con el dispositivo de monitoreo, y por otro lado tenemos al servidor con una base de datos (MySQL) que será el encargado de respaldar los datos para consultas posteriores.

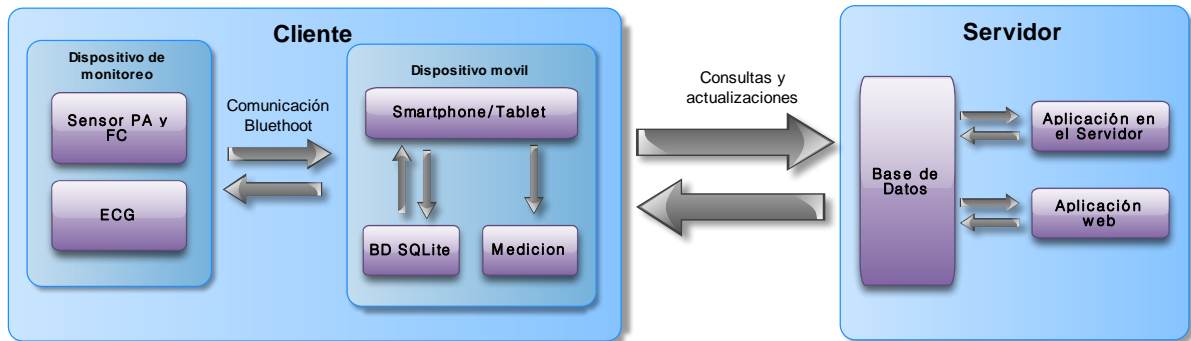


Figura 6.1 Arquitectura del sistema

La aplicación alojada en el dispositivo móvil será la encargada de interactuar con los pacientes, y deberá realizar ciertas tareas, del lado del servidor se tendrá una aplicación web para la visualización de los datos por parte de los médicos.

6.4 Requerimientos del Sistema

A continuación se describen los requerimientos funcionales y no funcionales del presente proyecto con base en las capacidades técnicas del sistema.

6.4.1 Requerimientos Funcionales:

Requerimientos Funcionales	
RF1	El sistema es capaz de recibir las mediciones vía bluetooth.
RF2	El sistema almacena las mediciones en una base de datos local
RF3	El sistema deberá cuenta con una base de datos en un servidor web para su almacenamiento en el servidor
RF4	La aplicación móvil despliega las mediciones en un formato sencillo para su interpretación.
RF5	Se tiene la opción de compartir y enviar datos de medición vía SMS y e-mail.

Tabla 6.1 Requerimientos Funcionales

6.4.2 Requerimientos no funcionales:

Requerimientos No Funcionales	
RNF1	El sistema no hará ningún tipo de diagnóstico del ECG.
RNF2	No se podrá compartir los datos referentes al ECG, debido a la densidad de datos que supone.
RNF3	El sistema no funcionara con dispositivos que no tengan integrado bluetooth.
RNF4	Los SMS no serán enviados si no se cuenta con saldo disponible.
RNF5	No se podrá compartir información vía email si no se cuenta con conexión a internet.
RNF6	La representación gráfica del ECG variar entre distintos dispositivos móviles ya que no cuentan con la misma resolución
RNF7	El sistema cuenta con una interfaz amigable para el usuario.

Tabla 6.2 Requerimientos No Funcionales

6.5 Restricciones y alcances del sistema

Se definen las limitaciones tecnológicas y de diseño del sistema así como las oportunidades que presenta.

6.5.1 Restricciones

- Se requiere un dispositivo móvil con el sistema operativo android a partir de la versión Jelly Bean hasta la versión KitKat.
- Los datos como la presión arterial y el ECG solo serán almacenados siempre y cuando esté vinculado el prototipo con el dispositivo móvil.
- La única manera de compartir información entre el prototipo y el dispositivo móvil es a través de la comunicación bluetooth.
- Los datos obtenidos de la señal ECG no aportan información entendible por un usuario común ya que tienen que ser interpretados por un especialista.
- La aplicación web solo puede ser usada por médicos registrados en el sistema.

6.5.2 Alcances

- Los datos de la señal ECG formarían parte de un pre diagnóstico.
- La señal ECG será grafica en la pantalla del dispositivo móvil.
- Los datos podrán ser almacenados de forma local o en una plataforma web para su posterior consulta por un médico.
- Un usuario sin registro en el sistema podrá realizar mediciones la señal EGC y de la presión arterial.
- Un usuario podrá consultar su presión arterial o su ECG considerando una fecha particular o por un rango de tiempo.

6.6 Análisis de Riesgo

En la siguiente tabla se describen los posibles riesgos que pudieran surgir durante el desarrollo del proyecto

Riesgo	Efecto	Estrategia
Falla del diseño de los circuitos.	Muy serio	Debido a que los tiempos de diseño están establecidos representa un riesgo de alto impacto. Es por ello que en los tiempos establecidos se planteó una holgura.
Falla del acoplamiento del hardware.	Muy serio	En el diseño se deben usar componentes de hardware de fácil acoplamiento.
Falla del guardado de las últimas diez mediciones de la presión arterial en la memoria del prototipo.	Serio	Tener entendido como es el tratamiento de archivos.
Falla de la automatización con para el inflado y desinflado de la bolsa de aire	Muy serio	Tener presente los rangos de presión que son necesarios para llevar a cabo las mediciones.
No familiarizarse con la API de SQLite	Muy serio	Definir la versión de android base a utilizar, para leer la documentación de SQLite apropiada.
No familiarizarse con la API de Bluetooth	Muy serio	Tener por entendido como funciona un hilo de ejecución, saber cómo es que trabaja un handler.

Tabla 6.3 Análisis de Riesgos

6.7 Casos de Uso

Los Diagramas de Caso de uso representan el comportamiento de un sistema desde el punto de vista del usuario. Facilitando la interpretación del sistema sobre todo para el cliente.

6.7.1 Actores del sistema

El sistema contara con 2 tipos de usuarios uno generador de datos y un consultor de información, dichos usuario son los actores del sistema y se describen a continuación:

- **Usuario de la aplicación móvil (app):** Se encarga de realizar mediciones las mediciones para generar información de sus parámetros de salud.
- **Medico:** Consulta la información médica generada por los usuarios de la app a través del prototipo de medición.

6.7.2 Casos de uso general

A continuación se muestra un diagrama general de casos de uso del sistema, se puede apreciar el comportamiento del sistema desde el punto de vista del usuario; es decir, las funciones que el sistema puede realizar.

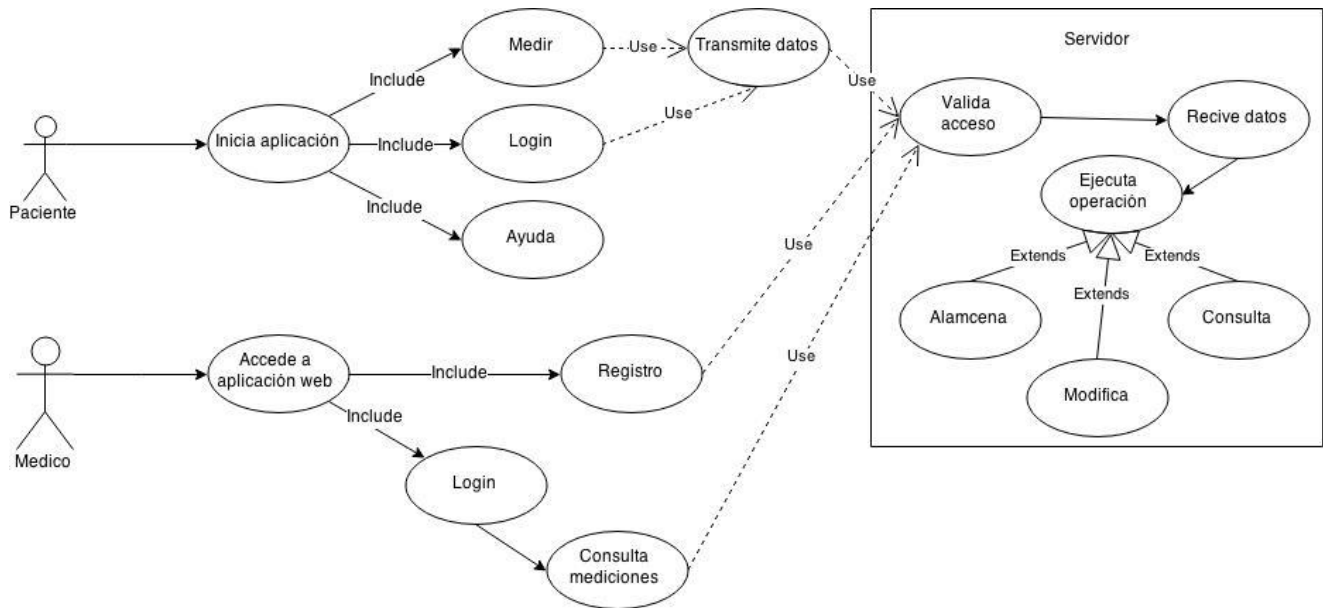


Figura 6.2 Caso de uso general del sistema

Caso de uso: crea cuenta	
Versión:	1.0
Autor:	Lira Sánchez Ángel
Operación:	Registrar
Prioridad:	Media
Complejidad:	Baja
Volatilidad:	Baja
Estatus:	Edición
Actores:	Paciente
Propósito:	Registrar un nuevo paciente
Entradas:	Datos personales, Contraseña. Se escribe desde teclado. Confirmación de contraseña. Se escribe desde teclado
Salidas:	Se mostrará en pantalla mensaje de confirmación.
Precondiciones:	Acceso a internet. Que no exista un usuario registrado con el mismo Nombre de usuario.
Errores:	Cuando no se ingresen todos los datos obligatorios. Cuando se ingresa un paciente de usuario ya registrado
Tipo:	Primario.
Observaciones:	

Tabla 6.4 Funcionamiento general del sistema

6.7.3 Caso de uso: Crear cuenta y apartado de ayuda

Resumen: En este caso de uso el visitante podrá registrarse en el sistema como un paciente con cuenta para poder almacenar, enviar y compartir su información.

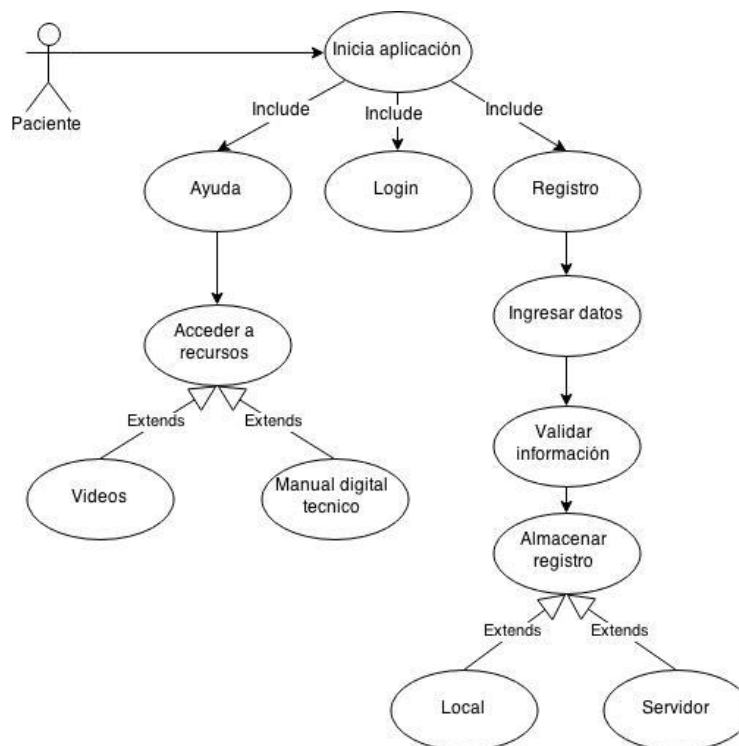


Figura 6.3 Caso de uso registro de cuenta y apartado de ayuda

Caso de uso: crea cuenta	
Versión:	1.0
Autor:	Lira Sánchez Ángel
Operación:	Registrar
Prioridad:	Media
Complejidad:	Baja
Volatilidad:	Baja
Estatus:	Edición
Actores:	Paciente
Propósito:	Registrar un nuevo paciente
Entradas:	Datos personales, Contraseña. Se escribe desde teclado. Confirmación de contraseña. Se escribe desde teclado
Salidas:	Se mostrará en pantalla mensaje de confirmación.
Precondiciones:	Acceso a internet. Que no exista un usuario registrado con el mismo Nombre de usuario.
Errores:	Cuando no se ingresen todos los datos obligatorios. Cuando se ingresa un paciente de usuario ya registrado
Tipo:	Primario.
Observaciones:	

Tabla 6.5 Registro de cuenta y apartado de ayuda

6.7.4 Caso de uso: Iniciar Sesión y consultar historial

Resumen: Un paciente con cuenta podrá iniciar sesión para poder observar su historial de mediciones o poder realizar nuevas y almacenarlas.

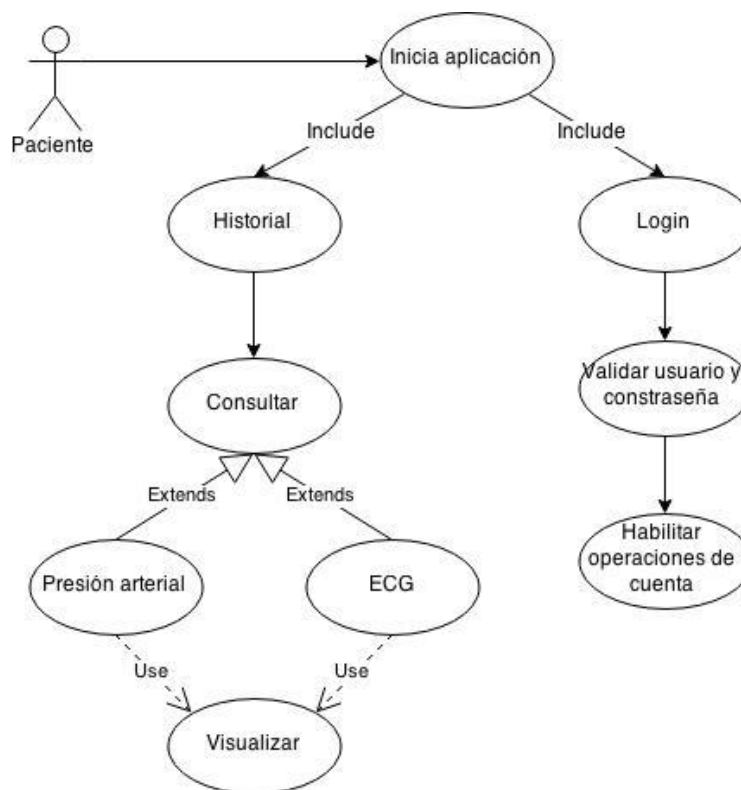


Figura 6.4 Caso de uso de inicio de sesión Inicio de sesión y consulta de historial

Caso de uso: iniciar sesión	
Versión:	1.0
Autor:	Santillán Martínez Daniel
Operación:	Iniciar sesión
Prioridad:	Media
Complejidad:	Baja
Volatilidad:	Baja
Estatus:	Edición
Actores:	Paciente
Propósito:	Iniciar una nueva sesión
Entradas:	Nombre de usuario y Contraseña. Se escribe desde teclado.
Salidas:	Se mostrará en pantalla mensaje de bienvenida.
Precondiciones:	Acceso a internet.
Errores:	Cuando el nombre de usuario o la contraseña ingresados sean erróneos.
Tipo:	Primario.
Observaciones:	

Tabla 6.6 Inicio de sesión y consulta de historial

6.7.5 Caso de uso: Medir PA / ECG

Resumen: En este caso de uso un usuario, ya sea que este registrado o no podrá realizar mediciones de Presión arterial y/o ECG para visualizarlas.

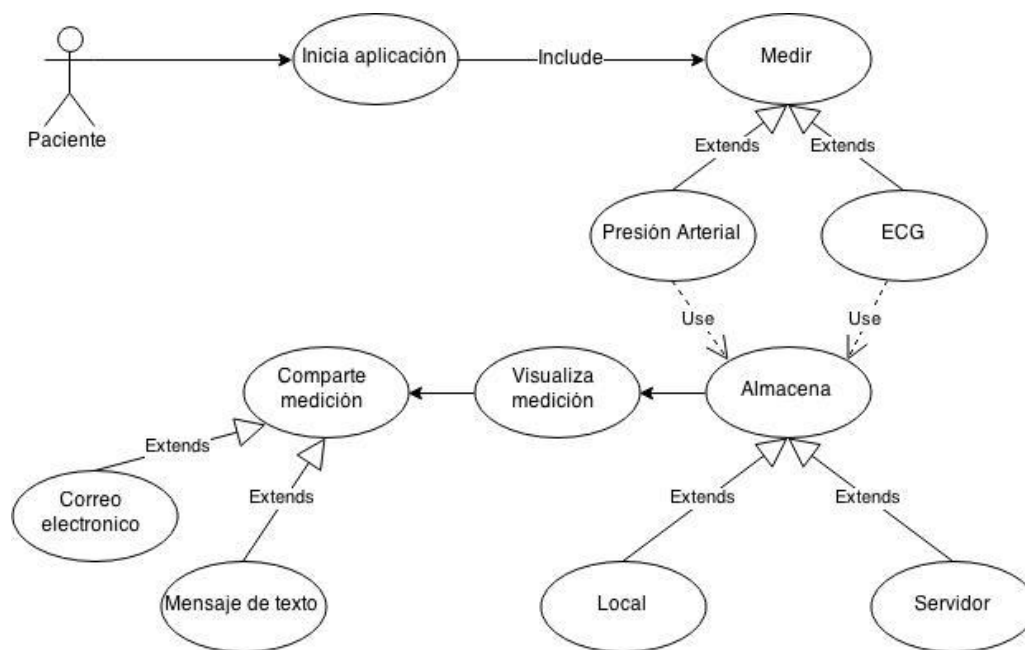


Figura 6.5 Caso de uso de medición de presión arterial (PA) y electrocardiograma (ECG)

Caso de uso: Medir PA / ECG	
Versión:	1.0
Autor:	German Guzmán Martell
Operación:	Medir un parámetro de salud
Prioridad:	Alta
Complejidad:	Media
Volatilidad:	Media
Estatus:	Edición
Actores:	Paciente
Propósito:	Realizar la medición de PA o ECG
Entradas:	Valores de presión arterial. Se recibe del dispositivo de monitoreo Valores de ECG. Se recibe del dispositivo de monitoreo
Salidas:	Se mostrara su valor de PA (Sistólica, Diastólica y pulso) o Se mostrara una gráfica de la señal electrocardiográfica PQRST
Precondiciones:	Estar encendido el dispositivo de monitoreo y listo para usarse Haberse colocado los dispositivos me medición
Errores:	Cuando no se colocó correctamente los dispositivos de medición Cuando el dispositivo de monitoreo no está listo para usarse
Tipo:	Primario.
Observaciones:	

Tabla 6.7 Medición de PA / ECG

CAPITULO VII MODELADO DE LA BASE DE DATOS.

7.1 Análisis y diseño de la Base de Datos

El presente sistema requiere de la implementación de mecanismos fiables para el almacenamiento de información generada y consultada por los usuarios del sistema y que sea accesible a través de una aplicación web así como de una aplicación móvil basada en android.

El sistema SIMPA cuenta con un servidor de bases de datos relacionales MySQL con el cual se pretende satisfacer los requerimientos del sistema cuidando aspectos técnicos y de implementación como son la realización de operaciones con un óptimo rendimiento de conectividad, velocidad y seguridad a bajo costo.

Dadas las características del sistema y los datos manejados se vuelve imprescindible emplear una base de datos centralizada que contenga la información de todos los usuarios en el sistema así mismo es indispensable que cada uno de los usuarios pacientes puedan disponer de su propia información de manera local a través de una base de datos instanciada en sus dispositivos móviles bajo la plataforma android.

7.2 Tecnologías de sistema gestor de base de datos empleadas

Las tecnologías de SGBD seleccionadas para la realización de este proyecto fueron MySQL y SQLite.

Se eligió SQLite como gestor de bases de datos para la aplicación móvil ya que su uso está orientado para la realización de pequeños y medianos proyectos con un óptimo rendimiento, y no para el almacenamiento de grandes cantidades de datos o que deban absorber numerosas peticiones de múltiples usuarios simultáneamente, siendo estas características compatibles con los requerimientos del proyecto antes mencionados en el Capítulo IV ya que el modulo móvil del sistema solo soporta un usuario a la vez y no se requiere de una gran densidad de almacenamiento y complejidad en la información [20].

El sistema gestor de base de datos empleado en la implementación del módulo de consulta para el usuario medico fue MySQL principalmente por su uso con licencia GPL y bajo costo en requerimientos para la elaboración de bases de datos, ya que debido a su bajo consumo puede ser ejecutado en una máquina con escasos recursos sin ningún problema.

7.3 SQLite

La principal diferencia de SQLITE entre los motores de Bases de datos convencionales es su arquitectura cliente/servidor, pues SQLite es independiente, simplemente se realizan llamadas a sub rutinas o funciones de las propias librerías de SQLite, lo cual reduce ampliamente la latencia en cuanto al acceso a las bases de datos. Se puede decir que la base de datos compuesta por la definición de las tablas, índices y los propios datos son guardados por un solo fichero estándar y en un solo ordenador.

Principales características de SQLite para su uso como herramienta en sistemas móviles:

- SQLite tiene una pequeña memoria y una única biblioteca es necesaria para acceder a bases de datos, lo que lo hace ideal para aplicaciones de bases de datos incorporadas.
- SQLite realiza operaciones de manera eficiente y es más rápido que MySQL y PostgreSQL.
- Se ejecuta en muchas plataformas y sus bases de datos pueden ser fácilmente portadas sin ninguna configuración o administración.
- Es compatible con ACID, reunión de los cuatro criterios de Atomicidad, Consistencia, Aislamiento y Durabilidad.
- Implementa un gran subconjunto de la ANSI – 92 SQL estándar, incluyendo sub-consultas, generación de usuarios, vistas y triggers.
- Cuenta con diferentes interfaces del API, las cuales permiten trabajar con C++, PHP, Perl, Python, Ruby, Tcl, groovy, etc.
- Es de dominio público, y por tanto, es libre de utilizar para cualquier propósito sin costo y se puede redistribuir libremente.



Figura 7.1 Sistema gestor de base de datos SQLite

7.4 MySQL

MySQL es un sistema gestor de bases de datos (SGBD, DBMS por sus siglas en inglés) muy conocido y ampliamente usado por su simplicidad y notable rendimiento. Aunque carece de algunas características avanzadas disponibles en otros SGBD del mercado, se distribuye bajo licencia GPL.

- Aprovecha la potencia de sistemas multiprocesador, gracias a su implementación multihilo.
- Soporta gran cantidad de tipos de datos para las columnas.
- Dispone de API's en gran cantidad de lenguajes (C, C++, Java, PHP, etc).
- Gran portabilidad entre sistemas.
- Soporta hasta 32 índices por tabla.

- Gestión de usuarios y contraseñas, manteniendo un muy buen nivel de seguridad en los datos.
- Condición de *open source* de MySQL hace que la utilización sea gratuita y se puede modificar con total libertad.
- Gran rapidez y facilidad de uso.



Figura 7.2 Sistema gestor de base de datos MySQL

7.5 Modelo Entidad relación

Para llevar a cabo el análisis y modelado de la base de datos fue necesario primero representar aquellas entidades relevantes en nuestro sistema, así como la forma en que se relacionan entre si y su propiedades. Para este propósito se desarrolló el diagrama entidad-relación que se detalla en la Figura 7.3.

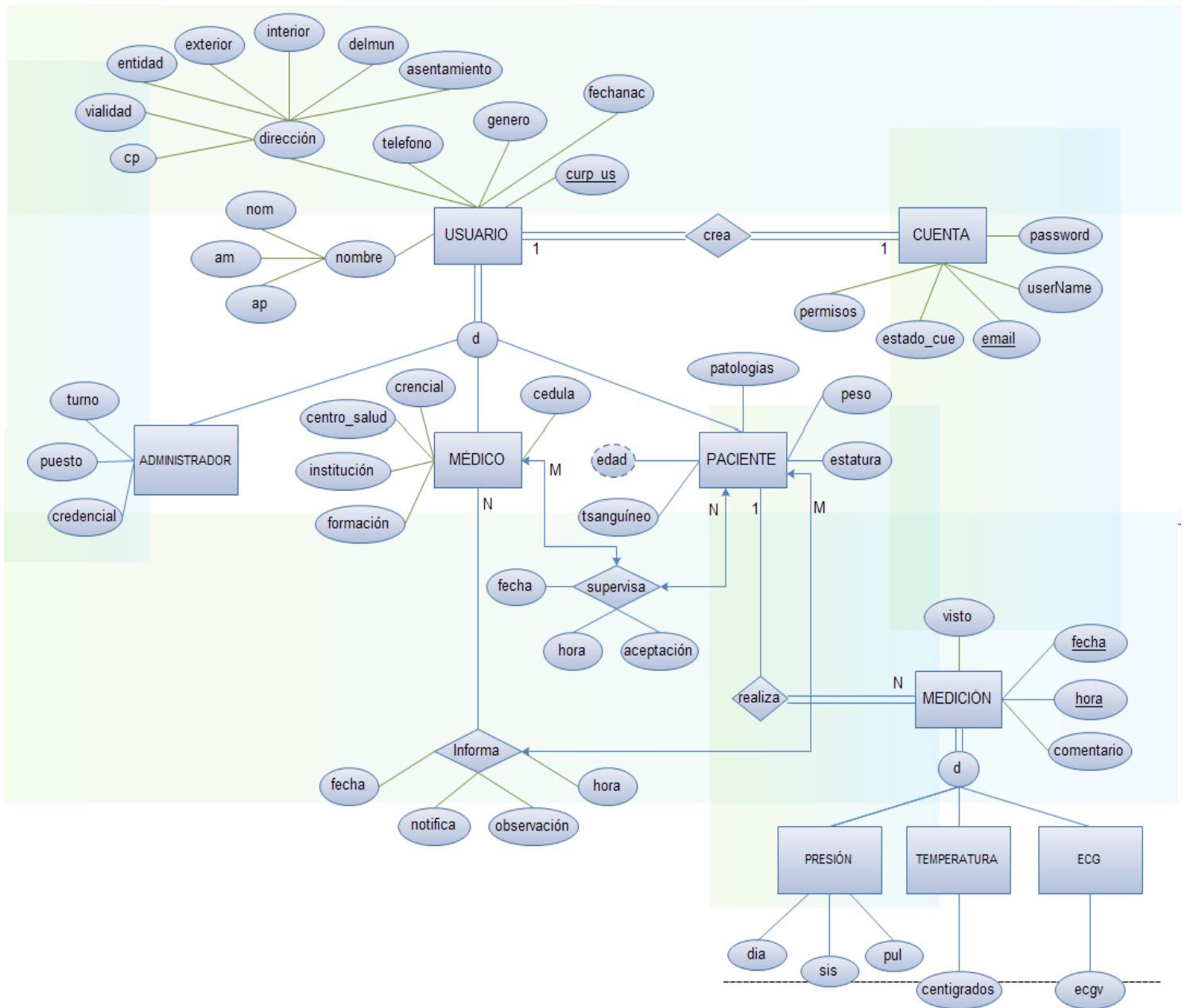


Figura 7.3 Diagrama entidad relación de la base de datos del sistema

7.6 Descripción de entidades y relaciones

Entidad: Usuario

Los atributos que conforman esta entidad corresponden a los datos de usuario que tiene en común paciente, médico y administrador es una entidad de generalización del tipo disyuntiva y los atributos que contiene son nombre, apellido paterno, apellido materno, fecha de nacimiento, dirección, calle, número, colonia, municipio o delegación, género, teléfono y curp, este último es usado como llave primaria ya que este dato no se repite en ningún paciente.

Relaciones:

- Cada usuario en el sistema debe registrarse y crear una única cuenta de inicio de sesión, capturando sus datos de sesión.

Entidad: Cuenta

Cada usuario modifica y dispone únicamente de su propia información por lo que se requiere asociar a sus datos un registro de validación para que cada vez que este acceda al sistema lo realice a través de un usuario y contraseña así mismo se debe disponer de una cuenta de correo electrónico para recuperar sus datos de acceso.

Relaciones:

- Se asocia con la entidad Usuario como para la identificación del mismo.

Entidad: Administrador

El sistema dispone de un usuario encargado de verificar los datos de las cuentas de usuario médico para ejecutar operaciones como son: eliminar, validar y modificar.

Particularmente de este usuario se desea conocer su credencial de identificación, cargo y turno laboral en su interacción con el sistema.

Relaciones:

- La entidad Administrador se relaciona con la entidad Usuario a través de una generalización.

Entidad: Médico

El sistema almacena información relevante del usuario médico para su reconocimiento y participación en el mismo por lo que de cada uno se desea conocer además de su información personal y de contacto, datos de formación profesional y lugar laboral.

Relaciones:

- Un médico informa a su paciente supervisado de las observaciones realizadas al consultar las mediciones realizadas por este para los valores de presión arterial, temperatura y adquisición del complejo PQRST.
- Un médico acepta la solicitud de un paciente para revisar los datos de medición de paciente.

Entidad: Paciente

Es necesario conformar una ficha clínica de paciente que sirva de complemento al médico al momento de valorar el conjunto de mediciones realizadas por el usuario paciente, siendo los datos requeridos la estatura, peso y enfermedades actuales.

Relaciones:

- Varios médicos atiende a un paciente y un paciente es atendido por varios médicos
- Varios médicos trabajan en varias unidades médicas y en varias unidades médicas trabajan varios medico

Entidad: Medición

Una medición consiste en capturar la fecha y hora de cada una así como un comentario anexo y un campo de verificación para notar si ha sido visto por el médico.

La clase medición es también una generalización de las entidades presión, temperatura y ECG.

Relaciones:

- Cada medición es asociada de forma única con el usuario paciente que la ha realizado.

Entidad: Presión

La presión arterial se conforma por 2 valores correspondientes a la presión sistólica y diastólica, adicionalmente se tiene como dato derivado el pulso cardiaco.

Relaciones:

- La entidad presión se vuelve una especialización de la clase medición.

Entidad: Temperatura

Esta entidad almacena un único dato representativo del tipo de medición que es centígrado.

Relaciones:

- La entidad temperatura es una especialización de la clase medición.

Entidad: ECG

Esta entidad almacena un único dato representativo del tipo de medición que esta dado en centígrados.

Relaciones:

- La entidad ECG es una especialización de la clase medición.

7.7 Modelo Relacional

Dado el modelo conceptual como fue el diagrama ER, se procedió a convertirlo en su correspondiente modelo relacional, empleando la herramienta de modelado MySQL *Workbench* para estructurar el conjunto de datos propuesto, y observar las relaciones que se consideraron para conformar la lógica en nuestro sistema. En la figura 7.4 se presenta el diagrama relacional, en el cual se muestran las relaciones existentes entre cada entidad (tuplas) en forma de tablas.

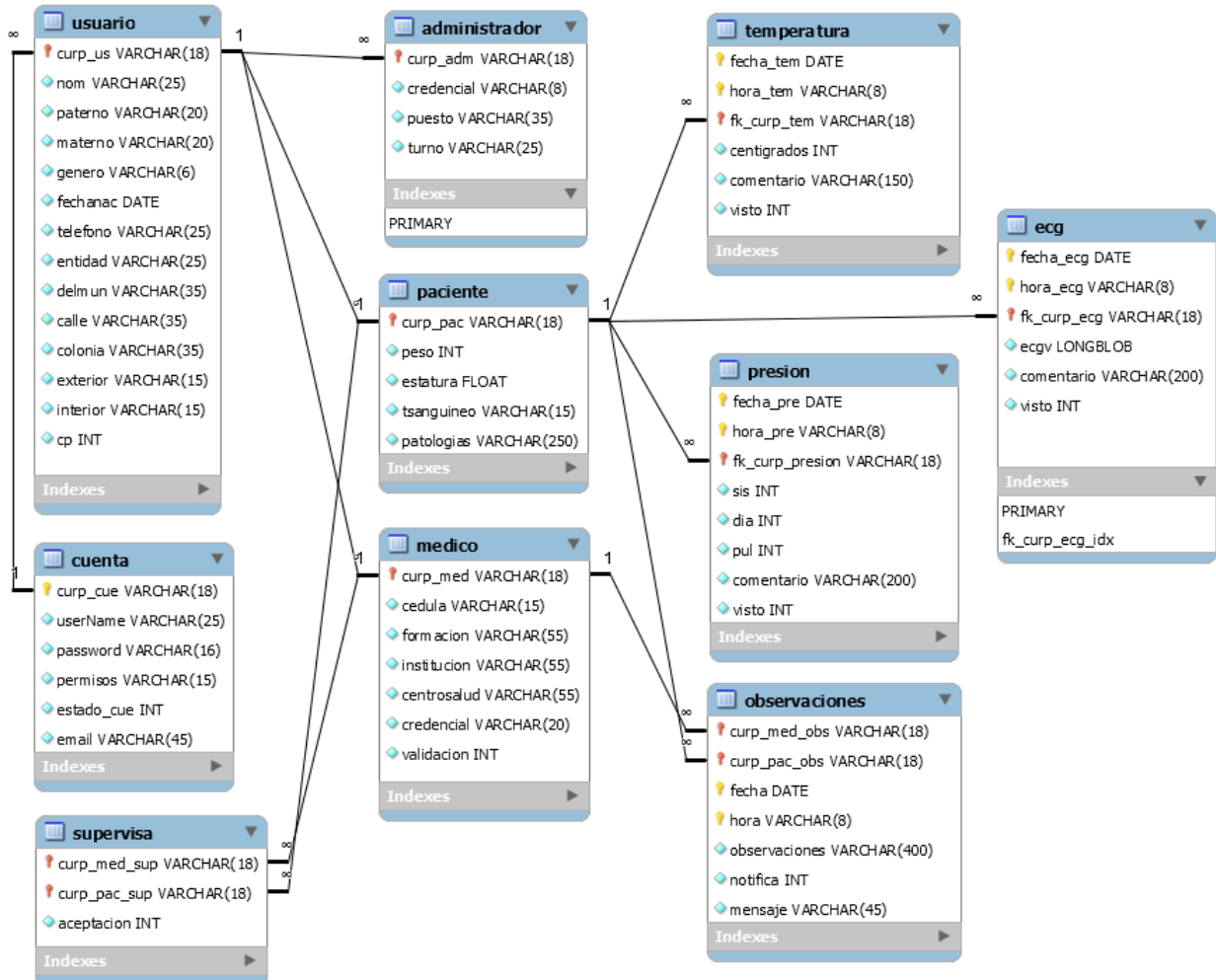


Figura 7.4 Diagrama relacional de la base de datos del sistema.

CAPITULO VIII ANALISIS Y DISEÑO DE LA APLICACIÓN MOVIL

8.1 Introducción

Como parte del presente sistema se integra un módulo de aplicación móvil a través del cual el paciente interactúa con el sistema realizando mediciones de presión arterial, temperatura y adquisición de la señal PQRST mismas que almacena y consulta en el momento solicitado.

Para lo cual hace indispensable el desarrollo de una aplicación móvil que haga uso de la tecnología de conexión inalámbrica bluetooth, para establecer un canal de comunicación requerida entre el prototipo de medición y el dispositivo android.

8.2 Objetivo

Se analiza el mercado actual de aplicaciones móviles y tecnologías soportadas por la mayoría de los dispositivos para establecer un marco de referencia que permita establecer las pautas de diseño de una interfaz de control y comunicación entre el prototipo de medición y una aplicación móvil bajo la plataforma android, la información de pacientes en el dispositivo móvil y servidor será consultada por un médico.

8.3 Requerimientos funcionales

Requerimientos Funcionales	
RF1	La aplicación móvil registra cuentas de usuario así mismo realiza validaciones de sesión para cada una.
RF2	Cada una de las mediciones de presión arterial, temperatura y electrocardiografía incluyen la fecha y hora de la misma y un comentario opcional del paciente referente a su estado anímico.
RF3	Para cada medición realizada de temperatura y presión arterial el resultado se visualiza con un color específico según sea el caso de los niveles de referencia a tomar en comparación, el código de colores empleado consiste en presentar en verde todas las mediciones cuyos valores se encuentra dentro de un rango óptimo para la salud, en color naranja aquellos valores que representan riesgo y en color rojo todas las mediciones que suponen un problema de salud.
RF4	Cada paciente usuario de la aplicación podrá consultar sus mediciones previas para cada uno de los tipos de medición especificados en un formato de tabla, remarcando aquellas mediciones de riesgo y ordenando por fecha de adquisición.
RF5	Toda la información generada por el usuario se almacena local y remotamente en una base de datos.
RF6	Los valores de temperatura adquiridos se visualizan y almacenan en centígrados.
RF7	La medición de electrocardiografía consiste en adquirir los niveles de voltaje generados por la actividad del corazón en un periodo de tiempo establecido.
RF8	El usuario paciente agrega a un médico a su lista a través del CURP y Cedula del médico.
RF9	El usuario paciente consulta el manual de usuario a través de la aplicación móvil.
RF10	El paciente puede borrar de entre sus mediciones realizadas y almacenadas.

Tabla 8.1 Requerimientos funcionales.

8.4 Requerimientos no funcionales.

Requerimientos No Funcionales	
RNF1	El número de mediciones permitidas por el sistema se limita del siguiente modo: Presión Arterial → 30 mediciones. Temperatura → 30 mediciones. Electrocardiografía → 3 mediciones.
RNF2	La medición de electrocardiografía se limita a graficar los niveles de voltaje correspondientes a la actividad eléctrica del corazón.
RNF3	Los comentarios para cada una de las mediciones se limitan a 150 caracteres.
RNF4	El paciente no puede agregar más de 3 médicos que supervisen sus mediciones realizadas.
RNF5	El sistema se limita a almacenar tantas cuantas de usuario como las características del dispositivo móvil lo permitan.
RNF6	El uso de una cuenta de usuario paciente se restringe al dispositivo móvil donde fue dada de alta.
RNF7	Se requiere de conexión a internet para el registro de usuarios pacientes en el servidor.
RNF8	Para realizar cambios en la información almacenada en el servidor se requiere como condicionante conexión a internet.

Tabla 8.2 Requerimientos no funcionales.

8.5 Análisis de la plataforma móvil

Se identificó el escenario estratégico para el desarrollo de la aplicación móvil mediante un análisis del entorno global que permitió comprender las tendencias y la forma de actuar de los distintos usuarios que emplean las oportunidades tecnologías de mayor uso en la industria móvil.

Actualmente las personas optan por las plataformas móviles para llevar a cabo una gran variedad de tareas que de entre ellas destaca la posibilidad de utilizar el dispositivo móvil como instrumento de medición de parámetros biológicos. Se estima que hay 1.5 billones de teléfonos inteligentes en el planeta. Actualmente existen en el mercado una gran variedad de sistemas operativos móviles, siendo Android el líder en el mercado móvil, abarcando más del 50% del mercado.

8.5.1 Proveedores de plataformas móviles

Los proveedores diseñan, desarrollan y actualizan el sistema operativo utilizado por los dispositivos móviles y sobre el que corren las aplicaciones, Los principales proveedores son iOS de Apple, Android de Google, Windows Phone de Microsoft y Blackberry OS de RIM de acuerdo a su participación en teléfonos inteligentes y aplicaciones móviles [22].

Cada uno cuenta con su propia tienda de aplicaciones móviles y delimitan los lineamientos y restricciones para publicar contenido en las mismas.

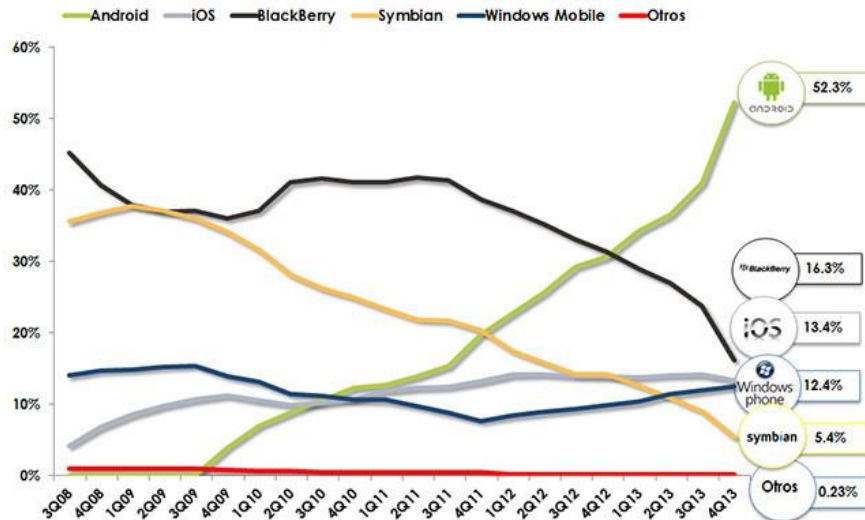


Figura 8.1 Sistemas más utilizados.

8.5.2 Selección de la plataforma para la aplicación móvil

Tras determinar el amplio mercado que abarcan los dispositivos móviles basados en android se eligió esta plataforma para el desarrollo de la aplicación móvil.

Android es un conjunto de versiones dentro de las cuales las más utilizadas actualmente corresponden a la versiones 4.x de las cuales se puede observar que Kitkat es la distribución más popular y difundida, por lo que se optó por desarrollar la aplicación móvil con compatibilidad de android 4.1.x JellyBean hasta Android 4.4 Kitkat, con el fin de que la aplicación sea útil para la mayoría de los Smartphone y pueda contar con las actualizaciones más recientes en cuanto al API de desarrollo [21].

Version	Codename	API	Distribution
2.2	Froyo	8	0.6%
2.3.3 - 2.3.7	Gingerbread	10	9.8%
4.0.3 - 4.0.4	Ice Cream Sandwich	15	8.5%
4.1.x	Jelly Bean	16	22.8%
4.2.x		17	20.8%
4.3		18	7.3%
4.4	KitKat	19	30.2%

Figura 8.2 Versiones de android más utilizadas

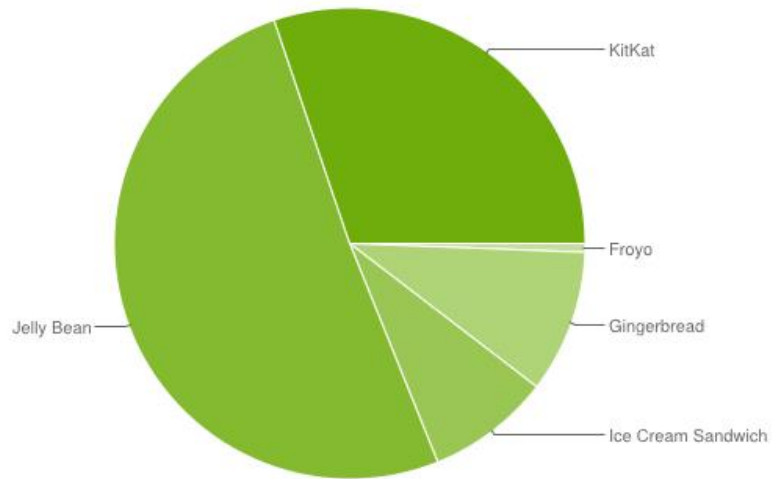


Figura 8.3 Grafica de pastel de uso de distribuciones android

8.6 Diagramas de Caso de Uso

8.6.1 Caso de uso registro de medición

Como parte del diseño de interfaces y a partir de los requerimientos se identificaron dos casos de usos particularmente importantes dada la interacción del sistema con el usuario paciente.

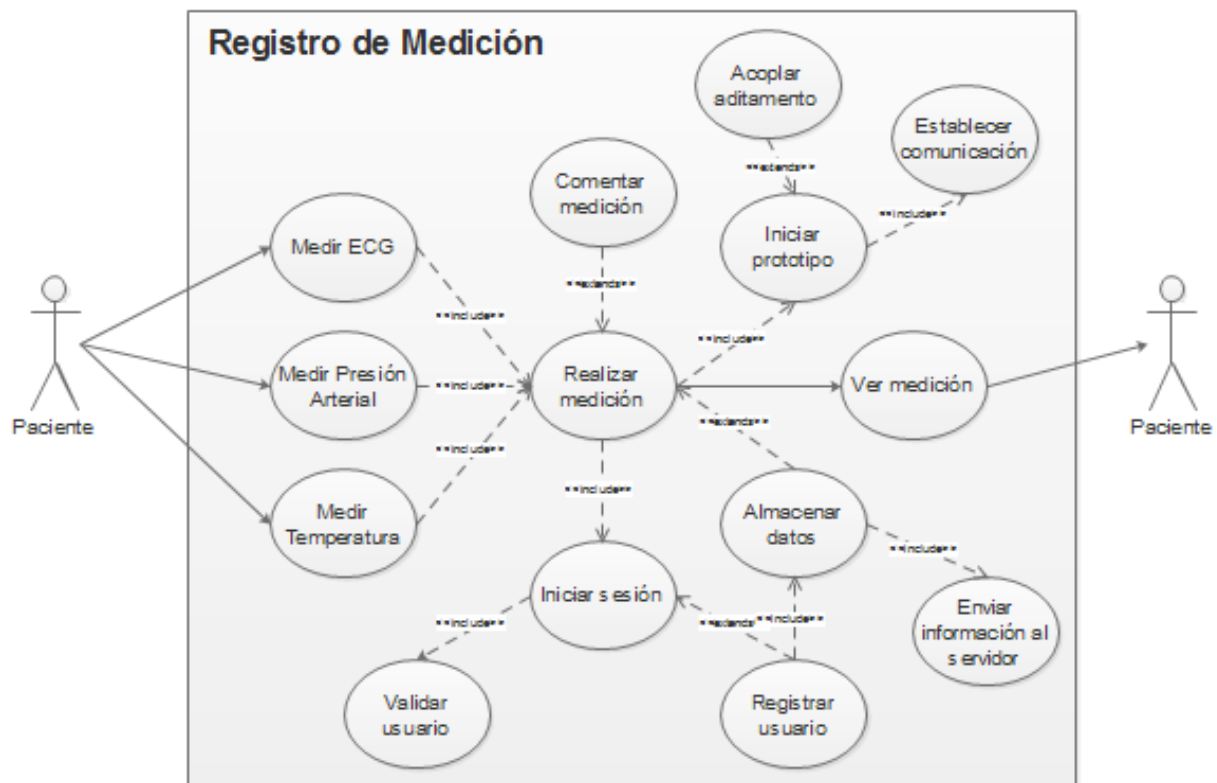


Figura 8.4 Caso de uso registro de medición.

Formato de caso de uso para el registro de mediciones de paciente			
Iteración:	2, última modificación 21/10/15.	Prioridad:	Muy alta, es la funcionalidad principal del sistema.
Actor principal:	Paciente.	¿Cuándo estará disponible?	A partir del segundo incremento.
Objetivo en contexto:	Almacenar en el dispositivo móvil la información adquirida por el prototipo de medición correspondiente a los distintos sensores empleados en la medición de los valores de presión arterial, temperatura y electrocardiografía.	Frecuencia de uso:	Muy recurrente, cada vez que se utiliza el sistema.
Precondiciones:	Asegurar y establecer previamente la comunicación inalámbrica entre el prototipo de medición y el dispositivo móvil. El paciente deberá validar su sesión en el sistema.	Canal al actor:	A través de un dispositivo móvil con conexión a internet y conectividad bluetooth.
Disparador:	El paciente decide verificar alguno de sus indicadores vitales.	Actores secundarios:	Ninguno.
Escenario:	Excepciones:		
<ol style="list-style-type: none"> 1. El paciente valida su usuario en la aplicación móvil. 2. Enciende el prototipo de medición y le acopla los accesorios necesarios para realizar la medición deseada. 3. La aplicación móvil despliega un menú con las opciones de medición y el paciente elige una. 4. La aplicación móvil y el prototipo de medición se vinculan vía bluetooth. 5. El paciente inicia la medición desde la App móvil y espera por el resultado. 6. El resultado se muestra en pantalla y el paciente puede elegir almacenar la medición. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. La validación de paciente es incorrecta o no está registrado. 2. La medición no se puede realizar si el prototipo de medición no se encuentra encendido o le falta el acoplamiento de sus aditamentos para funcionar. 3. No se dispone de conexión a internet para almacenar la información en el servidor. 		

Tabla 8.1 Tabla descriptiva del caso de uso registrar medición.

8.6.2 Caso de uso consultar medición

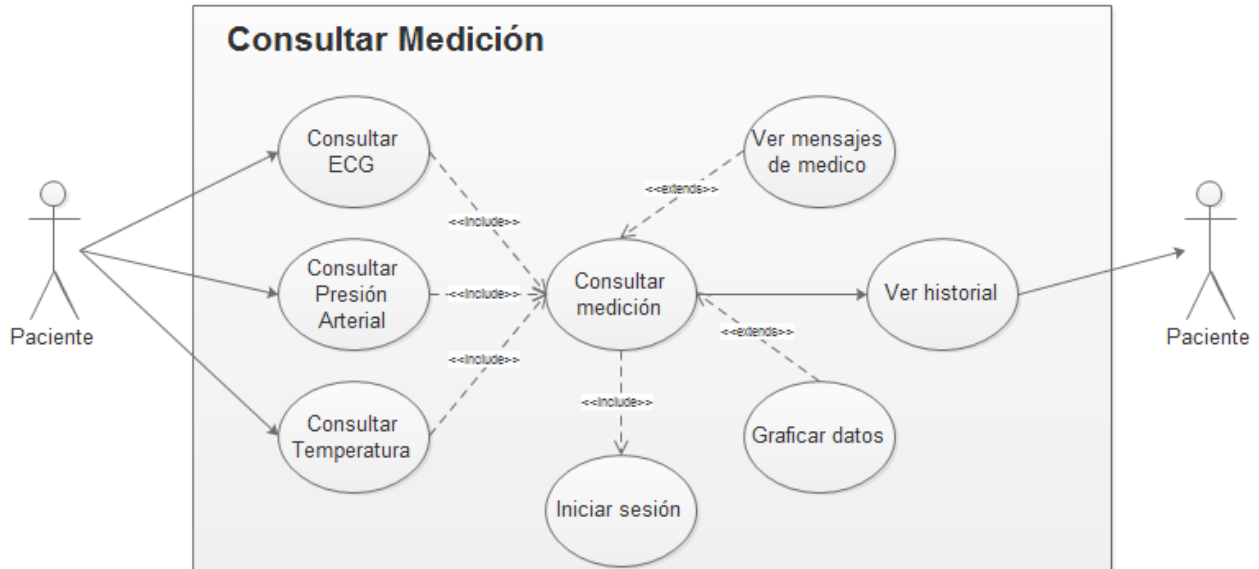


Figura 8.5 Caso de uso consulta de mediciones.

Formato de caso de uso para la consulta de mediciones de paciente			
Iteración:	2, última modificación 22/10/15.	Prioridad:	Alta.
Actor principal:	Paciente.	¿Cuándo estará disponible?	A partir del segundo incremento.
Objetivo en contexto:	Visualizar el historial de mediciones realizadas por el paciente así como los comentarios del médico para el conjunto de mediciones realizadas.	Frecuencia de uso:	Ocasionalmente, cada vez que se desea comparan mediciones previas.
Precondicione s:	Ser usuario del sistema y tener registrado al menos una medición correspondiente a presión arterial, ECG o temperatura.	Canal al actor:	Dispositivo móvil.
Disparador:	El paciente consulta su historial de mediciones.	Actores secundarios:	Ninguno.
Escenario:	<ol style="list-style-type: none"> 1. El paciente valida su usuario en la aplicación móvil. 2. El paciente accede al menú principal donde selecciona la opción de historial. 3. El paciente elige alguno de los tipos de mediciones realizadas para visualizarlas en un formato de tabla con la opción de graficar los valores consultados. 	Excepciones:	<ol style="list-style-type: none"> 1. La validación de paciente es incorrecta o no está registrado. 2. Que no existan mediciones.

Tabla 8.2 Descripción del caso de uso consultar medición.

8.7 Diseño de Interfaces De Usuario

Se describe el funcionamiento y diseño de cada una de las vista de usuario para el funcionamiento del sistema en la aplicación móvil.

Interfaz de inicio

- Esta pantalla de usuario (*activity*) contiene un menú compuesto a base de botones, donde se muestran las siguientes opciones:
- Medir: re direcciona a la *activity* denominada interfaz de mediciones.
- Login: re direcciona a la *activity* denominada interfaz de sesión.
- Ayuda: re direcciona a la *activity* llamada interfaz de ayuda.

Esta interfaz cuenta con dos paneles de menú (*action bar*) uno en la parte superior y la otra en la parte inferior y una etiqueta (*label*) debajo del action bar superior. Estos componentes estarán presentes en todas las interfaces.

El *action bar* de la parte superior contiene el nombre de la aplicación, botón de configuración y botón de cierre de sesión.

Por su parte el *action bar* inferior presenta dos botones, botón de cierre de aplicación y botón de regreso.

El *label* contiene el nombre de usuario (“invitado” en caso de no haber iniciado sesión), fecha y hora actual.



Figura 8.6 Interfaz de inicio

Interfaz de mediciones

La interfaz de mediciones cuenta con un menú compuesto por 3 botones, donde se muestran las siguientes opciones:

- **Presión arterial:** redirección a la interfaz llamada medición de la presión arterial
- **ECG:** redirección a la interfaz llamada medición para el electrocardiograma (ECG).
- **Historial:** redirección a la interfaz llamada consulta de historial



Figura 8.7 Interfaz de mediciones

Interfaz de la medición de la presión arterial

La *activity* encargada de esta interfaz está dividida en dos secciones; en la primer sección encontraremos *textviews* que se emplean para representar la presión sistólica, diastólica y la frecuencia cardiaca, debajo de estos *textviews* encontramos el botón que cumple con la función de inicio y/o detener. En la segunda sección se ubican *checkboxs* con las opciones de almacenamiento local y remoto de las mediciones y la opción de compartir ya sea a un número telefónico o por email.

Se podrá guardar las mediciones de dos maneras:

- **Local:** la medición se guarda en el memoria interna del teléfono
- **Remoto:** la medición se envía a un servidor externo donde se guardara (en caso de tener conexión a internet)

En caso de que los datos hayan sido guardados satisfactoriamente aparecerá un mensaje de confirmación.

En cuanto a la opción de compartir tendremos dos opciones:

- **Mensajes de texto (SMS):** se envía un mensaje de texto con el contenido de los resultados al número que el usuario indique.
- **E-mail:** los resultados son enviados a una dirección de correo electrónico que el usuario indique.

Si el usuario desea compartir estos resultados bastara con presionar el botón de enviar y la aplicación desplegara un mensaje de operación efectuada satisfactoriamente.



Figura 8.8 Interfaz de medición de presión arterial

Interfaz de medición para el ECG

Esta *activity* tiene un espacio dedica para la gráfica de la señal electrocardiográfica (PQRST) esto se lleva a cabo con *andriod plot* y un botón con el cual se puede iniciar o detener la adquisición de la señal antes mencionada.

Debajo de este botón encontramos una lista de selección (*checkbox*) donde se puede elegir en donde se almacenara la medición realizada:

- **Local:** la medición se guardara en el memoria interna del teléfono
- **Remoto:** la medición se enviara a un servidor externo donde se guardara

Con el botón guardar se envía la información para su almacenamiento al medio indicado a través del *checkbox*.

Interfaz 4



Figura 8.9 Interfaz de medición de la señal de electrocardiograma

Interfaz de sesión

Esta activity nos muestra la forma de ingresar al sistema solicitando los campos usuario y contraseña, si el usuario del dispositivo móvil no ha registrado una cuenta, se muestra la opción de crear una, este proceso se lleva a cabo en la interfaz denominada interfaz de registro.

Interfaz 5



Figura 8.10 Interfaz de inicio de sesión

Interfaz de registro

Una de las activity más importantes del sistema es donde el usuario debe ingresar sus datos personales para poder ser registrado en el sistema, los datos que debe proporcionar son los siguientes:

- Nombre.
- Apellido paterno.
- Apellido materno.
- Curp.
- Altura.
- Peso.
- Fecha de nacimiento.
- Sexo.
- Email.
- Email médico.
- Teléfono.
- Calle.
- Numero.
- Entidad.
- Colonia.
- Municipio o delegación.
- CP.

Debajo de todos estos campos se presenta el botón de guardar que se encarga de la tarea de verificar y almacenar la información en la base de datos del dispositivo.



Figura 8.11 Interfaz de registro

Esta interfaz se encuentra dividida en dos partes horizontalmente:

- Parte superior: en esta sección se ubica un *textView* que contiene las indicaciones básicas para poder hacer uso de la aplicación.
- Parte inferior: se presenta al usuario un video descriptivo del funcionamiento de la aplicación.



Figura 8.12 Interfaz de ayuda

Interfaz de consulta de historial

En la *activity* se puede consultar las mediciones a partir de un intervalo determinado o simplemente la última medición, el intervalo será determinado por fechas específicas siempre y cuando sean válidas.

Para esto se dividió en 4 secciones el área del *activity*:

- **Última medición de presión arterial:** redirección a la interfaz denominada presión y frecuencia, enviando como parámetro la última medición realizada.
- **Periodo de tiempo de presión arterial:** redirección a la interfaz denominada presión y frecuencia, mandando como parámetros las fechas definidas en esta *activity*.
- **Última medición de ECG:** redirección a la interfaz denominada monitor ECG.
- **Periodo de tiempo del ECG:** redirección a la interfaz denominada monitor ECG, pasando como parámetros el intervalo de fechas previamente determinado por el usuario.

Interfaz 8



Figura 8.13 Interfaz consulta de historial

Interfaz historial de presión

Esta *activity* recibe como parámetro la fecha o el intervalo de fecha que el usuario necesita visualizar sus mediciones de presión arterial, esto se llevara a cabo mediante una *gridview* con los siguientes campos.

- **Fecha:** Muestra la fecha de la última medición o las fechas del rango de tiempo establecido en la *activity* anterior.
- **Hora:** mostrara la hora de la última medición o las horas del rango de tiempo establecido en la *activity* anterior.
- **Sistólica (SYS):** Mostrara el valor de la medición.
- **Diastólica (DYS):** Mostrara el valor de la medición.
- **Pulso (PUL):** Mostrara el valor de la medición.



Figura 8.14 Interfaz historial de presión

Interfaz historial de ECG

Aquí se mostraran los datos mediante un *gridview* dividido en tres columnas:

- **Fecha:** Especifica la fecha de la última medición o las fechas del rango de tiempo establecido en la activity anterior.
- **Hora:** Presenta la hora de la última medición o las horas del rango de tiempo establecido en la activity anterior.
- **Ver:** Ofrece la opción de re direccionar a una nueva activity donde se visualizara la gráfica de la señal electrocardiográfica especificada.

Interfaz 10



Figura 8.15 Interfaz historial ECG

Interfaz presentación ECG

Esta activity muestra la representación específica de alguna señal ECG de una fecha y hora determinada que el usuario determina en la activity anterior (historial).

Interfaz 11



Figura 8.16 Interfaz presentación ECG

CAPITULO IX ANALISIS Y DISEÑO DE LA APLICACIÓN WEB

9.1 Introducción

El sistema Simpa está integrado por varios módulos, de los cuales uno de ellos es una aplicación web, empleada como interfaz para los administradores y para los médicos. En este apartado se abordara el desarrollo de dicha aplicación web.

9.2 Objetivo

El objetivo de este apartado es crear una aplicación web sirva de interfaz para los usuario 'Medico' y Administrador del sistema SIMPA, en la cual se presentara la información que los médicos necesitan para poder llevar a cabo un seguimiento de sus pacientes asignados, así como para su registro en el sistema y la administración de cuentas por parte del usuario administrados.

9.3 Requerimientos

Para llevar a cabo esta aplicación fue necesario precisar los requerimientos funcionales y los no funcionales.

Los requerimientos funcionales de los servicios que proveerá nuestro sistema para las entradas particulares son los siguientes:

Requerimientos Funcionales	
RF1	Registrar nuevos Médicos
RF2	Validar que cuentan con una credencial para su registro
RF3	Enviar correo de recordatorio de contraseña
RF4	Observar Pacientes asignados a los médicos
RF5	Observar las mediciones de los Pacientes asignados
RF6	Mandar mensajes con observaciones a los pacientes
RF7	Notificar cuando un paciente asignado se haya realizado una nueva medición
RF8	Notificar al administrador cuando un nuevo medico se haya registrado
RF9	Cambiar contraseña
RF10	Cambiar credencial de registro
RF11	Buscar una medición especifica
RF12	Ordenar mediciones
RF13	Graficar el complejo PQRST en una ventana modal para su observación
RF14	Mostrar expediente clínico de los pacientes
RG15	Mostrar expediente clínico del Médico en turno
RF16	Mostrar Expediente del Sistema

Tabla 9.1 Requerimientos Funcionales de la aplicación web

Los requerimientos no funcionales son aquellos requerimientos que no se refieren directamente a las funciones específicas que entrega el sistema, sino a las propiedades emergentes de éste. De

forma alternativa, definen las restricciones del sistema como la capacidad de los dispositivos de entrada/salida y la representación de datos que se utiliza en la interface del sistema.

Los requerimientos no funcionales de la aplicación web son los siguientes:

Requerimientos No Funcionales

RNF1	EL sistema almacena las notificaciones en la base de datos
RNF2	El sistema recupera la contraseña email en algunos casos. Aquellos en donde la red restrinja el envío de mensajes de correo electrónico, que son necesarios para la restauración de contraseña.
RNF3	Para una buena visualización de las mediciones por parte del usuario es necesario contar con una resolución de 1024 x768 px
RNF4	EL sistema no permite que el administrador mande mensajes, esta opción es únicamente para mantener una comunicación Médico-Paciente
RNF5	La cantidad de médicos estar restringida a 20 médicos debido a las capacidad de computo
RNF6	Los mensajes generados por el medico están limitados a 400 caracteres

Tabla 9.2 Requerimientos no funcionales de la aplicación web

9.4 Modelo Vista Controlador

El presente módulo de desarrollo para una aplicación web se basó en la arquitectura Modelo Vista Controlador (MVC), la cual es un patrón de arquitectura de software que separa los datos y la lógica de negocio de una aplicación de la interfaz de usuario y el módulo encargado de gestionar los eventos y las comunicaciones. Para ello MVC propone la construcción de tres componentes distintos que son el **modelo**, la **vista** y el **controlador**

La idea básica es separar el código, de tal manera que si necesitamos hacer un cambio en la base de datos, esto no afecte a la lógica del programa.

Las ventajas de utilizar MVC son:

- Agregar nuevas vistas.
- Agregar nuevas formas de recolectar las órdenes del usuario (interpretar sus modelos mentales).
- Modificar los objetos de negocios bien sea para mejorar el performance o para migrar a otra tecnología.
- Las labores de mantenimiento también se simplifican y se reduce el tiempo necesario para ellas. Las correcciones solo se deben hacer en un solo lugar y no en varios como sucedería si tuviésemos una mezcla de presentación e implementación de la lógica del negocio.
- Las vistas también son susceptibles de modificación sin necesidad de provocar que todo el sistema se paralice. Adicionalmente el patrón MVC propende a la especialización de cada rol del equipo, por tanto en cada liberación de una nueva versión se verán los resultados.

9.4.1 El modelo

El modelo tiene que ver con todo lo relacionado con la extracción de datos. En nuestra aplicación implementamos utilizamos el patrón de diseño DAO (Data Acces Object) para esta etapa del MVC. DAO encapsula el acceso a la base de datos de manera que cuando el controlador necesita interactuar con la base de datos lo hace a través del DAO. Los métodos que implementa DAO son: Create, Read, Update y Delete. Los Objetos de Acceso a Datos considerados una buena práctica. La ventaja de usar objetos de acceso a datos es que cualquier objeto de negocio no requiere conocimiento directo del destino final de la información que manipula.

Las características principales que ofrece el patrón DAO son:

1. El uso de este patrón ofrece varios beneficios para la persistencia de datos:
Sirve para separar el acceso a datos de la lógica de negocio.
2. Encapsula la fuente de datos. Esto es especialmente beneficioso en sistemas con acceso a múltiples entradas.
3. Oculta la API con la que se accede a los datos
4. Centraliza Todos los Accesos a Datos en un Capa Independiente

Se decidió utilizar Hibernate para la persistencia de datos en el modelo. Hibernate es una herramienta de Mapeo objeto-relacional (ORM) para la plataforma Java, facilita el mapeo de atributos entre una base de datos relacional tradicional y el modelo de objetos de una aplicación, mediante archivos declarativos (XML) o anotaciones en los beans de las entidades que permiten establecer estas relaciones.

9.4.2 La Vista

Es la presentación del Modelo. Presenta la información y lógica de negocio en un formato adecuado para interactuar con el cliente. Para esta etapa se decidió utilizar JSP ya que es una tecnología basada en el lenguaje java que permite incorporar contenido dinámico en las páginas web, además nos permite separar la interfaz de usuario de la parte lógica. Se utilizara también Bootstrap, un framework para las vistas de la aplicación, y JQuery para el manejo de eventos de por parte del cliente.

Las ventajas más importantes de haber usado JSP son las siguientes:

- Conjunta el poder de Java en el servidor y la flexibilidad de HTML en el browser.
- No sólo se puede utilizar HTML, sino también XML o WML.
- Hace más fácil reusar componentes con JavaBeans los cuales realizan tareas más específicas.
- Su función es saber cómo procesar una solicitud para crear una respuesta.
- Soporta contenido dinámico que refleja las condiciones del mundo real.
- Es más rápido y fácil crear aplicaciones de web
- Capaz de instanciar cualquier clase de Java

9.4.5 El Controlador

La función del controlador es Reaccionar a la petición del Cliente, ejecutando la acción adecuada y creando el modelo pertinente, gestionando el flujo de información entre la vista y el modelo, delegando la búsqueda de datos al modelo y seleccionando el tipo de respuesta más adecuada para el cliente.

En nuestra aplicación web el controlador son los servlets encargados de gestionar las peticiones que se realizan desde la vista y mandarlas al modelo.

Utilizar servlets nos brindó las siguientes ventajas:

- Integrar con páginas JSP
- Instanciar permanentemente cargada en memoria por cada Servlet. Cada petición se ejecuta en un hilo, no en un proceso.
- Con los Servlets, hay n threads pero sólo una copia de la clase Servlet. Los Servlet también tienen más alternativas que los programas CGI para optimizaciones como mantener abiertas las conexiones de las bases de datos.
- Los Servlets están escritos en Java y siguen un API bien estandarizado.
- Puede ser utilizados sobre cualquier SO. y en la mayoría de servidores Web.
- Por ser Java ofrece: máquina virtual, chequeo de tipos, gestión de memoria, excepciones, seguridad, etc.
- Actúan como capa intermedia entre la petición que proviene del navegador Web u otro cliente HTTP y Bases de Datos o Aplicaciones en el servidor HTTP.

La interacción de los componentes del MVC, así como de las tecnologías utilizadas se muestra en el siguiente diagrama.

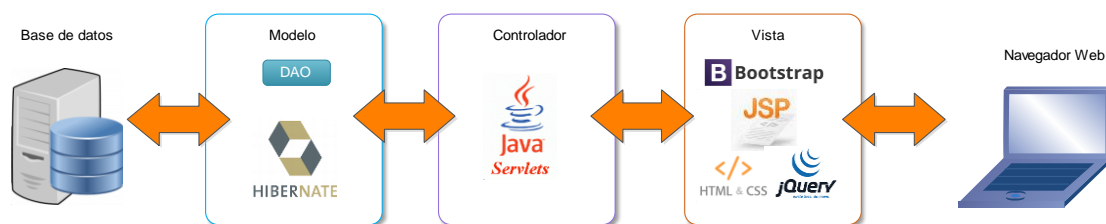


Figura 9.1 Diagrama de Arquitectura MVC.

9.5 Diagramas de Casos de Uso

Se identificaron los casos de uso necesarios para la descripción de identificando los actores que interactúan con el sistema.

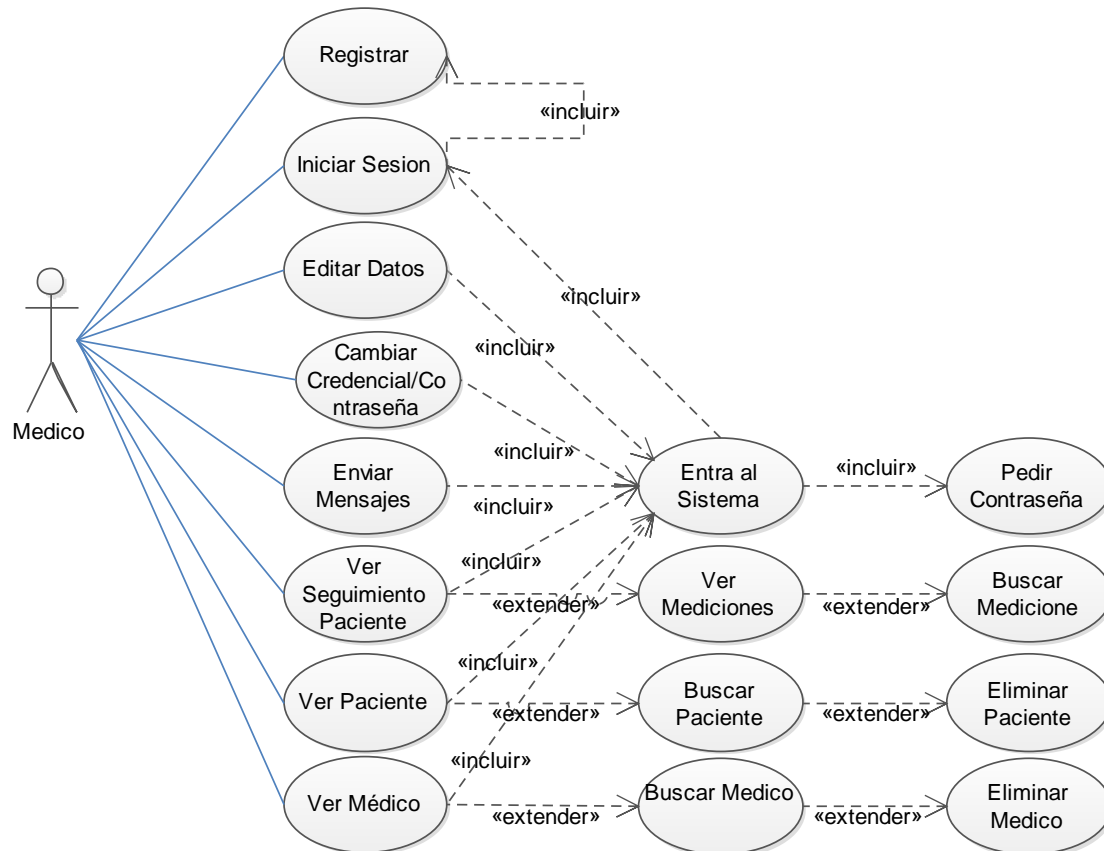


Figura 9.2 Diagramas de Casos de Uso para el Paciente.

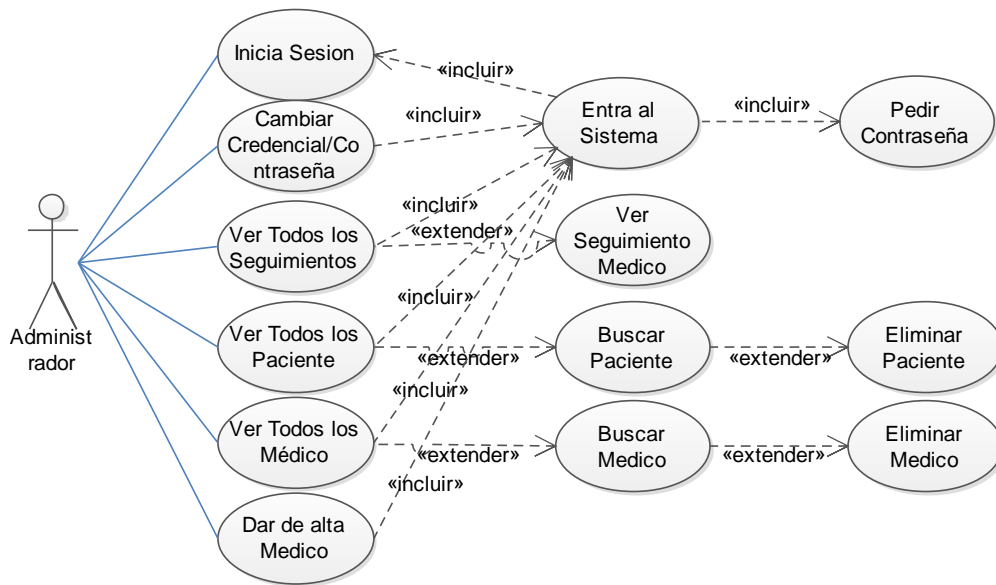


Figura 9.3 Diagramas de Casos de Uso para el Administrador.

9.6 Diagrama de Clases

Este diagrama detalla cuáles fueron los objetos que interactúan en el sistema, los atributos de cada uno de ellos así como los métodos que implementa cada uno de ellos.

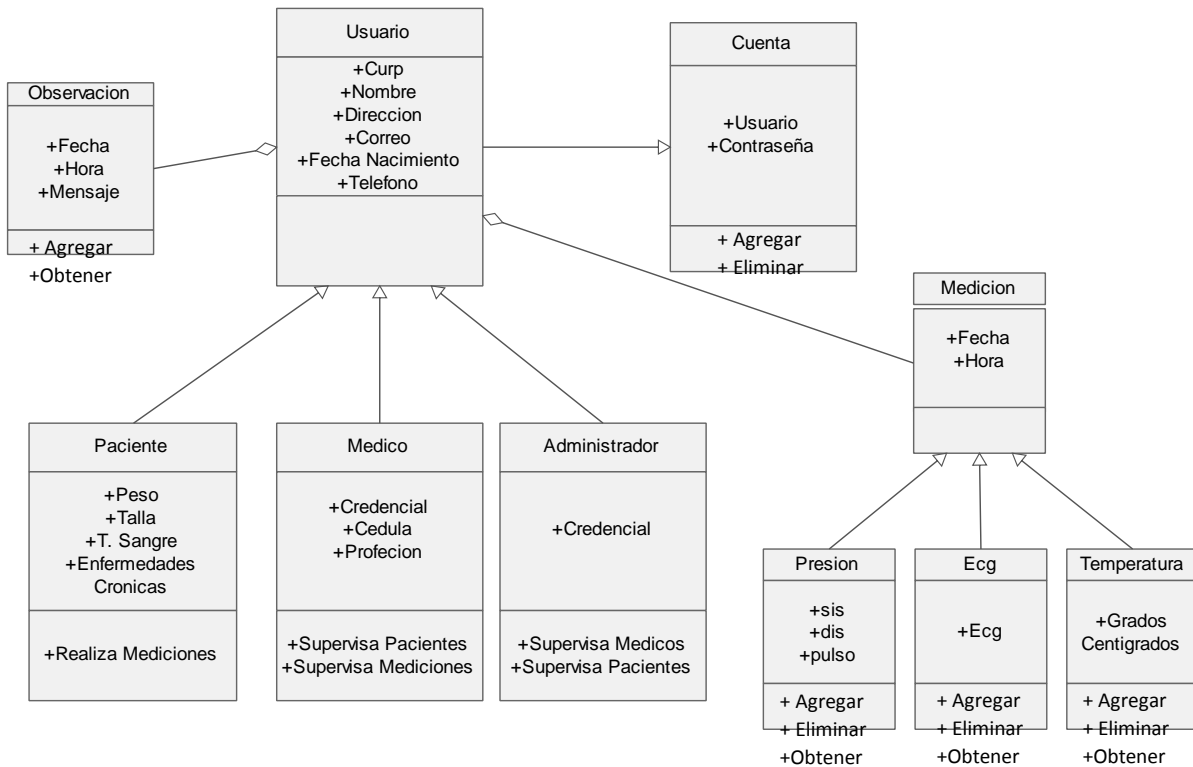


Figura 9.4 Diagramas de Clases

9.7 Descripción del funcionamiento de la aplicación

9.7.1 Inicio de sesión

Para el inicio de sesión es necesario proporcionar al sistema el correo electrónico que registro a momento de darse de alta, así como su contraseña.

Se decidió considerar el correo electrónico del usuario y no un nombre de usuario, ya que es más fácil recordar para el usuario su propio correo.

Si un usuario no recordara su contraseña, él podrá recuperarla en el enlace “recuperar contraseña”, el cual le solicitaría su correo electrónico para enviarle su contraseña correcta al correo registrado.



Figura 9.5 Inicio de sesión.

9.7.2 Notificaciones

La aplicación web cuenta con un sistema de notificaciones, tanto para el administrador como a los médicos de las operaciones que se realicen dentro del sistema.

Se notifican los siguientes eventos:

- Administrador
 1. Se notifica cuando un nuevo médico sea registrado en el sistema
- Médico
 1. Se notifica cuando un nuevo paciente sea asignado al médico para su seguimiento.
 2. Se notifica cuando un paciente asignado al médico haya realizado una nueva medición.

Para obtener las nuevas notificaciones, la aplicación web escaneara la base de datos cada 5 segundos con el objetivo de encontrar en la tabla “Supervisa” y en las tablas de mediciones (presión, ECG y temperatura) la indicación de que se trata de información nueva para el usuario. Es entonces cuando la aplicación lo tomara como una nueva notificación para el medico (y en su caso también para el administrador), mostrando en pantalla el número de notificaciones con las que cuenta.

El administrador podrá recibir notificaciones que le indicaran cuando un nuevo médico haya sido registrado en el sistema. De esta manera se asegura que el médico está enterado de los médicos que se registran en el sistema.

Debido a la gran cantidad de información que se pudiera generar durante el proceso de las notificaciones y dado que estas no son información relevante, decidimos que estas solo fueran mostradas una sola vez al usuario, y no guardarlas en la base de datos.

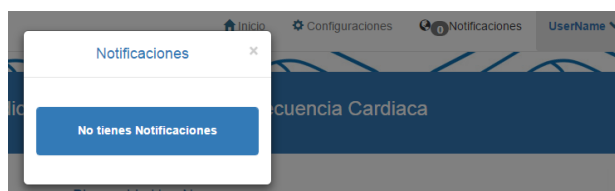


Figura 9.5 Notificaciones

9.7.3 Registro de Medico

Este es el apartado destinado para aquellos usuarios Médicos que han sido autorizados para registrarse en la base de datos, para esto el médico debe tener una clave o credencial que le haya sido proporcionada por el administrador del sistema ya que sin ella no será capaz de registrarse en el sistema.

Dicha clave en la base de datos la encontramos en la tabla administrador como el atributo “credencial” que es conocida por el administrador, y solo él puede cambiarla si lo desea para evitar que otros médicos no autorizados se registren.

Para registrar un nuevo Medico en la base de datos se requiere llenar varias tablas de la base de datos. Las primeras tablas que se llenan son “cuenta” y “usuario” que es donde obtenemos la información necesaria para todo usuario (curp, nombre de usuario, contraseña, permisos, correo, nombre, apellidos, fecha de nacimiento, dirección, etc).

Figura 9.6 Ventana para el registro del usuario Médico

9.7.4 Permisos

Todo usuario registrado en el sistema tiene una cuenta asignada, por lo que tiene ciertos permisos dependiendo de su tipo de usuario. El campo “permisos” en la tabla “cuenta” de la base de datos muestra que permisos puede tener.

Se han asignado tres tipos de usuario y por lo tanto tres tipos de permisos en el sistema. Uno que es único y que cuenta con todos los permisos es el de “Administrador”, uno para todos los médicos: “Medico” y otro para los usuarios “Paciente”. Las actividades que cada usuario puede hacer en el sistema se encuentran descritas en el apartado casos de uso del sistema.

9.7.5 Configuraciones

La aplicación web permite modificar datos de usuario como: dirección, lugar de trabajo, así como sus medios de contacto. Esta funcionalidad se encuentra en el menú Cuenta. Si el usuario necesita cambiar su contraseña o su credencial puede hacerlo a través del menú de configuraciones.



Figura 9.7 Ventana configuraciones



Figura 9.8 Ventana de información de cuenta

9.7.6 Médicos

Solo el administrador puede ver los médicos registrados en el sistema, así como su información de contacto, pacientes asignados, y con la posibilidad de borrarlos si algún de ellos es erróneo. Además se pueden realizar búsquedas de un Médico determinado, ya sea por su nombre, CURP o cedula profesional.



Figura 9.9 Ventana de médicos registrados



Figura 9.10 Ventana de consulta de información de usuarios médico

9.7.8 Pacientes

Tanto Médicos como Pacientes pueden observar médicos, con la diferencia de que el Administrador tiene la capacidad de ver TODOS los Pacientes registrados, y un Médico solo aquellos a los que se les haya asignado.

Se puede ver la información general de los pacientes, ver su seguimiento través de una tabla que muestra todas las mediciones y mensajes de un determinado Paciente, ver los médicos que tiene asignado, eliminar de la lista de pacientes por parte del médico.

Además se pueden realizar búsquedas de un paciente determinado, ya sea por su nombre o CURP.



Figura 9.11 Ventana de pacientes

9.7.9 Mediciones

La aplicación permite observar las mediciones por separado; existen tres menús (Presión Arterial, ECG, Temperatura) que permiten filtrar las mediciones según su tipo. Adicionalmente se puede ordenar por fecha y hora, paciente, por tipo de medición y buscar una determinada medición.

Los médicos solo pueden ver las mediciones de los pacientes que tienen asignados, mientras que el administrador puede ver todas las mediciones.

La aplicación permite visualizar todas las mediciones de un determinado paciente mediante la opción Seguimiento.

La información se muestra en tablas distinta dependiendo el tipo de medición:

Tipo de Medición	Muestra
Temperatura	<ul style="list-style-type: none"> • Paciente y Curp • Fecha y Hora • Medición en Grados Centígrados • Comentario
Presión Arterial	<ul style="list-style-type: none"> • Paciente y Curp • Fecha y Hora • Presión Sistólica • Presión Diastólica • Pulso • Comentario
ECG	<ul style="list-style-type: none"> • Paciente y Curp • Fecha y Hora • Botón para Graficar el complejo PQRST * • Comentario

Tabla 9.1 Tipos de consulta de medición

* En el caso del ECG tenemos un botón el cual nos permite mostrar en una ventana modal la señal del complejo PQRST.

The screenshot shows the SIMPA web application interface. At the top, there is a navigation bar with the SIMPA logo, a home icon, 'Inicio', 'Configuraciones', 'Notificaciones', and a user profile dropdown 'UserName'. Below this is a blue header with the text 'Sistema de Medición de Presión Arterial y Frecuencia Cardiaca'. The main content area is titled 'Mediciones de Temperatura'. It features a search bar on the right and a dropdown menu on the left set to '10 registros'. Below the search bar is a table with four columns: 'Paciente', 'Fecha', 'Grados', and 'Comentario'. The table contains two rows of data.

Paciente	Fecha	Grados	Comentario
GORE801229HDFNSD02 Eduardo Gonzales Rosas	2015-10-13 22:23	43 °C	nada
SAP0711114HDFNRS04 Oscar Sanchez Perez	2015-10-16 10:29	30 °C	No tengo comentario

Figura 9.12 Ventana de mediciones de temperatura

Paciente	Fecha	Medicion	Comentario
GOJB881017MDFNRT08 Beatriz Gonzalez Juarez	2015-10-13 12:22	SYS 190 mmHg DIA 120 mmHg Pulso 65/min	Sin comentario
SAPO711114HDFNRS04 Oscar Sanchez Perez	2015-10-02 08:21	SYS 139 mmHg DIA 110 mmHg Pulso 67/min	-----

Figura 9.13 Ventana de mediciones de presión arterial

Paciente	Fecha	Medicion	Comentario
GOJB881017MDFNRT08 Beatriz Gonzalez Juarez	2015-10-17 14:57:46	Graficar	Ningun Comentario
GORE801229HDFNSD02 Eduardo Gonzales Rosas	2015-10-17 14:11:18	Graficar	Ningun Comentario

Figura 9.14 Ventana de mediciones de ECG

9.7.10 Mensajes

Los mensajes en la aplicación solo los pueden generar aquellos Médicos que tengan asignados Pacientes y solo pueden observar aquellos mensajes de sus pacientes, esto para el caso de un Médico. El administrador es capaz de observar todos los mensajes que se han enviado, pero no puede crear mensajes.

Sistema de Medición de Presión Arterial y Frecuencia Cardiaca

Mensajes

Muestra 10 mensajes

Buscar

Asunto: Huevo Angelito De: Carlos Valencia Martinez Para: Eduardo Gonzales Rosas	Fecha: 2015-10-17 Hora: 14:57:4	Mensaje: Dime si quieres que ahorita le parta su madre Estado: No leído
Asunto: Presion Alta De: Carlos Valencia Martinez Para: Eduardo Gonzales Rosas	Fecha: 2015-10-17 Hora: 14:55:36	Mensaje: El registro del dia 12-12-12 muestra una presion que sobrepasa los parametros normales Estado: No leído

Figura 9.15 Ventana de mensajes

Sistema de Medición de Presión Arterial y Frecuencia Cardiaca

Archivo Médico

Muestra 10 registros

Buscar

Paciente	Fecha		
GOJB881017MDFNRT08 Beatriz Gonzalez Juarez	2015-10-13 12:22	SYS 190 mmHg DIS 120 mmHg Pulso 65/min	Comentario Sin comentario
GORE801229HDFNSD02 Eduardo Gonzales Rosas	2015-10-13 22:23	43 °C	Comentario nada
GORE801229HDFNSD02 Eduardo Gonzales Rosas	2015-10-15 12:00	De: Fernando Martinez Oropeza Asunto: Presion Alta	Mensaje Tienes que acudir al medico, tu presion sobrepasa los parametros normales

Figura 9.16 Ventana de archivo médico

SIMPA Inicio Configuraciones Notificaciones UserName

Paciente: Eduardo Gonzales Rosas

Muestra 10 registros

Paciente	Fecha		Comentario
GORE801229HDFNSD02 Eduardo Gonzales Rosas	2015-10-13 22:23	43 °C	nada
GORE801229HDFNSD02 Eduardo Gonzales Rosas	2015-10-17 14:24:33	Graficar	Ningun Comentario
GORE801229HDFNSD02 Eduardo Gonzales Rosas	2015-10-17 14:58:20	Graficar	Ningun Comentario
GORE801229HDFNSD02 Eduardo Gonzales Rosas	2015-10-17 14:55:36	De: Carlos Valencia Martinez Asunto: Presion	Mensaje: El registro del dia 12-12-12 muestra una presion que sobrepasa los

Figura 9.17 Ventana de seguimiento

CAPITULO X PRUEBAS Y RESULTADOS

En este capítulo se detalla la fase de pruebas realizadas para el prototipo de medición, donde se tomaron diversas muestras a diversos pacientes, bajo las condiciones de salud establecidas para la toma de cada una, al final del capítulo se concluye la viabilidad del proyecto para ser implementado como un recurso auxiliar en el hogar.

10.1 Pruebas de Funcionamiento

En este apartado se describen las pruebas realizadas al sistema Simpa, estas están organizadas de acuerdo a cada módulo de medición.

10.1.1 Pruebas de funcionamiento para el módulo de medición de presión arterial.

A continuación se presenta la comparativa de los valores adquiridos para el módulo de presión arterial en relación a un sistema comercial.

Se tomaron 3 sujetos de prueba de diferente edad y genero para verificar que el sistema puede ser utilizado en diferentes personas.

PACIENTE 01								
Nombre : Mauricio González Islas								
Edad: 25 años								
Peso: 93kg								
Estatura: 173cm								
Patologías: Obesidad tipo 2.								
M	Prototipo (mmHg)		OMRO (mmHg)		Error absoluto(mmHg)		Error relativo (%)	
	Sistólica	Diastólica	Sistólica	Diastólica	Sistólica	Diastólica	Sistólica	Diastólica
01	138	94	137	97	1	3	0.8	3.4
02	139	95	136	96	3	1	2.4	1.2
03	140	95	138	95	2	0	1.6	0.0
04	137	94	138	96	1	2	0.8	2.3
05	135	96	138	97	3	1	3.1	1.1

Tabla 10.1 Valores registrados caso de prueba 1, medición de presión

En la tabla 10.1 se presenta el caso 1 de prueba para un sujeto masculino con 25 años de edad con antecedentes de presión arterial alta por su elevado índice de masa corporal.

La tabla 10.2 presenta el caso 2 de prueba para un sujeto femenino de 23 años con un estado excelente de salud en contraste con el caso 1 se puede apreciar una amplia diferencia en relación a sus valores de presión arterial sistólica y diastólica dadas sus condiciones actuales de salud.

PACIENTE 03								
Nombre : Marco Antonio López Sánchez								
Edad: 13 años								
Peso: 49kg								
Estatura: 165cm								
Patologías: Ninguna degenerativa.								
M	Prototipo (mmHg)		OMRO (mmHg)		Error absoluto(mmHg)		Error relativo (%)	
	Sistólica	Diastólica	Sistólica	Diastólica	Sistólica	Diastólica	Sistólica	Diastólica
01	118	77	121	74	3	3	2.5	4.1
02	118	73	121	76	3	3	2.5	3.9
03	116	78	119	75	3	3	3.0	3.0
04	119	76	122	79	3	3	4.8	7.5
05	117	74	115	75	2	1	4.4	1.3

Tabla 10.2 Valores registrados caso de prueba 2, medición de presión

PACIENTE 02								
Nombre : Itzel Irais Montiel Bernal								
Edad: 23 años								
Peso: 52kg								
Estatura: 170cm								
Patologías: Ninguna degenerativa.								
M	Prototipo (mmHg)		OMRO (mmHg)		Error absoluto(mmHg)		Error relativo (%)	
	Sistólica	Diastólica	Sistólica	Diastólica	Sistólica	Diastólica	Sistólica	Diastólica
01	128	85	126	82	2	3	0.02	0.04
02	124	85	122	83	2	2	0.02	0.02
03	126	84	124	81	2	3	0.02	0.04
04	124	83	124	80	0	3	0	0.04
05	124	86	125	84	1	2	0.01	0.02

Tabla 10.3 Valores registrados caso de prueba 3, medición de presión arterial.

La tabla 10.3 registra los valores adquiridos para un individuo masculino menor de edad cuyos valores de presión arterial se interpretaron bajo un criterio distinto ya que a su corta edad la presión arterial de referencia es menor en condiciones normales que para un sujeto adulto del mismo género.

En la figura 10.1 se observa la toma de presión arterial visualizando el valor medido en el LCD del prototipo de medición y simultáneamente en el dispositivo android.



Figura 10.1 Utilización del sistema en un sujeto de pruebas.

Al término del procesamiento de datos, el sistema muestra los valores para la presión sistólica, diastólica y pulso.

Criterios de medición empleados para la obtención de la presión arterial utilizando el sistema simpá.

- Verificar que el prototipo y dispositivo android utilizado están funcionando.
- La banda inflable debe de estar ajustada y colocada directamente sobre la piel (no sobre mangas de camisa) en el tercio medio del brazo.
- Se debe estar sentado en una silla cómoda, sin cruzar las piernas y con el brazo en reposo (apoyado sobre una mesa) y situado a la altura del corazón.
- Mantenerse relajado, tranquilo, con la vejiga urinaria vacía y sin haber fumado o ingerido previamente sustancias estimulantes (por ejemplo: café).
- No hablar ni mover el brazo mientras se realice la medición.
- Finalmente almacenar la medición efectuada en el dispositivo android.

Pasos para utilizar el módulo de temperatura corporal

1. Encender el prototipo de medición.
2. Vincular el prototipo de medición con el dispositivo móvil basado en android.
3. Iniciar sesión en la aplicación móvil o en su caso registrarse en el sistema.
4. Solicitar el tipo de medición temperatura desde la aplicación móvil.

5. Acercar la frente al receptor ubicado en la esquina superior izquierda y esperar por el resultado.

10.1.2 Pruebas de funcionamiento para el módulo de medición de temperatura corporal.

La fase de pruebas del módulo de medición de temperatura consistió en comparar los valores adquiridos del prototipo con un termómetro infrarrojo comercial similar al del presente proyecto obteniendo los siguientes resultados para 5 muestras en 2 sujetos de prueba

La tabla 10.4 registro la medición de temperatura corporal en un sujeto de 23 años en condiciones normales de salud.

Nombre : Daniel Santillán Martínez				
Edad: 23 años				
M	Prototipo (°C)	Termómetro CITIZEN (°C)	Error Absoluto. (°C)	Error Relativo (%)
01	34	35	1	2.8
02	33	36	3	8.3
03	34	35	1	2.8
04	36	36	0	0.0
05	33	34	1	2.8

Tabla 10.4 Valores registrados caso de prueba 1, medición de temperatura.

La tabla 10.5 registra valores de temperatura para un sujeto enfermo cuya dinámica corporal presenta un elevado calor corporal al tacto.

Nombre : Angel Lira Sanchez				
Edad: 23 años				
M	Prototipo (°C)	Termómetro CITIZEN (°C)	Error Absoluto. (°C)	Error Relativo (%)
01	36	37	1	2.8
02	35	37	2	5.4
03	36	37	1	2.8
04	35	36	1	2.8
05	34	36	1	2.8

Tabla 10.5 Valores registrados caso de prueba 2, medición de temperatura.

Criterios de medición para la temperatura corporal utilizando el sistema simpa.

- Limpiar la superficie de la frente a censar.
- Mantenerse relajado e inmóvil durante la medición.
- Alejarse de fuentes de calor externas

Pasos para utilizar el módulo de temperatura corporal.

1. Encender el prototipo de medición.
2. Vincular el prototipo de medición con el dispositivo móvil basado en android.
3. Iniciar sesión en la aplicación móvil o en su caso registrarse en el sistema.
4. Solicitar el tipo de medición temperatura desde la aplicación móvil.
5. Acercar la frente al receptor ubicado en la esquina superior izquierda y esperar por el resultado.

En la siguiente figura 10.2 se observa la toma de temperatura en el dedo índice del sujeto de pruebas.



Figura 10.2 Utilización del módulo de medición de temperatura corporal en un sujeto de pruebas.

10.1.3 Pruebas de funcionamiento para el módulo de adquisición del complejo PQRST.

La fase de pruebas del módulo de adquisición de la señal cardíaca consistió en la utilización de un osciloscopio el cual muestra el conjunto de ondas PQRST las cuales componen el pulso cardíaco de una persona.



Figura 10.3 Grafica del complejo PQRST desde un osciloscopio

10.2 Determinación de la Factibilidad

En este capítulo se recopilan los datos relevantes sobre el desarrollo del proyecto y en base a ello se estimó la factibilidad apoyándose de 3 aspectos:

- Técnica
- Operativa
- Económico

Se determinó el grado de factibilidad para cada uno de los tres aspectos anteriores.

10.2.1 Factibilidad Técnica

Desde el punto de vista técnico para el desarrollo del proyecto “SIMPA” son necesarios recursos tecnológicos, por ello se realizó una evaluación de la tecnología actual existente donde se recolecto información sobre esta y la posibilidad de utilizarla en el desarrollo e implantación del sistema. De acuerdo a la tecnología para la implementación del sistema se evaluaron recursos tecnológicos con un enfoque de hardware y software. Respecto a hardware los equipos de cómputo portátiles empleados cubren los requerimientos básicos para la implantación del sistema en un entorno donde las características principales que el sistema necesita son una conexión a Internet para la comunicación entre servidor y el cliente, el sistema fue implementado en una infraestructura de red física local cumpliendo con las necesidades especificadas.

Por otro lado se llevó a cabo un análisis de los componentes electrónicos empleados en la construcción del prototipo de medición de los cuales la mayor parte del análisis se enfocó en la precisión de los sensores y comportamiento eficaz de los componentes de automatización.

La siguiente tabla muestra los recursos técnicos disponibles en el entorno de pruebas.

Recurso	Cantidad	Características	Ámbito
Laptop Samsung RF410	1	<ul style="list-style-type: none">• Procesador Intel Core i3 3.4Ghz• Disco duro 500Gb• Memoria RAM DDR3 2Gb 1600Mhz• Tarjeta de red D-link	<ul style="list-style-type: none">• Modulo Aplicación web.• Módulo de Servicio Web.
Laptop HP 455	1	<ul style="list-style-type: none">• Procesador Intel Core i3 2.4Ghz.• Memoria RAM 4Gb DDR3 1600Mhz• Disco Duro: 300 GB• Tarjeta de red Gigabyte	<ul style="list-style-type: none">• Modulo Aplicación web.

Smartphone LG3 Stylus	1	<ul style="list-style-type: none"> • Procesador Snapdragon 4 núcleos. • Memoria RAM 3Gb. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulo Aplicación móvil.
------------------------------	---	--	--

Tabla 10.6 Recursos Técnicos disponibles

Para la implantación del sistema se requiere de un servidor de aplicaciones web el cual se encarga de atender y responder las peticiones realizadas por los usuarios del sistema.

Para el uso general del sistema los equipos de cómputo debieron poseer las herramientas que a continuación se especifican en la tabla.

Recurso	Características	Ámbito
Sistema operativo Windows 7 Profesional X64.	<ul style="list-style-type: none"> • Multiusuario, soporte y creación de redes. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulo Aplicación web.
Navegador.	<ul style="list-style-type: none"> • Mozilla Firefox 5, Google Chrome. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulo Aplicación web.
Sistema operativo Android.	<ul style="list-style-type: none"> • Sistema operativo Android Lolipop. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulo Aplicación móvil.
Servidor Aplicaciones Web.	<ul style="list-style-type: none"> • Tomcat 8. 	<ul style="list-style-type: none"> • Modulo Aplicación web.

Tabla 10.7 Recursos Técnicos para el Servidor

El diseño y desarrollo del prototipo de medición se centró en la adquisición y utilización de sensores y componentes electrónicos precisos de uso industrial y médico con una respuesta consistente para su implementación.

Recurso	Cantidad	Características
Amplificador de instrumentación AD620.	1	<ul style="list-style-type: none"> • Rango de ganancia entre 1 y 10000, configurable con un solo resistor externo. • Consumo de corriente en reposo: 1.3 mA max. • Bajo drift del voltaje offset: 0.6 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ max.
Sensor de presión diferencial MPX5050DP.	1	<ul style="list-style-type: none"> • Presión de operación: 7.25 PSI (50 kPa). • Voltaje de salida analógico: 0.2 V ~ 4.7 V. <ul style="list-style-type: none"> • Precisión: $\pm 2.5\%$. • Voltaje de alimentación: 4.75 V ~ 5.25 V
Sensor de temperatura MLX90614.	1	<ul style="list-style-type: none"> • Bajo costo y tamaño reducido. • -40 a +85$^\circ\text{C}$ rango de temperatura. • .5% de precisión sobre el rango de temperatura de 0$^\circ\text{C}$ a 50$^\circ\text{C}$.

Tabla 10.8 Recursos Técnicos para el prototipo

10.2.2 Factibilidad operativa

La factibilidad operativa consistió en definir si se pondrá en marcha el sistema propuesto, aprovechando los beneficios que ofrece su implementación como un sistema en el hogar para la adquisición de signos vitales.

Con la finalidad de garantizar el buen funcionamiento del sistema y que este impactara en forma positiva a los usuarios, fue desarrollado con una interfaz amigable al usuario que lo convirtiera en una herramienta de fácil manejo y comprensión, que no requiere de personal especializado para su puesta en marcha y operación.

La implantación de sistema involucra una serie de restricciones generales como:

- Solo usuarios validados pueden utilizar el sistema.
- El sistema depende de una conexión a internet activa durante todo el tiempo de operación.
- El prototipo de medición requiere de alimentación externa.

Riesgos

Durante el desarrollo del sistema se consideraron los casos más relevantes de fallo posible, considerando aquellas situaciones que el sistema provoque un error y no se recupere.

Para evitar estas situaciones el usuario debe disponer de un control eficiente de su contraseña, ya que uno de los riesgos es alterar y consultar datos no autorizados.

El sistema depende de conexión a internet por ello en caso de fallar el sistema no almacenara los datos generados, modificados y o consultados por el usuario.

Un uso inadecuado del prototipo de medición puede provocar fallas por ello se recomienda leer los manuales detalladamente.

Marcos de referencia para el diseño y desarrollo del prototipo de hardware para la adquisición de signos vitales.

Para asegurar un funcionamiento aceptable y fiable del sistema se consultaron marcos de referencias vigentes en materia de diseño y construcción de sistemas de medición para la presión arterial, medición de temperatura corporal y adquisición de la señal electrocardiográfica.

Se tomaron las características técnicas y de operación más críticas para ser comparadas.

Análisis de diseño del módulo de medición presión arterial

Nombre de la norma: NORMA Oficial Mexicana NOM-030-SSA2-1999

Características sobre el equipo:

#	Característica	Valor de referencia	Valor Simpa	Observaciones
1	Dimensión superficial del brazalete	Ancho 13cm y 15 cm	14 cm	El brazalete cumple con las especificaciones de superficie de área de contacto.
2	Dimensión longitudinal del brazalete	Largo 24 cm	25 cm	El brazalete cumple con las especificaciones de longitud mínima.
3	Ancho brazalete	40% longitud de brazo	35% longitud de brazo	El brazalete se adecua a la mayoría de usuarios.

Tabla 10.9 Comparación de la características del equipo de medición arterial

Técnica para la toma de Presión arterial:

Método de medición	Característica a Simpa	Característica referencia	Observaciones
El observador se sitúa de modo que su vista quede a nivel del menisco de la columna de mercurio.	No aplica	Aplica	El mecanismo empleado se basa en un sistema electrónico por lo cual el marco de referencia equivalente es 20kpa de presión inicial.
Se asegurará que el menisco coincida con el cero de la escala, antes de empezar a inflar	Aplica	Aplica	El brazalete debe estar totalmente desinflado.
Se colocará el brazalete, situando el manguito sobre la arteria humeral y colocando el borde inferior del mismo 2 cm por encima del pliegue del codo.	Aplica	Aplica	

Mientras se palpa la arteria humeral, se inflará rápidamente el manguito hasta que el pulso desaparezca, a fin de determinar por palpación el nivel de la presión sistólica.	Aplica	Aplica	Se infla automáticamente a una velocidad constante.
Se desinflará nuevamente el manguito y se colocará la cápsula del estetoscopio sobre la arteria humeral.	No aplica	Aplica	Nuestro método de obtención es diferente
Se inflará rápidamente el manguito hasta 30 o 40 mm de Hg por arriba del nivel palpatorio de la presión sistólica y se desinflará a una velocidad de aproximadamente 2 mm de Hg/seg.	Aplica	Aplica	El mecanismo empleado para cumplir esta característica se fundamenta en el diseño de los ductos de aire que el sistema para el inflado y desinflado del manguito, los diámetros y el componente para el escape constante de aire son propiedad de Citizen.
La aparición del primer ruido de Korotkoff marca el nivel de la presión sistólica y, el quinto, la presión diastólica.	Aplica	Aplica	Se interpretan los valores analógicos adquiridos del sensor de presión para llevar a cabo el análisis de las fases de la oclusión arterial.
Si las dos lecturas difieren por más de cinco mm de Hg, se realizarán otras dos mediciones y se obtendrá su promedio.	Aplica	Aplica	El sistema emplea un algoritmo de pro mediación.

Tabla 10.10 Comparación de la técnica de toma de presión arterial

Análisis de diseño del módulo de medición temperatura

Nombre de la norma: NORMA Oficial Mexicana NOM-031-SSA2-1999 para la toma de temperatura corporal.

Características sobre el equipo:

#	Característica	Valor de referencia	Valor de Simpa	Observaciones
1	Pantalla	Datos se observan en pantalla fácil de leer	Cuenta con pantalla	El prototipo cuenta con una de 2.2 pulgadas para la visualización de los datos
2	Toma en el oído	Por fácil acceso.	No aplica	El registro de medición se realiza censando la superficie de la frente.
3	Toma en la frente	Por fácil acceso	Se toma en la frente	Se encuentra al frente del prototipo

Tabla 10.11 Comparación de las características de módulo de temperatura

Técnica para la toma temperatura:

Método de medición	Característica Simpa	Característica referencia	Observaciones
Esperar una hora después de hacer ejercicio intenso	Aplica	Aplica	Se recomienda para cualquier medición de este tipo.
Esperar después de un baño de agua caliente	Aplica	Aplica	Se recomienda para cualquier medición de este tipo.
Esperar 20 o 30 minutos después de fumar	Aplica	Aplica	Se recomienda para cualquier medición de este tipo.
Esperar 30 min después de fumar	Aplica	Aplica	Se recomienda para cualquier medición de este tipo.
Esperar 20 min después de tomar un líquido caliente o frío	Aplica	Aplica	Se recomienda para cualquier medición de este tipo.

Tabla 10.12 Comparación de la técnica para la toma de temperatura

Análisis de diseño del módulo de toma ECG

Nombre de la norma: NORMA Oficial Mexicana NOM-035-SSA3-2012

Características sobre el equipo:

#	Característica	Valor de referencia	Valor Simpa	Observaciones
1	amplitud	1 milivolt provoca una deflexión de 10 mm en papel milimétrico	Los valores adquiridos se grafican con una precisión de 20mV.	Los datos se observan en una gráfica proporcionada por la aplicación.
2	Interferencia eléctrica	Los cables del ECG no deben cruzarse	Los cables están debidamente separados uno del otro con aislamiento eléctrico.	Los cables son nuevos y cuentan con aislante en buen estado.
3	Movimiento paciente	El paciente debe permanecer en reposo	Se le pide al usuario estar sentado para llevar a cabo la medición.	Se recomienda para cualquier medición de este tipo.
4	Correcta colocación de electrodos.	R (derecha), L (izquierda), F (pie) y N (neutral). La derivación R debe ser colocada en la cara interna de la muñeca derecha del paciente; la L , cara interna de la muñeca izquierda; la F cara interna de la pierna izquierda (justo encima del tobillo)	Los cables están marcados debidamente para la adquisición de 3 derivaciones.	Los cables son nuevos y están previamente marcados con las letras mencionadas así también con colores.

Tabla 10.13 Comparación de las características del módulo de obtención del complejo PQRST

Técnica para la toma de la señal PQRST:

Método de medición	Característica Simpa	Característica de referencia	Observaciones
La toma debe llevarse en un lugar privado	Aplica	Aplica	Se recomienda para cualquier medición de este tipo.
La persona debe estar sentada	Aplica	Aplica	Se recomienda para cualquier medición de este tipo.
Esperar 20 o 30 min minutos después de ejercicio intenso	Aplica	Aplica	Se recomienda para cualquier medición de este tipo.
Se colocan los electrodos en ambos brazos así como en la pantorrilla	Aplica	Aplica	Deben ser colocados correctamente

Tabla 10.14 Comparación de la técnica para la obtención del complejo PQRST

Nombre de la norma	Numero de criterios evaluados	Numero de criterios cumple Simpa	Observaciones
NORMA Oficial Mexicana NOM-030-SSA2-1999	3	3	Se cumplen con todos los requisitos de las dimensiones estipulados por la norma ya que se usa un brazaletes del tipo comercial.
NORMA Oficial Mexicana NOM-031-SSA2-1999	3	2	No aplica el uso de medición por medio del oído.
NORMA Oficial Mexicana NOM-035-SSA3-2012	4	3	No se cumplen todas las especificaciones ya que se sustituye el papel milimétrico por una gráfica entregada por la aplicación móvil así como la aplicación web y número de derivaciones del módulo de adquisición PQRST no cumplen con la norma de diseño.

Tabla 10.15 Normas y criterios

10.2.3 Factibilidad Económica

A continuación se presenta el estudio que dio como resultado la factibilidad económica del desarrollo del presente sistema para el cual se destinaron recursos económicos en su desarrollo.

Las herramientas de cómputo y de red necesarias para la implantación del sistema no fueron consideradas en este análisis puesto que no requirió inversión inicial y costo de desarrollo al ser propiedad de los integrantes que conforman el equipo de trabajo para el sistema SIMPA.

Los recursos económicos necesarios que se consideraron para el desarrollo de las actividades del proyecto fueron:

- Costo de la realización.
- Costo de adquisición de recursos.

La factibilidad económica fue el elemento más importante ya que a través de él se solventaron las demás carencias de otros recursos.

Para la elaboración del prototipo de medición se utilizaron los siguientes recursos materiales:

Costo de la realización

Se contemplaron gastos en servicios de fabricación contratados para la elaboración de los diseños de PCB propuestos así como los costos del acondicionamiento y acabado de la caja contenedora para el prototipo y su presentación final.

Gastos de acabado			
Cantidad	Detalle	Precio Unitario	Precio Total
1	Carcasa de aluminio	\$125.00	\$125.00
1	Interruptor de mano	\$14.00	\$14.00
		Total	\$139.00

Tabla 10.15 Gastos de acaba

Impresión de PCB's			
Cantidad	Detalle	Precio Unitario	Precio Total
4	PCB prototipo de medición.	\$125.00	\$125.00
		Total	\$125.00

Tabla 10.16 Gastos PCB's

En lo correspondiente al uso de herramientas de trabajo se requirió del uso de la instalación de laboratorio para el empleo de un osciloscopio, multímetro y generador de funciones.

Costo de adquisición de recursos o materiales.

Costo de componentes de hardware para el modulo del prototipo de medición para la presión arterial:

Módulo de Medición De Presión Arterial			
Cantidad	Detalle	Precio Unitario	Precio Total
1	MPX5050DP (Sensor de presión)	\$415.00	\$415.00
1	Motor DC 12v	\$35.00	\$35.00
1	Electroválvula 3.3v	\$15.00	\$15.00
1	Brazalete	\$25.50	\$25.50
13	Resistencias varias	\$0.50	\$6.50
6	Capacitores electrolíticos varios	\$4.00	\$24.00
4	TL082	\$8.00	\$32.00
2	Headers	\$3.00	\$6.00
1	TIP120	\$16.00	\$16.00
		Total	\$574.50

Tabla 10.17 Componentes empleados en la elaboración del circuito de medición de presión arterial.

Costo de componentes para el modulo del prototipo de medición para temperatura:

Módulo de Medición De Temperatura Corporal			
Cantidad	Detalle	Precio Unitario	Precio Total
1	<u>MLX90614</u>	\$360.00	\$360.00
2	Resistencias varias	\$0.50	\$1.00
		Total	\$361.00

Tabla 10.18 Componentes empleados en la elaboración del circuito de medición de temperatura.

Componentes para el modulo del prototipo de adquisición de la señal PQRST:

Módulo de adquisición para la señal PQRST.			
Cantidad	Detalle	Precio Unitario	Precio Total
1	AD620	\$114.00	\$114.00
6	Capacitores electrolíticos y cerámicos	\$6.50	\$39.00
23	Resistencias varias	\$0.50	\$11.50
6	TL082	\$8.00	\$48.00
3	Headers	\$3.00	\$9.00
2	Trimpots	\$16.00	32.00
3	Cable de paciente	\$105.93	\$317.80
3	Electrodos de contacto	\$15.00	\$45.00
		Total	\$616.32

Tabla 10.19 Componentes empleados en la elaboración del circuito de adquisición del complejo PQRST.

Costo de componentes para el módulo de fuente de voltaje del prototipo de medición

Módulo de adquisición de la señal PQRST.			
Cantidad	Detalle	Precio Unitario	Precio Total
2	Baterías de 9v	\$79.00	\$158.00
1	Regulador LM7905	\$15.00	\$15.00
1	Regulador LM7805	\$15.00	\$15.00
1	Regulador LM317	\$15.00	\$15.00
4	Capacitores electrolíticos 10uf	\$3.00	\$12.00
2	Headers	\$3.00	\$6.00
		Total	\$221.00

Tabla 10.20 Componentes empleados en la elaboración del circuito de alimentación.

Costos del módulo de control y electrónica de potencia:

Módulo de Control y Automatización			
Cantidad	Detalle	Precio Unitario	Precio Total
1	ATMEGA 328	\$70.00	\$70.00
1	Cuarzo 16Mhz	\$10.00	\$10.00
1	Push button	\$1.00	\$1.00
4	Capacitores varios	\$4.27	\$17.00
8	Resistencias varias	\$0.50	\$4.00
3	Headers	\$3.00	\$3.00
1	Bluetooth	\$150.00	\$150.00
		Total	\$255.00

Tabla 10.21 Componentes empleados en la elaboración del circuito de control y automatización.

CONCLUSIONES

El prototipo construido para medir la presión arterial, frecuencia Cardíaca, Temperatura y la adquisición del complejo PQRST demostró con base a las pruebas realizadas ser un prototipo funcional, debido a los resultados obtenidos; el prototipo se sometió a pruebas comparando los resultados obtenidos con otros sistemas comerciales dando como resultado un porcentaje de error de $\pm 4.8\%$ para el módulo de medición de presión arterial, y $\pm 0.7\%$ para el sensor de temperatura.

El margen de error mostrado durante las pruebas de medición arterial no sobrepasa los 3mmHg. La norma oficial mexicana NOM-009-SCFI-1993 sobre los instrumentos de medición esfigmomanómetros el error máximo no debe exceder $\pm 3\text{mmHg}$ por lo que este dispositivo cumple con el punto.

Un factor muy importante a considerar en la medición de Presión Arterial es la diferencia de resultados entre nuestro prototipo y otros sistemas comerciales, ya que pueden estos pueden variar dependiendo de las condiciones en las que se efectuó la medición.

Los valores de temperatura obtenida muestran una pequeña variación a los obtenidos con el termómetro digital utilizado como referencia, esta diferencia no es significativa la hora de realizar un diagnóstico debido a que estas variaciones son menores y no representan un factor significativo.

En el caso de el modulo para la obtención del complejo PQRST los valores obtenidos fueron graficados para validar la forma de la onda obtenida, con lo que se pudo visualizar brevemente la condición del paciente (Complejo PQRST).

La comunicación vía Bluetooth presento inconvenientes en la recepción de información al no considerar la representación de los datos en distintos lenguajes de programación, los cuales fueron resueltos al

A pesar de que un Web Service se puede comunicar con cualquier lenguaje, fue necesario usar la librería ksoap2 del lado del cliente Android ya que de esta manera pudimos realizar la socialización de los objetos para su envío y recepción.

El desarrollo de los módulos para la obtención de signos vitales tiene sus complicaciones, ya que es un instrumento muy sensible a las interferencias y el ruido, y es prácticamente inevitable ya sea por el sistema en sí o por causas ajenas, por tal razón es necesaria la implementación de filtros que permitan obtener una señal limpia libre de ruido para su tratamiento.

El monitoreo de señales fisiológicas es de vital importancia para la detección oportuna y seguimiento de enfermedades, sobretodo en comunidades rurales de difícil acceso donde es complicado llevar el seguimiento de pacientes, debido a la falta de infraestructura.

De acuerdo a las consultas realizadas a una médico general, el sistema proporciona un conjunto de datos de utilidad para formar un criterio de pre-diagnóstico en torno las posibles afecciones.

El desarrollo de sistemas en ocasiones implica el manejo de muchas tecnologías de manera conjunta en donde la comunicación entre ambas no siempre es de lo más sencillo. La utilización de frameworks especializados nos permite realizar tareas específicas de una manera mucho más sencilla y rápida.

Para llevar a cabo el buen desarrollo de un proyecto es siempre importante trabajar de acuerdo a una metodología, esta debe ser estudiada y analizada para estar seguro que es la que más se adecua y la que resultara más conveniente. Pero más importante y seguir

La metodología en espiral resulto ser la apropiada para la realización de este proyecto, ya que nos permitió concluirlo satisfactoriamente, nos permitió crear ciclos bien definidos y planeados para llevarlos a cabo de forma secuencial, con esto pudimos dividir el proyecto en módulos o ciclos estableciendo tiempos, y evaluando al final de cada uno de ellos, de esta manera pudimos terminar satisfactoriamente el proyecto.

TRABAJO A FUTURO

- El sistema puede ser adaptado para medir otras variables para tener un diagnóstico más preciso, tales como el nivel de azúcar en la sangre u otros parámetros, de esta forma se podría lograr un monitoreo completo del usuario ya sea para uso particular u hospitalario.
- Para mejorar la portabilidad y calidad de las señales adquiridas se vuelve indispensable la utilización de componentes de montaje superficial, tales como resistencias, circuitos integrados, capacitores.
- La fuente de voltaje puede ser mejorada utilizando baterías de litio recargables.
- Para una mejor visualización de los datos adquiridos de la señal correspondiente al complejo PQRST se vuelve conveniente utilizar un display GLCD graficadora en el prototipo.
- Acoplado una interfaz de hardware para la comunicación TCP-IP se pueden transmitir los datos directamente al servidor de base de datos.
- Se puede mejorar la adquisición del complejo PQRST aumentando el número de derivaciones
- Se pueden hacer las modificaciones necesarias para que el paciente visualice sus mediciones de igualmente que el medico lo hace en la plataforma web.
- Se puede implementar un sistema de alertas SMS para el médico que le indique cuando un paciente ha realizado una nueva medición.
- Se puede implementar un mapa que le indique al paciente de acuerdo a su posición alguna clínica de asistencia pública más cercana a él.
- Se puede implementar un sistema de almacenamiento interno al prototipo, que le permita al paciente ver sus mediciones anteriores en la pantalla del prototipo.
- Se podría hacer las modificaciones al prototipo para su funcionamiento autónomo; es decir si necesidad de utilizar un dispositivo móvil.
- Implementar la aplicación móvil para otras plataformas como IOS o Windows Phone

REFERENCIAS

- [1] Dr. En C. José Z. Parra Carrillo, “Hipertensión Arterial y Enfermedades Concomitantes”, Intersistemas (Editores), Sistema de Actualización Medica en Hipertensión Arterial, Primera Edición, Libro 5, pp. 225-260, México 2008.
- [2] Sociedad Andaluza de Medicina de Familia, Manual de Hipertensión Arterial en la Práctica Clínica de Atención Primaria, Grupo de Hipertensión Arterial, 2006.
- [3] Dra. Mercedes Juan López, Encuesta Nacional de Salud Pública, Secretaria de Salud, Vol. 55, Abril, 2012.
- [4] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, “Estadísticas sobre Disponibilidad y uso de las Tecnologías de Información y Comunicaciones en los Hogares”, Sexta Edición, pp. 34-42, México, 2012.
- [5] WITHINGS | Blood Pressure Monitor. <http://www.withings.com/es/>
- [6] Mauricio German Vinueza Cahuasquia et al., “Diseño e Implementación de un Dispositivo de Monitorización de la Presión Arterial”, Tesis de licenciatura, Escuela Politécnica del Ejercito, Quito, Ecuador, 2013.
- [7] Luis J. Mena et al., “Mobile Personal Health System for Ambulatory Blood Pressure Monitoring”, Tesis de licenciatura, Universidad Politécnica de Sinaloa, Mazatlán, México, 2013.
- [8] Mauricio German Vinueza Cahuasquia et al., “Diseño e Implementación de un Dispositivo de Monitorización de la Presión Arterial”, Tesis de licenciatura, Escuela Politécnica del Ejercito, Quito, Ecuador, 2013.
- [9] Luis J. Mena et al., “Mobile Personal Health System for Ambulatory Blood Pressure Monitoring”, Tesis de licenciatura, Universidad Politécnica de Sinaloa, Mazatlán, México, 2013
- [10] El electrocardiograma. Su interpretación práctica; Hamm, Willems; 2010; Medica Panamericana.
- [11] Electrografía clínica; C. Castellano, M.A. Pérez de Juan, F. Attie; 2004; Eselvier.
- [12] Dubin, D. Electrocardiografía Básica. 3a Edición. México: Editorial McGraw-Hill; 2007.
- [13] Armstrong ML. Los electrocardiogramas. Método sistemático para su lectura. Argentina: Editorial El Ateneo; 2001.
- [14] Global atlas on cardiovascular disease prevention and control. Geneva, World Health Organization, 2011.
- [15] Roger S. Pressman, “Ingeniería de Software un enfoque práctico”, Mc Graw Hill, España, 1998
- [16] Darío Javier Cañaverl Bastidas, Alfredo Fernando Itas Benavides, “Diseño y construcción de un dispositivo electrónico para la adquisición de señales bioeléctricas de electrocardiografía y presión arterial” Tesis de licenciatura, Universidad Politécnica Salesiana sede Quito, febrero, 2014

[17] Goldenberg I, Moss A. Zareba W. QT interval: How to measure it and what is "Normal". J Cardiovasc Electrophysiol 2006.

[18] Viskin S, Rosovski U, Sands AJ et al. Inaccurate electrocardiographic interpretation of long QT: The majority of physicians cannot recognize a long QT when they see one

[19] Robert F. Coughlin, Frederick F. Driscoll, "Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados lineales", Prentice-Hall Hispanoamerica.

[20] Catherine M. Ricardo, "Bases de datos", Mac Graw Hill

[21] Zigurd Mednieks, G. Blake Meike, Laird Dornin Zane Pan, "Enterprise Android. Programming Android Database Applications for the Enterprise"

[22] López, Iván; Castellano, Maria Jesús, Ospino, John; Bases De Datos - Desarrollo De Aplicaciones Multiplataforma Y Web, Alfaomega Grupo Editor

GLOSARIO

- **Arritmia Cardíaca:** Es la variación del ritmo regular de los latidos del corazón.
- **Diastólica:** Es la presión mínima de la sangre que se registra cuando el corazón se relaja después de la contracción, y devuelve la sangre a sus cavidades.
- **Sistólica:** Es la presión sanguínea máxima, representa la presión que sufren las arterias cuando el corazón se contrae y bombea la sangre con ellas.
- **Muestreo digital:** Parte del proceso de digitalización de las señales, consiste en tomar muestras de una señal analógica a una frecuencia o tasa de muestreo constante para ser cuantificadas posteriormente.
- **ECG:** abreviatura de electrocardiograma
- **Digitalización:** consiste en la conversión de una señal analógica a una digital, con el fin de facilitar su procesamiento.
- **Bluetooth:** Especificación industrial para redes WPAN que facilita la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos mediante un enlace de radiofrecuencia bajo el rango 2.4 GHz
- **Frecuencia:** magnitud que mide el número de repeticiones por unidad de tiempo de cualquier suceso periódico.
- **Señal digital:** es un tipo de señal que cada signo codifica el contenido de la misma puede ser analizado en términos que se representan en valores discretos.
- **Señal analógica:** Es una señal generada por algún tipo de fenómeno electromagnético, que se representa por una función matemática continua en la que varía la amplitud y periodo.
- **PCB (Printed Circuit Board):** Es el conjunto de pistas de material conductor laminadas sobre una base no conductora, se utiliza para conectar eléctricamente a través de las pistas conductoras.
- **Oscilación:** Es una variación en el tiempo de un medio, si el fenómeno se repite se habla de una oscilación periódica.
- **Hz (hertzio):** Es la unidad de frecuencia del sistema internacional de unidades, representa un ciclo por segundo, denominando a ciclo como la repetición de un suceso.

- Micro controlador: circuito integrado programable, capa de ejecutar las instrucciones alojadas en su memoria, un micro controlador incluye en su interior: unidad central de procesamiento, memoria y periféricos.
- Sensor: dispositivo capaz de detectar magnitudes químicas o físicas, para su transformación en variables eléctricas.
- Electrodo: Es un conductor eléctrico para hacer contacto con una parte no metálica de un circuito.
- Amplificador operacional: Dispositivo electrónico, que tiene dos entradas y una salida, la salida es la diferencia de las dos entradas multiplicadas por un factor ganancia, existen múltiples configuraciones, comparador, seguidor, no inversor, sumador inversor, restador inversor entre otros más.
- Convertidor analógico digital (ADC): Es un dispositivo electrónico capaz de convertir una señal analógica a una señal digital, esto lo logra a través de un cuantificador y codificándose en código binario.
- API (*Application Programming Interface*): es un conjunto de métodos que ofrece una biblioteca, estos métodos pueden ser utilizados por otro software como una capa de abstracción.
- COCOMO: modelo constructivo de Costos, es un modelo matemático de base empírica para la estimación de costos de software.