

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**PROYECTO DE GRADO PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO EN
INGENIERÍA**

**Monitorización de Signos Vitales Mediante una Red de Dispositivos
Móviles**

Daniel Alberto Cilio Atiaga

Katherine Valeria Herrera Silva

SANGOLQUÍ - ECUADOR

2013

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

CERTIFICADO

Dr. Vinicio Carrera

Ing. Flavio Pineda

CERTIFICAN

Que el trabajo titulado "Monitorización de Signos Vitales Mediante una Red de Dispositivos Móviles", realizado por el Sr. Daniel Alberto Cilio Atiaga y la Srta. Katherine Valeria Herrera Silva, ha sido guiado y revisado periódicamente y cumple normas estatutarias establecidas, en el Reglamento de Estudiantes de la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.

Debido a que se trata de un trabajo de investigación recomiendan su publicación.

Sangolquí, 16 de Septiembre del 2013.

Dr. Vinicio Carrera
DIRECTOR

Ing. Flavio Pineda
CODIRECTOR

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

DANIEL ALBERTO CILIO ATIAGA Y
KATHERINE VALERIA HERRERA SILVA

DECLARAMOS QUE:

El proyecto de grado denominado "Monitorización de Signos Vitales Mediante una Red de Dispositivos Móviles", ha sido desarrollado en base a una investigación exhaustiva, respetando derechos intelectuales de terceros, conforme las citas que constan al pie, de las páginas correspondientes, cuyas fuentes se incorporan en la bibliografía.

Consecuentemente este trabajo es de nuestra autoría.

En virtud de esta declaración, nos responsabilizamos del contenido, veracidad y alcance científico del proyecto de grado en mención.

Sangolquí, 16 de Septiembre del 2013.

Daniel Alberto Cilio Atiaga

Katherine Valeria Herrera Silva

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

AUTORIZACIÓN

DANIEL ALBERTO CILIO ATIAGA Y
KATHERINE VALERIA HERRERA SILVA

Autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE la publicación, en la biblioteca virtual de la Institución del trabajo "Monitorización de Signos Vitales Mediante una Red de Dispositivos Móviles", cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

Sangolquí, 16 de Septiembre del 2013.

Daniel Alberto Cilio Atiaga

Katherine Valeria Herrera Silva

RESUMEN

El proyecto presenta el diseño e implementación de una red de dispositivos móviles para la monitorización de signos vitales.

El estudio del arte del proyecto, la justificación que motiva la realización del mismo, así como la descripción de las actividades a realizar y los objetivos que se buscan son parte inicial de la investigación. Se complementa con un estudio de los signos vitales a ser medidos los cuales son ECG, SpO_2 y temperatura corporal, su forma de recepción de señales y funcionamiento. Se realiza el estudio de las tecnologías de redes de comunicación inalámbrica y finalmente una reseña del dispositivo móvil y su sistema operativo.

En el diseño del sistema, se analiza cada uno de los módulos del mismo y las características de los sensores, la plataforma electrónica, el dispositivo móvil y los circuitos necesarios para el acoplamiento de cada una de las señales de ECG, SpO_2 y temperatura corporal, que son muestreadas y procesadas adecuadamente mediante la plataforma electrónica para un correcto envío vía Bluetooth y posterior visualización en el dispositivo móvil.

El sistema se implementa, se especifican los elementos usados en cada módulo. Se detalla los sensores empleados para la medición de los signos vitales, los circuitos de amplificación y filtrado para las señales, así como la programación para la plataforma electrónica y el dispositivo móvil, que permite el muestreo de las señales, el envío vía Bluetooth de los datos y la visualización de los mismos.

Posteriormente se realiza el análisis de los resultados obtenidos en cada módulo del sistema. Se estudia los resultados del ECG con las pulsaciones del corazón, el SpO_2 y la temperatura corporal. Se obtiene un error porcentual en cada una de las mediciones para conocer la precisión del sistema implementado. Se realizaron pruebas para calcular el tiempo de estabilización de las señales, pruebas de ubicación de los electrodos y pruebas bajo ciertas circunstancias que pueden cambiar los parámetros normales de los signos vitales (e.g., ejercicio, estrés, enfermedad).

Finalmente con los resultados obtenidos se detallaron conclusiones y recomendaciones para posibles trabajos a futuro que puedan ayudar a optimizar el sistema.

DEDICATORIA

Dedico este trabajo principalmente a mis padres por la ayuda y el apoyo durante toda mi vida, por la preocupación para cumplir con mis objetivos. A mi familia que siempre estuvo presente para apoyarme y prestarme su aliento en momentos difíciles. A mis amigos que siempre estuvieron para entregarme un consejo y su apoyo incondicional.

Daniel Cilio A.

Dedico este proyecto a todas las personas que tanto en momentos de alegría como de dificultades estuvieron ahí para guiarme y enseñarme el camino correcto. Gracias a mi familia, amigos e ingenieros por que gracias a cada uno de ustedes puedo culminar una etapa más de mi vida profesional.

Katherine Herrera S.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a todas las personas que me prestaron ayuda durante los años de mi vida universitaria, gracias por darme su apoyo, gracias por darme su aliento en especial en momentos más difíciles.

A mis padres, por su apoyo en cada paso que dí, por su presencia cuando lo que necesitaba. Por todo su cariño y comprensión, que me ha permitido crecer como persona y mejorar cada día. Gracias por ese ejemplo que perdurará en mí el resto de mi vida y cuyas enseñanzas siempre estarán presentes.

A Katty, con quien pasé momentos irrepetibles y a pesar de los muchos problemas, cumplimos con el objetivo en común que nos animaba. Gracias por estar presente en esos momentos, estar a mi lado y apoyarme en todo momento.

A toda mi familia por estar pendiente a cada instante. En especial a Cynthi, con quien compartí mucho momentos en mi niñez, a mi padrino y madrina, Luisán y Olivita, por su ayuda constante y su respaldo para la solución de cualquier dificultad. A mis abuelitos que siempre estuvieron preocupados por mi bienestar.

A todos mis amigos con los que pasamos momentos inolvidables tanto en el colegio como la universidad. A mis compañeros de colegio, a mis amigos de la universidad con los que compartimos cerca de 5 años juntos, especialmente a mis compañeros de telecomunicaciones con los que pasé el último tiempo juntos y siempre ayudarnos y apoyarnos.

Reciban un especial agradecimiento a los maestros que me ayudaron a desarrollar habilidades para mi profesión, en especial al Ing. Vinicio Carrera que como tutor, ayudó en el desarrollo de esta investigación.

Finalmente a la Escuela Politécnica del Ejército, noble institución formadora de profesionales de calidad. Gracias a todos, gracias por su apoyo.

Daniel Cilio A.

Primero quisiera agradecer a mis papás y mi hermano, José Luis Herrera Rivera, Mercy Viviana Silva Torres y Jose Luis Herrera Silva; por que ustedes fueron testigos de todas las experiencias vividas durante esta etapa de mi vida, como las noches de desvelo junto a mis compañeros para sacar adelante esos proyectos; ustedes me ayudaron a superar las barreras que se presentaron simplemente con una palabra de aliento o un abrazo sincero en los momentos de dificultad; por todas estas cosas y muchas más, considero que mi familia se lleva parte de este logro.

Gracias Danny por ser mi compañero de tesis, por compartir esta experiencia conmigo, por ser parte de mi vida mucho tiempo y así sacar adelante este proyecto que ahora es motivo de inspiración para crecer como personas y profesionalmente.

Como olvidarme de mis amigos, gracias a todos ustedes por que con nuestras locuras y discusiones logramos llegar a la meta juntos, siempre dándonos ese empujoncito cuando las cosas no salían tan bien y celebrando cuando culminábamos un semestre más; por ese tiempo que dedicábamos para estudiar, farrear y hasta para jugar sanamente; gracias por cada momento que me permitieron compartir junto a ustedes, espero que la vida nos traiga cosas buenas de hoy en adelante.

A todos esos ingenieros que con su sabiduría hicieron posible que crezca mi conocimiento les agradezco inmensamente, cada uno con su personalidad y manera de impartir clases me ayudaron a construir un pilar fuerte que me ayudará para ser una buena profesional. Gracias a todos ustedes por su dedicación, empeño y fe puestos en cada uno de nosotros, les aseguro que por mi parte cada lección aprendida será bien aprovechada y aplicada.

En general quisiera agradecer a cada una de las personas que estuvieron presentes durante esta etapa tan importante de mi vida, gracias por su apoyo, cariño y comprensión.

Katherine Herrera S.

PRÓLOGO

El desarrollo e implementación de diferentes proyectos tecnológicos, apoyados en el conocimiento médico pueden contribuir a resolver la problemática del sector salud. Si bien en los últimos años se han realizados enormes esfuerzos para desarrollar tecnologías aplicables en ambientes clínicos, el desarrollo de tecnologías para atención médica domiciliar podría reducir la presión que agobia a los hospitales actualmente. En el presente proyecto se realiza la implementación de un sistema de monitoreo de signos vitales, el cual mide la frecuencia cardíaca, SpO_2 y temperatura corporal de una persona.

El monitoreo de signos vitales de forma remota permite extender las funciones y capacidades de clínicas y hospitales tradicionales al hogar de los pacientes promoviendo un mayor nivel de movilidad sin interferir en las actividades normales ni perjudicar la calidad de vida de los sujetos, respetando las condiciones inherentes a la vida y entregando instrumentos que mejoren las condiciones vitales, permitiendo diagnósticos en tiempo real lo que ayudará a salvar muchas vidas.

El propósito fundamental del presente proyecto es realizar la implementación de un sistema de monitoreo de signos vitales dirigido a toda la población susceptible de tratamiento médico. La información obtenida será enviada a un dispositivo móvil vía Bluetooth para su lectura y visualización. El presente proyecto está organizado en seis capítulos que se describen a continuación.

El Capítulo 1, detalla el estado del arte del proyecto, justificación, descripción de actividades y objetivos del trabajo.

El Capítulo 2, describe el marco teórico de signos vitales, su forma de medición y funcionamiento. Se realiza un estudio de las tecnologías de las redes de comunicación inalámbrica y la reseña del sistema operativo del dispositivo móvil.

El Capítulo 3, desarrolla el diseño del sistema, las características de los sensores, la plataforma electrónica y el dispositivo móvil. Se da una visión general del sistema que se va a implementar.

El Capítulo 4, realiza la implementación del sistema, se especifican los elementos usados en cada módulo y los circuitos para el correcto procesamiento de las señales de los signos vitales. Se tiene una visión detallada de cada módulo del sistema.

El Capítulo 5, analiza los resultados obtenidos en cada módulo del sistema del ECG con las pulsaciones del corazón, el SpO_2 y la temperatura corporal. Se obtiene un error porcentual de las mediciones obtenidas para validar los resultados.

El Capítulo 6, incluye las conclusiones y recomendaciones obtenidas durante la investigación.

Finalmente en la sección de Anexos, se presenta el código utilizado en la plataforma electrónica, el dispositivo móvil y el diseño de los circuitos.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE GENERAL	xi
ÍNDICE DE TABLAS	xiv
ÍNDICE DE FIGURAS	xv
GLOSARIO	xviii
1 INTRODUCCIÓN	1
2 MARCO TEÓRICO	6
2.1 Signos Vitales	6
2.1.1 Frecuencia Cardíaca	7
2.1.2 SpO2	15
2.1.3 Temperatura Corporal	19
2.2 Redes De Comunicación Inalámbrica	21
2.2.1 Redes de Área Personal	22
2.2.2 Bluetooth	22
2.3 Programación Para Dispositivos Móviles	25
2.3.1 Android	26
2.3.2 Amarino	28
3 DISEÑO DEL SISTEMA	34
3.1 Hardware	35
3.1.1 Sensores	35
3.1.2 Plataforma Electrónica	39
3.1.3 Dispositivo Móvil	42

3.2	Software	45
3.2.1	Software flexible	45
3.2.2	Software para Dispositivos Móviles	47
4	IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA	52
4.1	Módulo Sensores	53
4.1.1	ECG	53
4.1.2	SpO_2	54
4.1.3	Temperatura Corporal	58
4.2	Plataforma De Electrónica Abierta	59
4.3	Placa General Del Prototipo	62
4.4	Programación Software Libre	65
4.4.1	ECG	65
4.4.2	SpO_2	65
4.4.3	Temperatura	66
4.5	Dispositivo Móvil	66
4.5.1	Programación en Java	67
5	ANÁLISIS DE RESULTADOS	70
5.1	ECG	71
5.1.1	Cálculo del Retardo	71
5.1.2	Tiempo de Estabilización	75
5.1.3	Medición	75
5.1.4	Localización de los Electrodoes	79
5.1.5	Señal ECG	81
5.2	Temperatura	82
5.2.1	Tiempo de Estabilización	82
5.2.2	Medición	83
5.3	SpO_2	86
5.3.1	Tiempo de Estabilización	87
5.3.2	Medición	88
6	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	89
6.1	Conclusiones	89
6.2	Recomendaciones	90

6.3 Trabajos Futuros	91
BIBLIOGRAFÍA	92

ÍNDICE DE TABLAS

2.1	Valores de frecuencia cardíaca según edad y sexo	8
2.2	Localización de los electrodos con derivación precordial	12
2.3	Eventos de la aplicación Amarino	32
3.1	Tabla de comparación de plataformas electrónicas	41
4.1	Características del sensor de SpO_2	55
4.2	Características del sensor de temperatura	58
4.3	Características de la tarjeta Arduino Nano	61
4.4	Características del dispositivo móvil	67
5.1	Datos de los pacientes	70
5.2	Número de muestras por segundo de la señal ECG	72
5.3	Tiempo de estabilización de la señal ECG	75
5.4	Tabla de error de las pulsaciones en reposo	76
5.5	Tabla de error de pulsaciones en actividad	76
5.6	Tiempo de estabilización de la señal de Temperatura	83
5.7	Tabla de medición de la temperatura corporal	84
5.8	Tabla de cálculo del factor de corrección	85
5.9	Tabla del error de la temperatura con factor de corrección	86
5.10	Tiempo de estabilización de la señal SpO_2	87
5.11	Tabla de medición SpO_2	88

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1	Derivaciones bipolares	11
2.2	Derivaciones unipolares o aumentadas	11
2.3	Derivaciones a nivel precordial	13
2.4	Dibujo de un ECG con etiquetas de ondas e intervalos.	13
2.5	Transmisión de la luz a través de un dedo cuando la atenuación es debida a la sangre arterial (A), sangre venosa (V) y tejidos (T)	16
2.6	Sensor para oximetría	16
2.7	Absorción de luz	17
2.8	Razón normalizada vs SpO_2	19
2.9	Comunicación de la aplicación Amarino	29
2.10	Pantallas de la interfaz Amarino	30
2.11	Monitoreo de la aplicación Amarino	32
3.1	Esquema general del sistema	34
3.2	Posición de los electrodos para la medición del ECG	35
3.3	Esquema general del módulo ECG	36
3.4	Esquema general del módulo de temperatura	37
3.5	Esquema general del módulo de SpO_2	38
3.6	Esquema general del módulo de sensores	39
3.7	Esquema general de la plataforma electrónica	42
3.8	Esquema general del dispositivo móvil	45
3.9	Flujograma de la programación de la plataforma electrónica	46
3.10	Flujograma de la programación del dispositivo móvil	49
4.1	Esquema general del sistema	52
4.2	Pre-amplificador diferencial con retroalimentación de la pierna derecha	53

4.3	Sistema de filtros de la señal ECG	53
4.4	Post-amplificador de la señal ECG	54
4.5	Sistema completo de acoplamiento de la señal ECG	54
4.6	Sensor reusable nellcor con tecnología OxiMax	54
4.7	Pines del conector DB9	55
4.8	Señales de control PWM	56
4.9	Circuito generador de las señales PWM	56
4.10	Amplificador de transimpedancia	57
4.11	Filtrado y amplificación	57
4.12	Conexión del sensor de temperatura	59
4.13	Placa Arduino Nano	60
4.14	Esquema general de la placa	62
4.15	Diseño de la placa del sistema en ISIS	63
4.16	Diseño de la placa del sistema en ARES	64
4.17	Placa general del prototipo	64
4.18	Dispositivo móvil	66
4.19	Sistema de medición general	68
4.20	Visualización final de la aplicación	69
5.1	Señal ECG con un retardo de 4mseg	72
5.2	Señal ECG con un retardo de 7mseg	73
5.3	Señal ECG con un retardo de 12mseg	73
5.4	Señal ECG con un retardo de 18mseg	74
5.5	Señal ECG con un retardo de 25mseg	74
5.6	Señal ECG con un retardo de 35mseg	74
5.7	Visualización ECG	75
5.8	Electrocardiógrafo Danatech Vista 310	77
5.9	Derivación II obtenida con el equipo médico	77
5.10	Datos obtenidos mediante el equipo médico	78
5.11	Resueltados obtenidos mediante el sistema implementado	78
5.12	Colocación de los electrodos en la posición 1	79
5.13	Señal ECG en la posición 1	79
5.14	Colocación de los electrodos en la posición 2	80
5.15	Señal ECG en la posición 2	80

5.16	Colocación de los electrodos en la posición 3	80
5.17	Señal ECG en la posición 3	81
5.18	Señal ECG en reposo	81
5.19	Señal ECG en movimiento	82
5.20	Sesnor de temperatura	82
5.21	Temperatura medida con el sistema vs temperatura medida con el termómetro	84
5.22	Temperatura del sistema con factor de corrección vs temperatura termómetro	85
5.23	Señal ECG vs señal SpO_2	87

GLOSARIO

A

API *Application Programming Interface*, es el conjunto de funciones y procedimientos que ofrece cierta biblioteca para ser utilizado por otro software como una capa de abstracción, pág. 28.

APK Paquete para el sistema operativo Android, variante del formato JAR de Java y se usa para distribuir e instalar componentes empaquetados para la plataforma Android para smartphones y tablets, pág. 28.

E

ECG El electrocardiograma es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, pág. 4.

F

FC Frecuencia cardíaca, pág. 8.

FCR Frecuencia cardíaca en reposo, pág. 8.

H

Hb Se denomina hemoglobina a la proteína presente en el torrente sanguíneo que permite que el oxígeno sea llevado desde los órganos del sistema respiratorio hasta todas las regiones y tejidos, pág. 15.

HTML *HyperText Markup Language*, hace referencia al lenguaje de marcado predominante para la elaboración de páginas web que se utiliza para describir y traducir

la estructura y la información en forma de texto, pág. 25.

I

IDE *Integrated development environment*, es un programa informático compuesto por un conjunto de herramientas de programación, pág. 25.

iOS Sistema operativo móvil de la empresa Apple Inc., pág. 25.

ISM *Industrial, Scientific and Medical*, son bandas reservadas internacionalmente para uso no comercial de radiofrecuencia electromagnética en áreas industrial, científica y médica, pág. 23.

J

J2ME *Java Platform, Micro Edition*, o Java ME, es una plataforma diseñada para sistemas embebidos.

K

KDE Es una comunidad internacional de software libre que produce aplicaciones multiplataforma diseñadas para correr en GNU/Linux, FreeBSD, Solaris, Microsoft Windows y OS X systems, pág. 25.

L

Lpm Latidos por minuto, pág. 7.

M

mm/Hg Milímetros de mercurio es una unidad de presión, y se define como la presión ejercida en la base de una columna de un milímetro de mercurio, pág. 7.

P

PAN *Personal area networks*, pág. 5.

PDA *Personal digital assistant*, pág. 23.

R

RAM *Random-access memory*, memoria de almacenamiento de la computadora, pág. 27.

RIM *Research In Motion Limited*, es una compañía Canadiense de telecomunicaciones y equipos wireless, diseñadora del sistema BlackBerry, pág. 25.

T

TIC Tecnologías de la información y comunicación, pág. 21.

W

W7P Windows 7 Phone, sistema operativo para dispositivos móviles, pág. 25.

WebOS Sistema operativo móvil basado en Linux Kernel, pág. 25.

WPAN *Wireless personal area networks*, pág. 22.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

El número de personas mayores de 65 años, al menos se duplicaría entre 1997 (357 millones) y 2025 (761 millones). Igualmente, el promedio de vida de las personas con enfermedades crónicas como problemas del corazón, cáncer y Alzheimer está aumentando. Esta situación contribuye a generar una elevada demanda por sistemas de asistencia médica, no solamente en términos de cuidados hospitalarios, sino de monitoreo y cuidados rutinarios a gran escala [Pamela Morales, 2012].

El desarrollo e implementación de diferentes proyectos tecnológicos, apoyados en el conocimiento médico pueden contribuir a resolver la problemática del sector salud. Centralización de datos, digitalización de resultados y monitoreo remoto son algunas de las áreas donde estos desarrollos pueden ser de vital importancia para generar soluciones y transformar la forma como se manejan los procesos de atención en clínicas y hospitales, mejorando así la calidad de servicio, optimizando recursos y reduciendo costos.

Si bien en los últimos años se han realizados enormes esfuerzos para desarrollar tecnologías aplicables en ambientes clínicos, el desarrollo de tecnologías para atención médica domiciliar podría reducir la presión que agobia a los hospitales actualmente. Además, la atención médica domiciliar generaría una serie de ventajas potenciales en términos económicos, de calidad de vida, así como una efectiva prevención, detección y monitoreo de enfermedades crónicas [Al Ameen and Kwak, 2011]. Es por ello que los dispositivos médicos y las tecnologías de la información y comunicación han empezado a convergir para revolucionar la atención médica domiciliar, permitiendo que los pacientes desempeñen un rol importante al supervisar y cuidar de su propia salud [Alemdar and Ersoy, 2010].

Con la tecnología de comunicación móvil, puede mejorar el diálogo continuo y crítico con el personal médico. Los registros son precisos, los diagnósticos y tratamientos se agilizan. Con movilidad, muchas tareas se pueden realizar de inmediato. Esto permite al personal médico brindar al paciente cuidados con calidad, y mejora significativamente la productividad, eliminando el tiempo que el paciente pierde desplazándose constantemente desde su hogar hasta una estación médica para realizar el control de sus signos vitales.

Propuestas importantes han sugerido el uso de las redes inalámbricas de sensores o WSNs (*Wireless Sensor Networks*) para la implementación de soluciones de salud a domicilio [Hanson et al., 2009, Ullah et al., 2010]. Estas WSNs pueden acoplarse fácilmente a un sin número de tecnologías de comunicación inalámbrica como Bluetooth, WiFi, WiMax, GPRS, HSPA, LTE, resultando en sistemas extremadamente flexibles y con un mínimo impacto en las condiciones de vida y ambiente circundante de los pacientes. Sin embargo, aún existen muchos problemas por resolver antes de contar con sistemas de atención médica domiciliar completamente funcionales, confiables, seguros y eficientes.

El monitoreo de signos vitales de forma remota permite extender las funcionalidades y capacidades de clínicas y hospitales tradicionales al hogar de los pacientes, promoviendo un mayor nivel de movilidad sin interferir en las actividades normales ni perjudicar la calidad de vida de los sujetos, permitiendo diagnósticos en tiempo real, lo cual permitirá salvar muchas vidas. El presente trabajo describe la implementación de un sistema para monitoreo de signos vitales usando la tecnología de redes inalámbricas de sensores.

El monitoreo de signos vitales se puede realizar aplicando procesamiento de señales biomédicas de una zona específica del cuerpo humano para la detección de anomalías. Dentro de las señales biomédicas más importantes se destacan las señales bio-eléctricas y las señales bio-ópticas, las mismas que permiten hacer mediciones del electrocardiograma (ECG) y oxígeno en la sangre (SpO_2) respectivamente.

El electrocardiograma es el registro gráfico, en función del tiempo, de las variaciones de potencial eléctrico generadas por el conjunto de células cardíacas y recogidas en la superficie corporal. Las variaciones de potencial eléctrico durante el ciclo cardíaco produce las ondas características del ECG.

La oximetría de pulso es la medición de la saturación de oxígeno, o la cantidad relativa de oxígeno transportado por la hemoglobina en la sangre. Oximetría de pulso es un método para estimar la oximetría arterial (SaO_2) de forma no invasiva, usando dos emisores de luz y un receptor colocados a través de un lecho capilar pulsátil. Se basa en la detección de una señal de tiempo-variante fotopleletismográfica, causado por cambios en el volumen de sangre arterial en cada contracción cardíaca.

Otro factor importante en el control y monitoreo de los signos vitales es la temperatura corporal. La temperatura corporal es la medida del grado de calor de un organismo, y desempeña un papel importante para determinar las condiciones de supervivencia de los seres vivos. El mantenimiento de la temperatura corporal es posible por la capacidad que tiene el cuerpo para poner en marcha una serie de mecanismos que favorecen el equilibrio entre la producción y la pérdida de calor. El control y mantenimiento de la temperatura corporal se realiza mediante una serie de mecanismos relacionados entre sí y controlados por el sistema nervioso central, que consiguen mantenerla estable por medio de un equilibrio de ganancia y pérdida de calor.

En el cuidado de la salud los dispositivos inalámbricos hacen posible que el monitoreo a pacientes se vuelva menos invasivo. Muchas investigaciones sobre aplicaciones para asistencia médica usando sensores inalámbricos están en desarrollo alrededor del planeta. La mayoría de estos proyectos están aún en la etapa de prototipos.

Tomando en cuenta las consideraciones antes mencionadas como los sensores portátiles e inalámbricos y su aplicación en la medicina, se pretende realizar un proyecto para el diseño e implementación del sistema de monitoreo de signos vitales con características de software y hardware flexibles que permitan la fácil lectura de las señales biomédicas más importantes, cuyo software a ser utilizado debe ser capaz de ejecutarse en diferentes plataformas y el código fuente del software podrá reutilizarse al momento de pasar de una plataforma a otra, convirtiéndose en una ventaja al momento de fabricar los dispositivos, ya que permite su ejecución en diferentes sistemas.

Se buscará que el tamaño físico del dispositivo sea lo más compacto posible para de esta manera obtener un dispositivo útil que mejore la movilidad de pacientes que requieren hacer el monitoreo de sus signos vitales en diferentes escenarios donde dispositivos más grandes no

suelen ser fáciles de trasladar. Varios proyectos se han enfocado inclusive en dispositivos de salud 'vestibiles' [Alemdar and Ersoy, 2010], [Ullah et al., 2010]. Es así que entre los proyectos y aplicaciones reales más destacados tenemos a HealthGear [Oliver and Flores, 2007], MobiHealth [Jones et al., 2006], Ubimon [Ng et al., 2004], eWatch [Maurer et al., 2006] y Vital Jacket [Cunha et al., 2010]. *HealthGear* es un producto de Microsoft Research que sirve para supervisar y analizar señales fisiológicas. *MobiHealth* es un proyecto de la Comisión Europea basado en redes UMTS para supervisión médica. *Ubimon* se orienta al monitoreo de problemas del corazón. Por otro lado, *eWatch* y *Vital Jacket* se enfocan en el desarrollo de sensores portátiles.

La investigación considera varias actividades, la primera fase para desarrollar el sistema de monitoreo es determinar la forma correcta de medición, los sensores adecuados, el pre-procesamiento de las señales en caso de ser necesario, los algoritmos de procesamiento y los problemas que puedan existir en la implementación de los mismos.

Para realizar un ECG se necesita determinar el número de derivaciones (sensores) necesarias para poder obtener un diagnóstico médico aceptable, sin saturar la plataforma a utilizarse. Las señales bioeléctricas adquiridas deberán pasar por un pre-amplificador diferencial, una etapa de filtrado y finalmente un post-amplificador. La señal deberá pasar por un sistema de conversión análogo/digital para ser enviados al dispositivo móvil.

Para la monitorización del SpO_2 se utilizará sensores de pulsoximetría que permitan la manipulación de la señales obtenidas por el receptor fotodetector de los LED's, que poseen diferentes longitudes de onda. En caso de ser necesario, se realizará una etapa de amplificación y filtrado que permita una correcta conversión análogo/digital para ser enviados al dispositivo móvil.

Para la medición de temperatura corporal se analizarán diferentes tipos de sensores, determinando el más óptimo. Se analizará el comportamiento de los sensores relacionando sus curvas características con los rangos de temperatura del cuerpo humano, para su posterior digitalización e interpretación en la plataforma. Una vez que la plataforma sea capaz de interpretar cada una de las señales biomédicas, es necesario contar con un módulo Bluetooth dentro de la plataforma para la transmisión de datos hacia el dispositivo móvil. Para cumplir con este fin se analizará el Estándar 802.15.1, de esta manera poder implementar una red

de área personal (PAN).

En el dispositivo móvil se ejecutará un software de aplicación encargado del procesamiento de las señales. Su concepción tiene en cuenta la necesidad de ofrecer al usuario una interfaz amigable y atractiva, caracterizada por su flexibilidad en la configuración. El software podrá contar con herramientas para hacer mediciones, ampliar, disminuir, y guardar segmentos de la señal ECG. Además se analizará la posibilidad de incluir una base de datos relacional que facilite la realización de estudios comparativos. La función básica del software es la supervisión en tiempo real del ECG de los pacientes. El software identifica los complejos QRS atendiendo a su morfología, mide la desviación del segmento ST, calcula la frecuencia cardíaca, emitiendo las alarmas visuales y/o audibles cuando los valores alcanzados constituyen una condición de riesgo para el paciente. Finalmente estos resultados podrán ser enviados a un servidor Web via Internet facilitando un diagnóstico médico profesional.

La implementación de los dispositivos mencionados en este capítulo se orientan a la consecución de los signos vitales de ECG, SpO_2 y temperatura corporal para ser transportados mediante un módulo Bluetooth. Estos datos deben ser filtrados correctamente ofreciendo calidad en su recepción, que se debe a los equipos utilizados, su constante mejoramiento y a las condiciones médicas de los pacientes. Por ello posteriormente se desarrolla, que son los signos vitales y que señales necesitan los profesionales de la salud para ofrecer un diagnóstico acertado.

CAPÍTULO 2

MARCO TEÓRICO

2.1 Signos Vitales

Los signos vitales son señales o reacciones que se perciben y miden rutinariamente por profesionales de salud para evaluar las funciones básicas del organismo, cuando observamos, sentimos o percibimos alguno de los signos vitales en una persona o ser vivo, damos por entendido que está con vida.

Los signos vitales constituyen una herramienta valiosa como indicadores del estado funcional del paciente, la interpretación adecuada y oportuna de estos parámetros ayuda a los profesionales de la salud a decidir posibles tratamientos de acuerdo a un diagnóstico. La determinación de los signos vitales tiene particular importancia en los servicios de urgencia, donde llegan pacientes con gran variedad de cuadros clínicos, algunos en estado crítico.

Los signos vitales normales cambian con la edad, el sexo, el peso, la tolerancia al ejercicio y la enfermedad [Plus, 1997]. Hay cuatro signos vitales que están estandarizados en la mayoría de establecimientos médicos:

- Temperatura corporal.
- Pulso (frecuencia cardíaca).
- Presión arterial.
- Frecuencia respiratoria.

Los rangos normales de los signos vitales para un adulto sano promedio mientras está en reposo son:

- **Temperatura:** 36.5°C - 37.2°C (97.8°F - 99.1°F) / promedio de 37°C (98.6°F).
- **Pulso:** 60 a 100 latidos por minuto (Lpm).
- **Presión arterial:** 90/60 mm/Hg hasta 120/80 mm/Hg.
- **Respiración:** 12 a 18 respiraciones por minuto.

2.1.1 Frecuencia Cardíaca

La frecuencia cardíaca es el número de veces que se contrae el corazón durante un minuto (latidos por minuto). Para el correcto funcionamiento del organismo es necesario que el corazón actúe bombeando la sangre hacia todos los órganos, pero además lo debe hacer a una determinada presión (presión arterial) y a una determinada frecuencia. Dada la importancia de este proceso, es normal que el corazón necesite en cada latido un alto consumo de energía.

Las pulsaciones de una persona en un momento dado dependen de un conjunto de variables. En un grupo pondremos las que no dependen directamente del sujeto, en casi todos los casos son temporales y condicionales, como la temperatura ambiental, la altura o la calidad del aire, la hora del día o la edad del individuo. En otro grupo las que son intrínsecas del sujeto impuestas por la genética como la altura, el género y hasta la propia genética. Otro grupo que son condicionales y temporales pero de carácter psicológico como el miedo, el amor, el estrés o el sueño. Y en el último grupo están las variables que son propiamente modificables por la persona, como son la actividad física que realiza, el tipo de actividad física, el tiempo que lleva realizando la actividad y la intensidad de esta.

Por regla general, la frecuencia normal en reposo oscila entre 50 y 100 latidos por minuto. Sin embargo hay que detallar algunos aspectos que alteran su estado:

- Cuando nacemos tenemos una frecuencia cardíaca elevada porque la actividad del organismo es muy intensa. A partir del primer mes de vida, va disminuyendo hasta llegar a la edad adulta, manteniéndose estable después de los 20 años.

- Varía a lo largo del día y la noche y en respuesta a diversos estímulos, por lo que su medición tiene gran variabilidad.
- La frecuencia cardíaca se incrementa con la intensidad del ejercicio. A partir del 75%-92% de intensidad de trabajo, los incrementos de la FC son menores, es decir, aparece una disminución en la respuesta cardíaca.
- Al realizar ejercicio físico el corazón produce una respuesta normal que es la taquicardia (la frecuencia cardíaca en reposo está por encima de 100 lpm). También puede producirse bradicardia (la frecuencia cardíaca está por debajo de 50 lpm).
- La respuesta del individuo deportista y la respuesta del individuo sedentario son diferentes. El deportista, con la misma intensidad de trabajo, posee una frecuencia menor.

2.1.1.1 Frecuencia en reposo (FCR)

Es la frecuencia cardíaca que poseemos en el momento de menos actividad física, es decir, en reposo.

Algunos valores según edad y sexo se muestran en la tabla 2.1

Tabla 2.1: Valores de frecuencia cardíaca según edad y sexo

Hombres	Mala	Normal	Buena	Muy Buena
20-29	86 o más	70-84	62-68	60 o menos
30-39	86 o más	72-84	64-70	62 o menos
40-49	90 o más	74-88	66-72	64 o menos
50-59	90 o más	74-88	68-74	66 o menos
60 o más	94 o más	76-90	70-76	68 o menos
Mujeres	Mala	Normal	Buena	Muy Buena
20-29	96 o más	78-94	72-78	70 o menos
30-39	98 o más	80-86	72-78	70 o menos
40-49	100 o más	80-98	74-78	72 o menos
50-59	104 o más	84-102	76-82	74 o menos
60 o más	108 o más	88-106	78-88	78 o menos

Por lo tanto, para calcular el FCR, podemos tomar el pulso por la mañana cada día durante una semana y hacer la media.

$$FCR = \frac{FCR_1 + FCR_2 + \dots + FCR_7}{7}$$

2.1.1.2 Cálculo directo de la frecuencia cardíaca máxima

Realiza un buen calentamiento, unos minutos de estiramientos y luego una carrera a tu máxima velocidad de unos dos minutos y medio a tres minutos. Tomate las pulsaciones durante seis segundos al finalizar la prueba, espera unos cinco segundos y vuelve a tomar las pulsaciones.

Esta es la forma más directa y sencilla de conocer las pulsaciones máximas. Pero no es para nada recomendable para personas con poca o escasa forma física. Si este es tu caso prueba en hacer una pequeña carrera de treinta o cuarenta segundos.

2.1.1.3 Electrocardiograma

El electrocardiograma es el registro gráfico, en función del tiempo, de las variaciones de potencial eléctrico generadas por el conjunto de células cardíacas y recogidas en la superficie corporal. La formación del impulso y su conducción generan corrientes eléctricas débiles que se diseminan por todo el cuerpo. Las variaciones de potencial eléctrico durante el ciclo cardíaco producen las ondas características del ECG haciendo posible el trazado característico. Estas variaciones son detectadas por electrodos ubicados en la piel. Mediante el electrocardiógrafo son amplificadas, filtradas y registradas en papel, en forma de ondas y deflexiones que representan la magnitud y dirección de la actividad eléctrica cardíaca [León, 2008].

Derivaciones

En electrocardiografía, la palabra "derivaciones" se refiere a la medida del voltaje entre dos electrodos. Los electrodos se colocan sobre el cuerpo del paciente, sujetándolos con cintas de velcro, por ejemplo, y conectados al aparato mediante cables. Las derivaciones de un ECG utilizan diferentes combinaciones de electrodos para medir distintas señales procedentes del corazón: en forma figurada, cada derivación es como una "fotografía" de la actividad eléctrica del corazón, tomada desde un ángulo diferente.

Colocación de los electrodos

Para realizar un ECG estándar existen 12 derivaciones:

- 6 derivaciones de miembros.
 - 3 derivaciones bipolares de extremidades (I, II, III)
 - 3 derivaciones unipolares (aVR, aVL y aVF)
- 6 derivaciones precordiales

1. Derivaciones de miembros

(a) Derivaciones Bipolares Estándar.

Estas derivaciones (DI, DII, DIII) son las que originalmente eligió Einthoven para registrar los potenciales eléctricos en el plano frontal. Los electrodos son aplicados en los brazos derecho e izquierdo y en la pierna izquierda. Se coloca un electrodo en la pierna derecha que sirve como polo a tierra [Cozal, 2013].

Las derivaciones bipolares, registran las diferencias de potencial eléctrico entre los dos electrodos seleccionados:

- DI: Brazo izquierdo (+) y Brazo derecho (-).
- DII: Pierna izquierda (+) y Brazo derecho (-).
- DIII: Pierna izquierda (+) y Brazo izquierdo (-).

El potencial eléctrico registrado en una extremidad (a más de doce centímetros del corazón), es el mismo sin importar el sitio en donde se coloque el electrodo sobre ella. Generalmente se colocan los electrodos en las muñecas o en los tobillos, como se ve en la figura 2.1 pero si una extremidad ha sido amputada se puede colocar en su porción más distal (Ley del infinito eléctrico)¹.

¹Ley del infinito eléctrico dice que a más de 12cm distal al corazón se puede obtener la misma medida del potencial ejercido por este, es lo mismo colocar los electrodos en el tronco del paciente o en las extremidades del mismo.

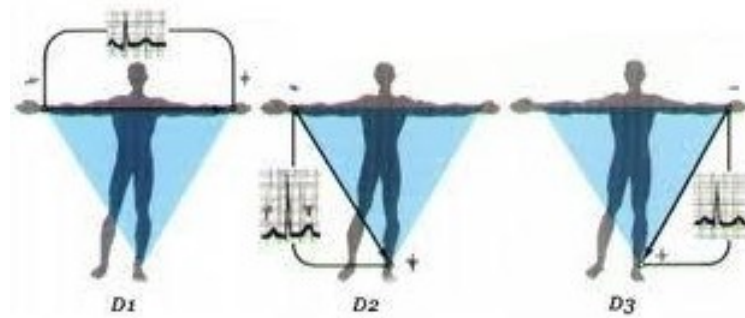


Figura 2.1: Derivaciones bipolares

(b) Derivaciones unipolares o aumentadas.

En estas derivaciones no se coloca el positivo en un miembro y el negativo en otro como en el caso anterior, sino que se coloca el electrodo positivo en uno de los miembros y se compara contra la sumatoria de los otros miembros conectados al polo negativo.

Para registrar estas derivaciones, los electrodos se colocan de la siguiente forma:

- aVR: Brazo derecho (+) y Brazo izquierdo + Pierna Izquierda (-).
- aVL: Brazo izquierdo (+) y Brazo derecho + Pierna Izquierda (-).
- aVF: Pierna izquierda (+) y Brazo derecho + Brazo izquierdo (-).

La letra 'a' indica que la amplitud ha sido aumentada 50% para facilitar su lectura. La ubicación de los sensores para cada derivación se representa en la figura 2.2.

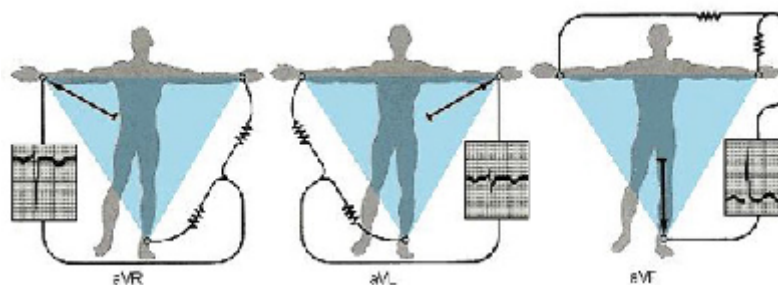


Figura 2.2: Derivaciones unipolares o aumentadas

2. Derivaciones precordiales

A diferencia de las derivaciones bipolares y unipolares el objetivo de las derivaciones precordiales es obtener una descripción eléctrica del corazón en el plano transversal. Las derivaciones precordiales se registran en el tórax, los electrodos móviles, de medida o exploradores se colocan en seis posiciones en el pecho denominados V1 V6 como se muestra en la tabla 2.2, y 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.

Tabla 2.2: Localización de los electrodos con derivación precordial

Nombre del electrodo	Localización del electrodo
V1	En el cuarto espacio intercostal (entre las costillas 4 y 5) a la derecha del esternón
V2	En el cuarto espacio intercostal (entre las costillas 4 y 5) a la izquierda del esternón
V3	Entre V2 y V4
V4	En el quinto espacio intercostal (entre las costillas 5 y 6) (en la línea medio-clavicular la línea imaginaria que baja desde el punto medio de la clavícula)
V5	En la misma línea horizontal que V4, pero verticalmente en la línea axilar anterior (línea imaginaria que baja desde el punto medio entre el centro de la clavícula y su extremo lateral, que es el extremo más próximo al brazo)
V6	En la misma línea horizontal que V4 y V5, medioaxilar (pero verticalmente en la línea imaginaria que baja medioaxilar (desde el centro de la axila del paciente)

La localización precordial de los electrodos se puede observar en la figura 2.3:

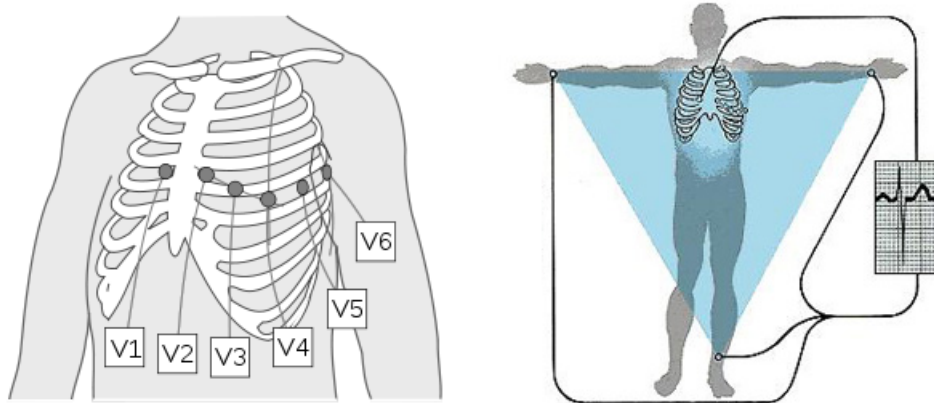


Figura 2.3: Derivaciones a nivel precordial

Señal ECG

El trazado típico de un electrocardiograma registrando un latido cardíaco normal consiste en una onda P, un complejo QRS y una onda T como se puede apreciar en la figura 2.4. La sístole mecánica o contracción ventricular comienza justo después del inicio del complejo QRS y culmina justo antes de terminar la onda T. La diástole, que es la relajación y relleno ventricular, comienza después que culmina la sístole correspondiendo con la contracción de las aurículas, justo después de iniciarse la onda P.

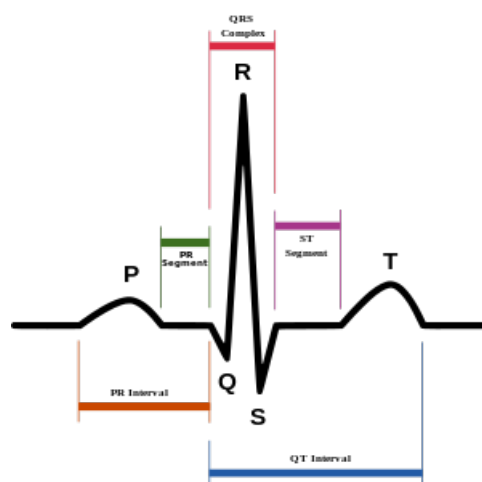


Figura 2.4: Dibujo de un ECG con etiquetas de ondas e intervalos.

Onda P

La onda P es la señal eléctrica que corresponde a la despolarización auricular. Resulta de la superposición de la despolarización de la aurícula derecha (parte inicial de la onda P) y de la izquierda (final de la onda P). La repolarización de la onda P (llamada Onda T auricular) queda eclipsada por la despolarización ventricular (complejo QRS).

Complejo QRS

El complejo QRS corresponde a la corriente eléctrica que causa la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo (despolarización ventricular), la cual es mucho más potente que la de las aurículas y compete a más masa muscular, produciendo de este modo una mayor deflexión en el electrocardiograma.

Onda Q.- Es la primera onda del complejo y tiene valores negativos (desciende en la gráfica del ECG).

Onda R.- Le sigue a la onda Q, es positiva y en la imagen clásica del ECG, es la de mayor tamaño.

Onda S.- Es cualquier onda negativa que le sigue a la onda R.

Onda T

La onda T representa la repolarización de los ventrículos. En la mayoría de las derivaciones, la onda T es positiva. Las ondas T negativas pueden ser síntomas de enfermedad, aunque una onda T invertida es normal en aVR y a veces en V1 (V2-3 en personas de etnia negra).

El ECG tiene una amplia gama de usos:

- Determinar si el corazón funciona normalmente o sufre de anomalías (latidos extra o saltos, arritmia cardíaca).
- Indicar bloqueos coronarios arteriales (durante o después de un ataque cardíaco).
- Se puede utilizar para detectar alteraciones electrolíticas de potasio, sodio, calcio,

magnesio u otros.

- Permitir la detección de anomalías conductivas (bloqueo aurículo-ventricular, bloqueo de rama).
- Mostrar la condición física de un paciente durante una prueba de esfuerzo.
- Suministrar información sobre las condiciones físicas del corazón (e.g., hipertrofia ventricular izquierda).

2.1.2 SpO₂

La pulsioximetría, SpO_2 , es un procedimiento no invasivo para medir de forma continua la saturación arterial de oxígeno (SaO_2) en el lugar donde está colocado un sensor, habitualmente el dedo de una mano, aunque a veces se utilicen otras localizaciones como el lóbulo de la oreja o el dedo de un pie.

La SaO_2 es la fracción porcentual de todas las moléculas de hemoglobina (Hb) que transportan oxígeno en la sangre arterial. En condiciones normales fisiológicas, respirando aire, la saturación de O_2 en la sangre arterial es del 95-100% y es proporcional a la PaO_2 , que corresponde a la presión parcial de O_2 disuelto en el plasma, que en este caso es superior a 95 mmHg.

La oximetría de pulso se fundamenta en la espectrofotometría y la pletismografía. La espectrofotometría, permite calcular la concentración de una sustancia en solución, a partir de su absorción óptica, a una longitud de onda determinada; y la pletismografía, permite medir los cambios en el flujo sanguíneo o el volumen de aire en diferentes partes del cuerpo [Noguerol Casado MJ, 2013].

La sustancia que se está analizando se ilumina y se mide la absorción de luz de longitudes de onda específicas, al pasar por un lecho vascular arterial pulsátil y a partir de esa medida se calcula la concentración de oxígeno. Dicha técnica analítica también establece que para analizar dos sustancias en solución se necesitan, como mínimo, dos longitudes de onda.

En el caso de la sangre, hay dos sustancias relevantes a la oxigenación que son: la hemoglobina reducida (Hb) y la oxihemoglobina (HbO_2). Como son dos, los oxímetros

requieren de mínimo dos longitudes de onda: típicamente una roja e infrarroja. Esto conlleva a que la luz tiene que atravesar a parte de la sangre oxigenada (arterial) y la reducida (venosa), otros tejidos, como huesos, uñas y la piel como se puede observar en la figura 2.5.

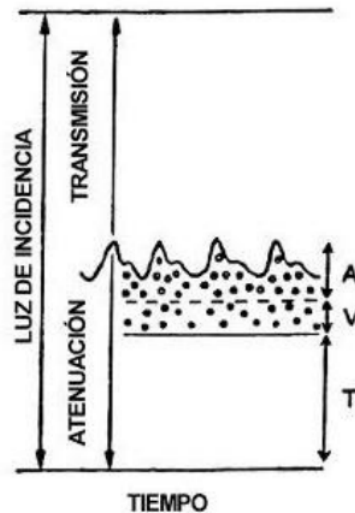


Figura 2.5: Transmisión de la luz a través de un dedo cuando la atenuación es debida a la sangre arterial (A), sangre venosa (V) y tejidos (T)

La forma de medir la SaO_2 mediante la pulsioximetría está basada en los principios que rigen la absorción de la luz por la sangre arterial de un vaso pulsátil, de manera que cuando la Hb no está oxigenada, esta absorbe más luz roja (600 a 750 nm), y cuando lo está, la absorberá en la región infrarroja (850 a 1000nm).

La medida de la SpO_2 se lleva a cabo ópticamente mediante un haz de luz que es enviado desde una fuente de luz infrarroja, y es recogida por un detector fotosensible, colocado habitualmente en el dedo de la mano como se observa en la figura 2.6.

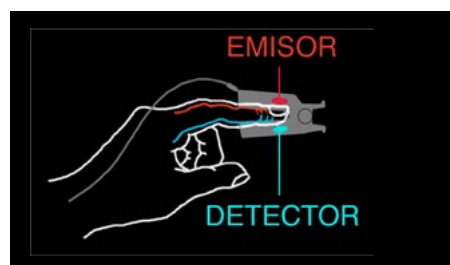


Figura 2.6: Sensor para oximetría

Sin embargo, existían dos problemas técnicos que impedían una correcta estimación de la saturación arterial de la Hb cuando se medía a través de tejidos vivos:

1. Existen otras partes de los tejidos que también absorben la luz además de la Hb.
2. Los tejidos vivos no contienen sólo sangre arterial sino también capilar y venosa, esta última transportando Hb reducida.

Millikan trató de solucionar estos inconvenientes haciendo dos medidas de la absorción de la luz en la oreja. Primero medía la absorción de luz de la oreja exanguinada de sangre arterial por presión, obteniendo así un valor basal, a continuación la arterializaba calentándola, siendo la diferencia de absorción entre las dos fases la correspondiente a la sangre arterial. Este sistema tuvo cierto éxito en los años 50s, para detectar la desaturación de O_2 intraoperatoria, pero debido a las dificultades técnicas que precisaba nunca fue introducida en la práctica clínica.

Estos problemas fueron resueltos en los años 70s por el ingeniero japonés Aoyagi quien descubrió que los componentes pulsátiles de la absorbancia del rojo e infrarrojo transmitidas a través de los tejidos correspondían sólo a la saturación arterial de hemoglobina. Aoyagai utilizó dos longitudes de onda de luz diferentes, una en el rojo, 660nm o I_{min} , y otra en el infrarrojo, 940nm o I_{max} , esta última que es el elemento fluctuante o pulsátil, es procesada por el algoritmo del pulsioxímetro como la señal a medir, y corresponde al 1-5% del total de la señal luminosa, como se ve en la figura 2.7.

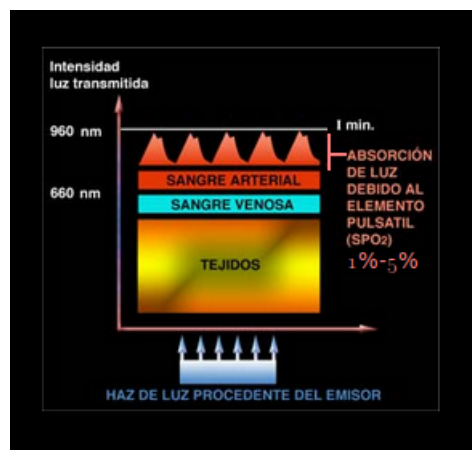


Figura 2.7: Absorción de luz

Por lo tanto, al aparato que detecta este cambio de luz de una señal pulsátil, es conocido desde entonces como pulsioxímetro y a la medición de la SaO_2 por este método como pulsioximetría, la SpO_2 . El modelo matemático para el pulsioxímetro se basa en medir el tiempo en que la intensidad de luz pasa a través del tejido fino como por ejemplo la extremidad del dedo o del lóbulo de la oreja.

Los oxímetros de pulso proporcionan una evaluación espectrofotométrica de la oxigenación de la hemoglobina (SpO_2) al medir la luz transmitida a través de un lecho capilar, sincronizada con el pulso, es decir, el oxímetro mide los cambios de absorción de luz que resultan de las pulsaciones de la sangre arterial.

Los oxímetros de pulso se basan en el principio de la absorción diferencial de la luz para determinar el porcentaje de saturación de oxígeno de la hemoglobina en la sangre arterial (SpO_2); este valor se denomina SaO_2 cuando se determina a partir de una muestra de sangre arterial.

El sensor transmite dos longitudes de onda de luz a través de la piel (660 nm [roja] y 930 nm [infrarroja]). Estas longitudes son absorbidas diferencialmente por la oxihemoglobina, que es de color rojo y es capaz de absorber la luz infrarroja, y la desoxihemoglobina, que es de color azul y es capaz de absorber la luz roja. La razón entre la luz roja y la infrarroja se usa para derivar la saturación de oxígeno. El fotodetector al otro lado del tejido transforma la luz transmitida en señales eléctricas proporcionales a la absorción. [Lopez, 2012]

Se calcula la relación de absorción rojo-infrarrojo (ratio o razón normalizada) con el cálculo de la corriente alterna (CA) de cada led:

$$R = \frac{\log(I_{ac})_{\lambda 1}}{\log(I_{ac})_{\lambda 2}}$$

Se utilizará la siguiente ecuación para el cálculo del SpO_2 [Elizondo, 2013]:

$$\%SpO_2 = 26.5R^2 - 120.8R + 189.7$$

La ecuación utilizada corresponde a la curva característica de la razón normalizada que se muestra en la figura 2.8.

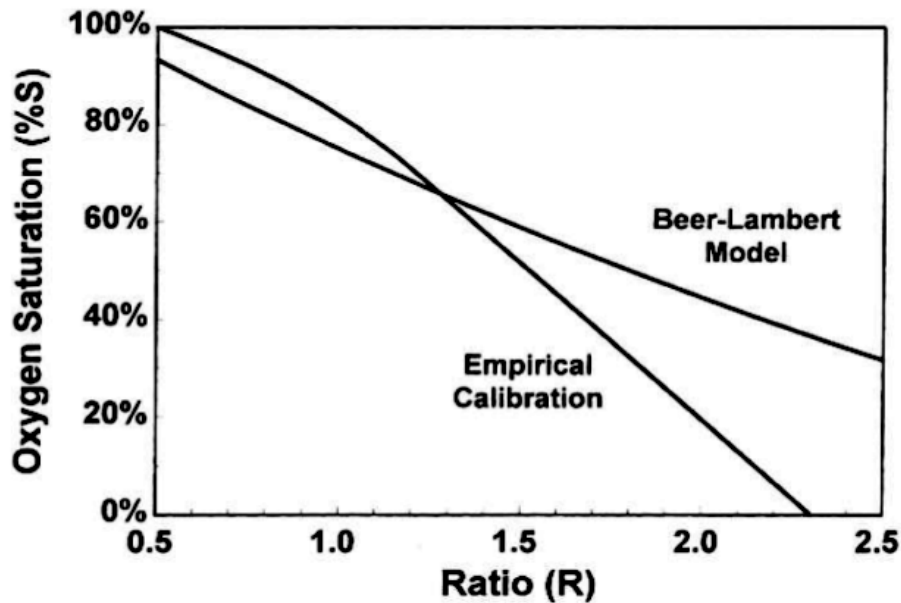


Figura 2.8: Razón normalizada vs SpO_2

2.1.3 Temperatura Corporal

La temperatura normal del cuerpo de una persona se puede ver modificada por diferentes factores, los cuales hay que tener en cuenta a la hora de realizar su determinación [Dor3624, 2013]:

- La edad. El recién nacido presenta problemas de regulación de la temperatura debido a su inmadurez, de tal modo que le afectan mucho los cambios externos. En el anciano la temperatura corporal suele estar disminuida (36°C).
- La hora del día. A lo largo de la jornada las variaciones de la temperatura suelen ser inferiores a 1.5°C . La temperatura máxima del organismo se alcanza entre las 18 y las 22 horas y la mínima entre las 2 y las 4 horas.
- El sexo. En la segunda mitad del ciclo, desde la ovulación hasta la menstruación, la temperatura se puede elevar entre 0.3°C - 0.5°C .
- El ejercicio físico. La actividad muscular incrementa transitoriamente la temperatura corporal.
- El estrés. Las emociones intensas como el enojo o la ira activan el sistema nervioso autónomo, pudiendo aumentar la temperatura.

- Los tratamientos farmacológicos.
- Las enfermedades.
- La temperatura ambiente y la ropa que se lleve puesta.
- La ingesta reciente de alimentos calientes o fríos, el haberse fumado un cigarrillo, la aplicación de un enema y la humedad de la axila pueden afectar el valor de la temperatura oral, rectal o axilar, por lo que se han de esperar unos 15 minutos antes de tomar la medida.

La temperatura corporal normal, de acuerdo con la Asociación Médica Americana (*American Medical Association*), puede oscilar entre 97,8°F (o Fahrenheit, equivalentes a 36,5°C, o Celsius) y 99°F (37,2°C). La temperatura corporal se puede determinar en tres zonas: la axila, la boca y el recto. Las dos últimas son las que nos dan una idea más precisa de la temperatura real del organismo, ya que el termómetro se aloja en una de sus cavidades (temperatura interna, frente a la temperatura externa axilar). En general, la temperatura rectal suele ser 0.5°C mayor que la oral y, ésta, 0.5°C mayor que la axilar. [Ecured, 2013]

1. Temperatura rectal. Es la más exacta de las tres, aunque es la más incómoda. Está indicada en los niños menores de 6 años y en los enfermos inconscientes o confusos. Sus contraindicaciones son: pacientes con cirugía o trastornos rectales y pacientes con tracción o yeso en la pelvis o en las extremidades inferiores.
2. Temperatura oral o bucal. Entre sus ventajas se encuentran el ser accesible y cómoda, además de bastante fiable. Como desventajas hay que mencionar el posible riesgo de lesión y/o de intoxicación por mercurio si el termómetro se rompe dentro de la cavidad oral. Está contraindicada en las siguientes situaciones:
 - Bebés y niños menores de 6 años, ya que su comportamiento es imprevisible.
 - Pacientes con patologías y cirugías orales o que tienen dificultad para respirar por la nariz (incluidos los enfermos con sonda nasogástrica).
 - Pacientes inconscientes, confusos, alterados o con convulsiones.
 - Pacientes que están recibiendo oxígeno a través de una mascarilla.
3. Temperatura axilar. Es la más cómoda y segura, aunque la menos exacta (temperatura externa).

4. Temperatura en el oído. Un termómetro especial puede medir rápidamente la temperatura del tímpano, que refleja la temperatura central del cuerpo (la temperatura de los órganos internos).

La temperatura del cuerpo puede ser anormal debido a la fiebre (temperatura alta) o a la hipotermia (temperatura baja). De acuerdo con la Asociación Médica Americana, se considera que hay fiebre cuando la temperatura corporal es mayor de 98,6°F (37°C) en la boca o de 99,8°F (37,6°C) en el recto. La hipotermia se define como una disminución de la temperatura corporal por debajo de los 95°F (35°C) [Chicago, 2013].

2.2 Redes De Comunicación Inalámbrica

Las redes de comunicación inalámbricas constituyen hoy en día el segmento más dinámico y de mayor crecimiento en el sector de las Tecnologías de la Información y Comunicación (TIC). Buena prueba de ello es el enorme impacto económico y social que han provocado tecnologías como la telefonía móvil (GSM, 3G, LTE); las redes inalámbricas de acceso a Internet (WiFi, WiMAX); los sistemas de conexión sin hilos de periféricos (Bluetooth, Ultrawideband); o las redes inalámbricas de sensores.

No obstante, a pesar de los extraordinarios avances de los últimos años, todavía es necesario trabajar en nuevas tecnologías que sean capaces de mejorar las prestaciones de las redes inalámbricas en términos de velocidad de transmisión, retardo, consumo, costo, cobertura y así poder abordar con éxito los retos que plantean las aplicaciones emergentes [TIC, 2012].

Las tecnologías de la información y la comunicación (TIC) desataron una explosión sin precedentes de formas de comunicarse al comienzo de los años 90. A partir de ahí, la Internet pasó de ser un instrumento especializado de la comunidad científica, a ser una red de fácil uso que modificó las pautas de interacción social [Huidobro, 2013].

En resumen las nuevas Tecnologías de la Información y Comunicación son aquellas herramientas computacionales e informáticas que procesan, almacenan, sintetizan, recuperan y presentan información representada de la más variada forma. Es un conjunto de herramientas, soportes y canales para el tratamiento y acceso a la información. Constituyen nuevos soportes y canales para dar forma, registrar, almacenar y difundir contenidos informacionales.

2.2.1 Redes de Área Personal

Se introduce el término redes de área personal para denotar una comunicación entre dispositivos electrónicos próximos. Se establece que las redes de área personal son una configuración básica llamada así mismo personal, la cual está integrada por los dispositivos que están situados en el entorno local del usuario, ya sea en la casa, trabajo, carro, parque, centro comercial, etc. Esta configuración le permite al usuario establecer una comunicación con estos dispositivos en cualquier circunstancia de manera rápida y eficaz.

Las redes de área personal (PAN), son un nuevo miembro de la familia de las telecomunicaciones, cuya motivación para su creación viene del hecho, que hay la necesidad de intercambiar datos no sólo a larga distancia, sino también entre dispositivos que lleva una persona o se encuentran en su entorno. Estas podrían cubrir espacios donde las personas estén dentro de la distancia que puede ser cubierta por la voz y pueden tener una capacidad en el rango de los 10bps a 10Mbps [Wilac.net, 2011].

Un interés particular es dado a la Wireless PAN (WPAN), donde las comunicaciones ocurren completamente en un medio inalámbrico. Este concepto de comunicación personal viene siendo desarrollada e implementada mediante diferentes tecnologías. Actualmente existen diversas tecnologías que permiten su desarrollo, entre ellas se encuentran la tecnología inalámbrica Bluetooth o las tecnologías de infrarrojos. Sin embargo para su completo desarrollo es necesario que estas redes garanticen una seguridad de alto nivel, que sean altamente adaptables a diversos entornos, y que sean capaces de proporcionar una alta gama de servicios y aplicaciones.

La tecnología principal WPAN es Bluetooth, lanzada por Ericsson en 1994. Ofrece una velocidad máxima de 1 Mbps con un alcance máximo de unos treinta metros. La tecnología Bluetooth, también conocida como IEEE 802.15.1, tiene la ventaja de tener un bajo consumo de energía, algo que resulta ideal para usarla en periféricos de pequeño tamaño [Kioskea, 2013].

2.2.2 Bluetooth

Bluetooth es una especificación industrial para Redes Inalámbricas de Área Personal (WPAN) que posibilita la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos mediante un enlace

por radiofrecuencia en la banda ISM (*Industrial, Scientific and Medical*) de los 2,4 GHz. Los principales objetivos que se pretenden conseguir con esta norma son:

- Facilitar las comunicaciones entre equipos móviles y fijos.
- Eliminar los cables y conectores entre éstos.
- Ofrecer la posibilidad de crear pequeñas redes inalámbricas y facilitar la sincronización de datos entre equipos personales.

Los dispositivos que con mayor frecuencia utilizan esta tecnología pertenecen a sectores de las telecomunicaciones y la informática personal, como PDA, teléfonos móviles, computadoras portátiles, ordenadores personales, impresoras o cámaras digitales.

2.2.2.1 Características

Algunas de las características de la tecnología Bluetooth son las siguientes:

- La frecuencia de radio con la que trabaja se sitúa en el rango de 2.4 a 2.48 GHz de la banda ISM disponible a nivel mundial y que no requiere licencia de operador, lo que significa una compatibilidad universal entre dispositivos Bluetooth. Con el fin de evitar interferencias con otros protocolos que operen en la misma banda de frecuencias, Bluetooth emplea la técnica de salto de frecuencias (*Frequency Hopping Spread Spectrum*), que consiste en dividir la banda en 79 canales (23 en España, Francia y Japón) de longitud 1 MHz y realizar 1600 saltos por segundo.
- A partir de la versión 1.0, que se ratificó en julio de 1999, se han publicado sucesivas versiones:
 - Versión 1.1
 - * Soluciona errores de la especificación 1.0.
 - * Añade el Indicador de Calidad de Señal Recibida (RSSI).
 - Versión 1.2
 - * Implementa la técnica de salto en frecuencia, *Adaptive Frequency Hopping*, para mejorar la resistencia a interferencias.
 - * Introduce el tipo de enlace para aplicaciones de audio *extended Synchronous Connections* (eSCO) que mejora la calidad de voz.

- * Mejoras en el *Host Controller Interface* (HCI) para una sincronización más rápida de las comunicaciones.
- Versión 2.0
 - * Nueva versión compatible con la anterior 1.x.
 - * Incorpora la tecnología *Enhanced Data Rate* (EDR), que incrementa las velocidades de transmisión hasta 3 Mbps.
 - * Reducción del consumo de energía a pesar del incremento de velocidad.
- La capacidad de transmisión varía según versiones del núcleo:
 - Versión 1.1: 723.1 Kbps.
 - Versión 1.2: 1 Mbps.
 - Versión 2.0 + EDR: 2.1 – 3 Mbps.
- La potencia de transmisión se divide en 3 clases de productos:
 - Clase 1: 100 mW / 20 dBm, con un rango de 100m.
 - Clase 2: 2.5 mW / 4 dBm, con un rango de 10m.
 - Clase 3: 1 mW / 0 dBm, con un rango de 1m.

Bluetooth es un estándar global de comunicación inalámbrica establecido por la IEEE 802.15.1, donde se pueden realizar conexiones de Red Inalámbricas teniendo la posibilidad de transmitir voz, datos, imagen, multimedia entre diferentes dispositivos utilizando la tecnología de radio frecuencia de corto alcance.

Una de las ventajas que encontramos con la Tecnología de Bluetooth es al momento de comunicar dispositivos en un corto alcance, de forma sencilla y cómoda, y sin la necesidad de estar lidiando con cables. Gracias a que es un estándar se puede implementar en todo el mundo porque ya está establecido por la IEEE 802.15.1, no teniendo la necesidad de utilizar controladores para los diferentes dispositivos previstos dentro de la tecnología Bluetooth, por otro lado cuenta con un bajo consumo de frecuencia, mínimo costo, seguridad integrada, fiabilidad y facilidad de uso, dentro de todo el mundo se implementó la misma frecuencia de 2.4GHz [Tablado, 2011].

2.3 Programación Para Dispositivos Móviles

Existen 7 Sistemas Operativos para móviles que copan el mercado [Uhurulabs, 2010]:

- iOS (iPhone, iPad).
- Windows 7 Phone (HTC, Samsung, LG, Sony Ericsson).
- Android (HTC, Motorola, Samsung, Nexus).
- RIM (BlackBerry).
- Symbian (Nokia).
- MeeGo (Nokia).
- WebOS (Palm, HP).

La programación sobre iOS y sobre W7P merece una atención especial debido a que las herramientas de desarrollo sólo existen en MacOS y Windows. El primero permite el desarrollo con Objective-C sobre Cocoa, con XCode como herramienta de desarrollo principal. El segundo parece que se centrará en la plataforma .Net con lenguajes como C o en Silverlight, aquel framework que creó Microsoft para hacer la competencia en el desarrollo de aplicaciones Web enriquecidas a Flash y a Ajax y que, parece que va a terminar centrándose en ser el sistema de desarrollo de aplicaciones para Windows Phone. Su IDE de trabajo es Visual Studio y Expression Blend.

WebOS es un sistema relativamente reciente. Está desarrollado por Palm Inc, que ahora pertenece a HP y basado en Linux (como Android y MeeGO). Para programar sobre él se requiere básicamente conocimientos de creación de páginas Web como: HTML, Javascript, CSS, JSON y como entorno de programación se dispone de Ares, un IDE integrado en un navegador web, con un editor visual bastante útil.

MeeGO podríamos decir que es la descendencia de Linux para móviles ya que, a diferencia de Android y WebOS, Meego está apoyado por la Linux Foundation. Una aplicación para MeeGo es como una aplicación normal escrita para KDE, sólo que con las características especiales que supone programar para dispositivos con recursos limitados.

Por su parte Symbian desarrolla un entorno de programación en C++ y Java, normalmente sobre Eclipse. Aun así, existen otras opciones como Origo IDE, que permite la creación de aplicaciones de manera rápida y visual con un lenguaje de script propio o lenguajes más comunes como Python o Ruby.

2.3.1 Android

Android es un sistema operativo basado en Linux, diseñado principalmente para móviles con pantalla táctil como teléfonos inteligentes o tabletas, inicialmente desarrollados por Android Inc., que Google respaldó financieramente y más tarde compró en 2005 [Wikipedia, 2013a].

Es el principal producto de la Open Handset Alliance, un conglomerado de fabricantes y desarrolladores de hardware, software y operadores de servicio. Las unidades vendidas de teléfonos inteligentes con Android se ubican en el primer puesto en los Estados Unidos, en el segundo y tercer trimestres de 2010, con una cuota de mercado de 43,6% en el tercer trimestre. A nivel mundial alcanzó una cuota de mercado del 50,9% durante el cuarto trimestre de 2011, más del doble que el segundo sistema operativo (iOS de Apple Inc.) con mayor cuota.

2.3.1.1 Arquitectura

Los componentes principales del sistema operativo de Android son:

- **Núcleo Linux:** Android depende de Linux para los servicios base del sistema como seguridad, gestión de memoria, gestión de procesos, pila de red y modelo de controladores. El núcleo también actúa como una capa de abstracción entre el hardware y el resto de la pila de software.
- **Runtime de Android:** Android incluye un set de bibliotecas base que proporcionan la mayor parte de las funciones disponibles en las bibliotecas base del lenguaje Java. Cada aplicación Android corre su propio proceso, con su propia instancia de la máquina virtual Dalvik. Dalvik ha sido escrito de forma que un dispositivo puede correr múltiples máquinas virtuales de forma eficiente. Dalvik ejecuta archivos en el formato Dalvik Executable (.dex), el cual está optimizado para memoria mínima. La Máquina Virtual está basada en registros y corre clases compiladas por el compilador de Java que han sido transformadas al formato .dex por la herramienta incluida "dx".

- **Bibliotecas:** Android incluye un conjunto de bibliotecas de C/C++ usadas por varios componentes del sistema. Estas características se exponen a los desarrolladores a través del marco de trabajo de aplicaciones de Android; algunas son: System C library (implementación biblioteca C estándar), bibliotecas de medios, bibliotecas de gráficos, 3D y SQLite, entre otras.
- **Marco de trabajo de aplicaciones:** los desarrolladores tienen acceso completo a los mismos APIs del framework usados por las aplicaciones base. La arquitectura está diseñada para simplificar la reutilización de componentes; cualquier aplicación puede publicar sus capacidades y cualquier otra aplicación puede luego hacer uso de esas capacidades (sujeto a reglas de seguridad del framework). Este mismo mecanismo permite que los componentes sean reemplazados por el usuario.
- **Aplicaciones:** las aplicaciones base incluyen un cliente de correo electrónico, programa de SMS, calendario, mapas, navegador, contactos y otros. Todas las aplicaciones están escritas en lenguaje de programación Java.

2.3.1.2 Diseño y desarrollo

Android, al contrario que otros sistemas operativos para dispositivos móviles como iOS o Windows Phone, se desarrolla de forma abierta y se puede acceder tanto al código fuente como a la lista de incidencias donde se pueden ver problemas aún no resueltos y reportar problemas nuevos.

El que se tenga acceso al código fuente no significa que se pueda tener siempre la última versión de Android en un determinado móvil, ya que el código para soportar el hardware (controladores) de cada fabricante normalmente no es público, así que faltaría una parte básica del firmware para poder hacerlo funcionar en dicho terminal, y porque las nuevas versiones de Android suelen requerir más recursos, por lo que los modelos más antiguos quedan descartados por razones de memoria (RAM), velocidad de procesador, etc.

En sus comienzos, Android era eminentemente un sistema operativo pensado para usar con teclado, y gracias a un cursor poder navegar entre las aplicaciones. Desde su comienzo, Android ha sido altamente personalizable. Poco después, antes del lanzamiento del primer teléfono Android, esta filosofía cambió para convertirse en eminentemente táctil.

2.3.1.3 Aplicaciones

Las aplicaciones se desarrollan habitualmente en el lenguaje Java con Android Software Development Kit (Android SDK), pero están disponibles otras herramientas de desarrollo, incluyendo un Kit de Desarrollo Nativo para aplicaciones o extensiones en C o C++, Google App Inventor, un entorno visual para programadores novatos y también es posible usar las bibliotecas Qt gracias al proyecto Necesitas SDK.

El desarrollo de aplicaciones para Android no requiere aprender lenguajes complejos de programación. Todo lo que se necesita es un conocimiento aceptable de Java y estar en posesión del kit de desarrollo de software o SDK provisto por Google el cual se puede descargar gratuitamente.

Todas las aplicaciones están comprimidas en formato APK, que se pueden instalar sin dificultad desde cualquier explorador de archivos en la mayoría de dispositivos.

2.3.2 Amarino

Amarino es un conjunto de herramientas de software con dos componentes de software principales: la aplicación Android y una biblioteca Arduino. Además, proporciona una Amarino API y una documentación en línea. La caja de herramientas bien podría ser utilizado en proyectos donde los sensores, dispositivos tangibles o portátiles tiene que comunicarse con un teléfono, o cuando el teléfono se utiliza para controlar actuadores cableados al microcontrolador. Como se ilustra en la Figura 2.9, Amarino funciona como un canal de comunicación transparente que permite enviar y recibir datos a través de Bluetooth entre un teléfono y un microcontrolador con el fin de comunicarse con dispositivos conectados al microcontrolador [Kaufmann, 2010].

La biblioteca Arduino tiene un mecanismo de devolución de llamada para los eventos entrantes. Un desarrollador registra una función de devolución de llamada para cada tipo de evento esperado. La biblioteca Arduino llamará a la función registrada tan pronto como un evento ha sido recibido y adquiere las funciones más útiles para un desarrollador para extraer datos conectados al evento. La biblioteca también ofrece funciones para enviar datos desde el microcontrolador para el teléfono.

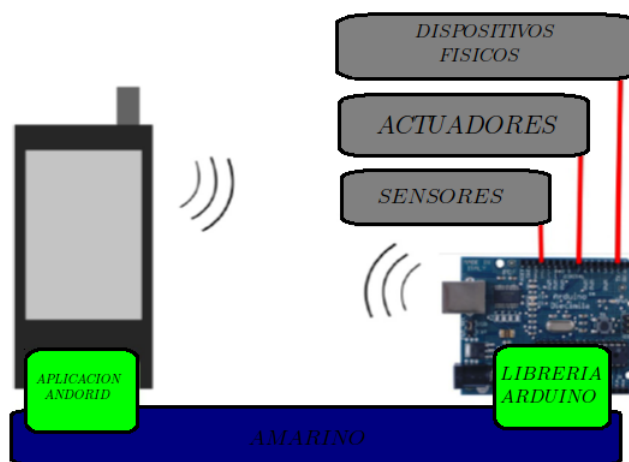


Figura 2.9: Comunicación de la aplicación Amarino

La aplicación para Android viene con una interfaz gráfica de usuario que permite administrar las conexiones Bluetooth, crear un conjunto de eventos que deben ser enviados a Arduino y supervisar el flujo de datos por razones de depuración. Para muchos proyectos es suficiente obtener lecturas de los sensores de acelerómetro del teléfono, sensor de luz, brújula o uno de los sensores que ofrece un teléfono. La aplicación Android Amarino ofrece acceso a los sensores de teléfono más disponibles, además de varias otros eventos internos.

2.3.2.1 Aplicación Android

La aplicación de Android Amarino puede ser visto como la ventana para Amarino, es la interfaz de usuario del kit de herramientas Amarino. La aplicación Android tiene tres módulos principales para administrar el manejo de dispositivos de Bluetooth:

- Administrador de dispositivos Bluetooth.
- Event Manager.
- Monitoreo.

Bluetooth Devices Manager

Una vez que el usuario ha instalado e iniciado la aplicación Amarino en el teléfono, la pantalla de la izquierda como se muestra en la Figura 2.10 se presenta al usuario. Antes

de que un usuario pueda iniciar, al menos un dispositivo Bluetooth debe haber sido añadido a Amarino. Al tocar el botón "Añadir Dispositivo BT" en la parte inferior de la pantalla inmediatamente se inicia la detección de dispositivos Bluetooth, así como una lista de dispositivos Bluetooth cercanos detectables aparece en la pantalla. En caso de que el Bluetooth está desactivado en la teléfono, Amarino se encarga de habilitar de forma automática antes de la detección de dispositivos se inicia.

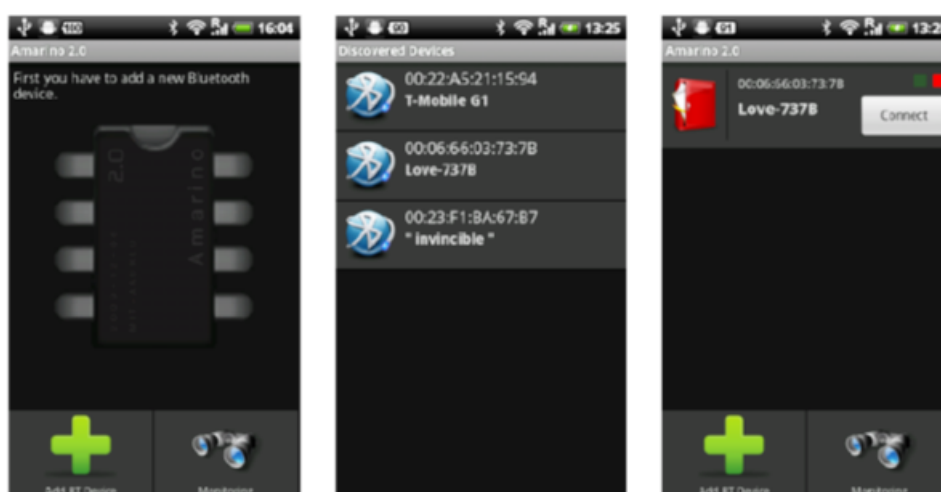


Figura 2.10: Pantallas de la interfaz Amarino

Si el usuario ha configurado correctamente uno de los dispositivos Bluetooth descubiertos debe ser el módulo Bluetooth unido a la Arduino. Al grabar la entrada de la lista correspondiente, el dispositivo es añadido a Amarino. Como resultado, el dispositivo añadido aparece en la pantalla de inicio. Amarino ha sido diseñado para ser capaz de trabajar con varios dispositivos Bluetooth en paralelo. Así, un usuario puede repetir estos pasos para agregar más dispositivos a Amarino.

Una entrada de la lista en la pantalla inicial representa un único dispositivo Bluetooth que indica su dirección y su nombre. Además, cada entrada de la lista indica la conexión entre el estado de Amarino y el dispositivo Bluetooth a través de un pequeño indicador verde/rojo en la esquina superior derecha. El estado de la conexión se puede cambiar pulsando el botón de conexión de la derecha. El ícono exterior izquierdo rojo dirige al usuario al gestor de eventos para ese dispositivo.

Una característica importante de esta herramienta es que Amarino mantiene conexiones activas incluso si la interfaz de usuario ha sido cerrada. Esto es porque las conexiones a dispositivos Bluetooth están únicamente gestionados por el servicio de fondo de Amarino, lo que permite a un usuario iniciar otras aplicaciones en el teléfono mientras comunicación de Amarino para conectar dispositivos se mantiene activa sin interferir con las aplicaciones de terceros.

Dado que muchos escenarios de Amarino se ejecutan en segundo plano, Amarino emplea notificaciones para informar al usuario acerca de las acciones realizadas por el servicio en segundo plano. Debido que la comunicación siempre es manejada en segundo plano, incluso cuando la aplicación está visible, las notificaciones también se encuentran en el lugar cuando se trata de la interfaz de usuario.

Event Manager

Supongamos que un desarrollador desea enviar datos de Android para Arduino, pero si no se quiere escribir ningún código para Android (el desarrollador tiene todavía que escribir algo de código para Arduino para recibir datos), el módulo gestor de eventos es a dónde ir. Al pulsar el ícono rojo, indica al usuario el gestor de eventos del dispositivo en particular. Alternativamente, el usuario podría también acceder al gestor de evento a través del menú contextual de un dispositivo. Cuando el usuario introduce el administrador de eventos, por primera vez, verá una pantalla vacía, porque no hay eventos que han sido añadidos al dispositivo asociado. Por lo tanto, el siguiente paso consiste en golpear el botón "Add Event". En un instante, aparecerá un cuadro de diálogo donde aparece una lista de los eventos disponibles. Cuando un usuario agrega un evento a un dispositivo Bluetooth, el dispositivo va a recibir mensajes descritos, una vez que la conexión Bluetooth ha sido establecido. La Tabla 2.3 enumera todos los eventos que son parte de la Amarino Plug-in Bundle envía con Amarino.

Tabla 2.3: Eventos de la aplicación Amarino

EVENTOS	DESCRPCIÓN
Compass Sensor	Sends headings in degrees
Accelerometer Sensor	Sends acceleration data in m/s ²
Orientation Sensor	Sends orientation data in degrees
Magnetic field Sensor	Sends magnetic field data in microtesla
Phone state	Sends a message when the phone state change
Light Sensor	Sends a message when the ambient light change
Proximity Sensor	Sends the distance to the proximity sensor in centemeters
Battery Level	Sends the current battery level as soon the battery level change
Time Tick	Sends a message every minute containing every minute
Test Event	Sends a test message every 3 seconds with random data
Receive SMS	Forwars a recieved SMS to Arduino as a string

Monitoring

Otra facilidad que un usuario podría consultar por razones de depuración es el módulo de monitoreo, que se puede acceder desde la pantalla de inicio pulsando el botón "Monitoring". La pantalla muestra el registro de seguimiento de Amarino de los datos, error y mensajes de depuración, así como información acerca de los datos recibidos y enviados como se muestra en la figura 2.11.

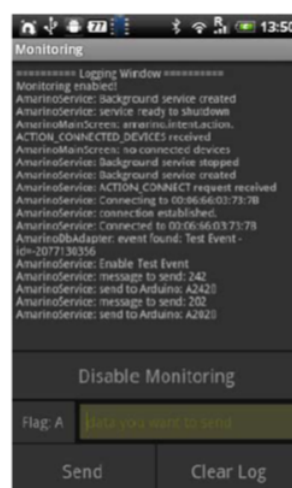


Figura 2.11: Monitoreo de la aplicación Amarino

El módulo de control puede también ser utilizado para enviar datos de forma manual a Arduino. Por la selección de la bandera (ID del evento) e introducir un mensaje, el usuario puede construir un mensaje y lo envía a un Arduino conectado.

2.3.2.2 Arduino Library - MeetAndroid

La biblioteca MeetAndroid para Arduino es la contraparte de la aplicación Android. Se ofrece funciones convenientes para desarrollar programas para Arduino al recibir y enviar datos a través de canales de comunicación de Amarino. La documentación de Amarino viene pre-instalada con la biblioteca MeetAndroid, ayudando a los usuarios a entender rápidamente el uso de las funciones de la biblioteca.

2.3.2.3 Amarino API

Cuando la interacción con una interfaz de usuario se requiere, o si un desarrollador quiere mostrar los datos recibidos de Arduino en la pantalla, se necesita desarrollar una aplicación separada. Afortunadamente, por esta razón Amarino ofrece una Application Programming Interface (API), el suministro de diversos métodos para aplicaciones en segundo plano de Android con el fin de apoyar la comunicación con un microcontrolador Arduino.

La comunicación con un dispositivo Bluetooth Arduino implica cuatro acciones diferentes:

- Conectarse a Arduino.
- Enviar datos a Arduino.
- Recibir datos de Arduino.
- Desconectarse de Arduino.

CAPÍTULO 3

DISEÑO DEL SISTEMA

En el presente capítulo se realiza el diseño del sistema, se identifica el hardware y el software, se especifica los tipos de sensores, como también las características de los mismos. El sistema se diseñará con tres módulos, como se muestra en la figura 3.1.

1. **Sensores:** permite la adquisición de las señales de los signos vitales.
2. **Plataforma Electrónica:** permite el muestreo, digitalización, procesamiento de las señales, así como el envío de los datos vía Bluetooth hacia un dispositivo móvil.
3. **Dispositivo Móvil:** permite la visualización de los signos vitales.

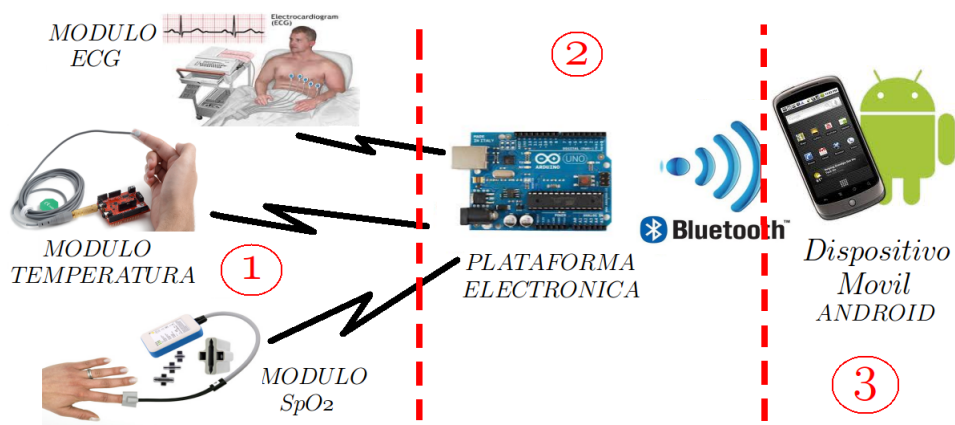


Figura 3.1: Esquema general del sistema

3.1 Hardware

3.1.1 Sensores

El sistema permite la medición de los siguientes signos vitales:

- ECG (Electrocardiograma).
- Temperatura corporal.
- SpO_2 (Oxígeno en la sangre).

Los signos vitales mencionados poseen sensores específicos que permiten obtener de manera adecuada y sin errores las señales emitidas, de la misma forma ingresa a una etapa de acoplamiento para luego ser procesada por medio de la plataforma electrónica.

3.1.1.1 Sensores ECG

Para la recepción de datos del ECG se utilizará la configuración de 3 derivaciones, debido que permite obtener una señal aceptable para su análisis y los circuitos requeridos para su acoplamiento son relativamente pequeños, lo cual ayuda a mejorar la movilidad del sistema. Se colocan tres electrodos que se ubican en sitios específicos del paciente. La figura 3.2 muestra exactamente los lugares de exposición.

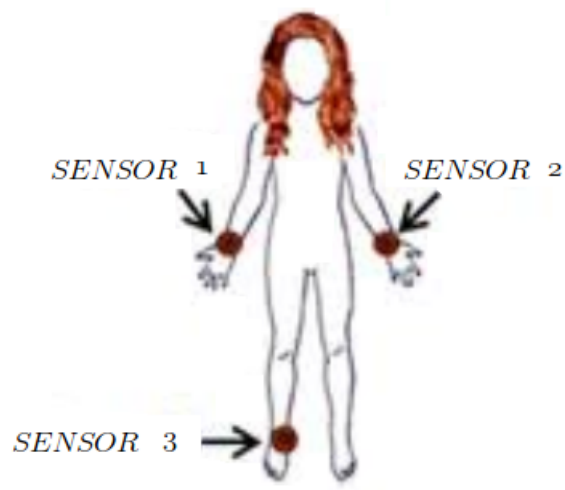


Figura 3.2: Posición de los electrodos para la medición del ECG

Existen diferentes tipos de electrodos, cada uno de ellos posee características propias y su elección se ajusta a las necesidades de la investigación:

- Electrodo reusable de medición en reposo.
- Electrodo monousos con adaptador.
- Electrodo de succión.

La utilización de los electrodos está obligada a relacionarse con la forma de recepción de los datos, electrodos que son utilizados en adultos o en niños, electrodos con los cuales se toman los datos en el momento mismo del ejercicio físico o en reposo, electrodos cuya versatilidad permite tomar los datos de cualquier persona sin importar la edad o el esfuerzo físico.

Para la recepción de una señal óptima, deberá atravesar la etapa de amplificación y filtrado. Al finalizar el acoplamiento, la señal será muestreada por la plataforma electrónica. El sistema completo para la obtención de la señal de ECG se muestra en la figura 3.3.

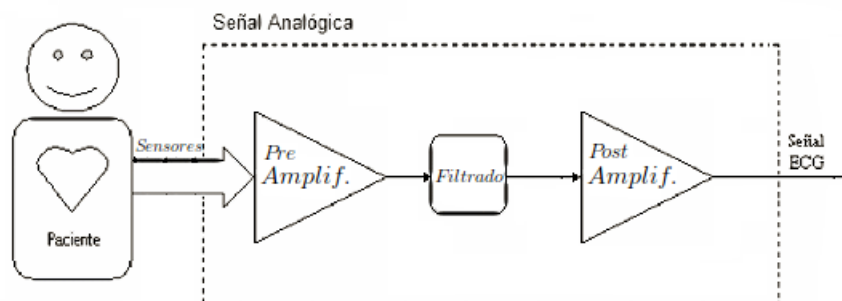


Figura 3.3: Esquema general del módulo ECG

Para la etapa de pre-amplificación se requiere utilizar un amplificador de instrumentación que permita amplificar la señal que se encuentra en el rango de los μV obtenidos por los electrodos. En la etapa de filtrado, se eliminarán frecuencias no deseadas dentro de la señal, se usarán filtros pasa-altos y filtros pasa-bajos. Finalmente entra en la etapa de post-amplificación para obtener una señal en el rango de los V y poder ser procesada adecuadamente por la plataforma electrónica.

3.1.1.2 Sensores de Temperatura

Entre las características básicas de un sensor de temperatura se anota la movilidad, de esta manera se tomará la temperatura sin incomodar al paciente, pues deberá encontrarse en contacto con su piel. Para la determinación de los datos de manera real se optará por un factor de corrección, en caso de ser necesario.

El sensor de temperatura deberá cumplir además de las mencionadas con las siguientes características:

- Ofrecer una alta precisión en las lecturas medidas.
- Tener buena estabilidad a largo plazo.
- El costo del sensor no debe ser elevado.
- Salidas digitales.
- El tamaño del sensor debe ser apropiado para el fin deseado.

Para obtener la temperatura corporal, no se necesita una etapa de acoplamiento debido que los sensores tienen salidas digitales que permiten realizar el procesamiento directamente en la plataforma electrónica para ser enviada vía Bluetooth al dispositivo móvil. El sistema general de adquisición de la temperatura se muestra en la figura 3.4.

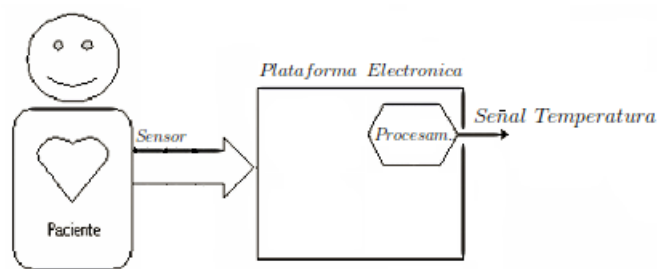


Figura 3.4: Esquema general del módulo de temperatura

El valor de la temperatura se obtiene directamente en la plataforma electrónica y el dato obtenido se envía por medio del módulo Bluetooth hacia el dispositivo móvil y su posterior visualización.

3.1.1.3 Sensores de SpO_2

Todos los sensores de SpO_2 poseen el mismo principio de funcionamiento, existen diferencias en cuanto al conector que poseen ya que tiene que ver con la conexión a equipos de marcas específicas. El conector más usado es el conector médico DB9, el cual permite una manipulación de la señales que se pueden obtener.

Para obtener la señal de SpO_2 se necesita 2 circuitos, uno que permita la generación de pulsos PWM para controlar el encendido y apagado del led rojo e infrarrojo y un circuito de acoplamiento de la señal a la salida del fotodetector que está compuesto por una etapa de amplificación de transimpedancia, conversor corriente-voltaje, filtrado y eliminación de voltaje DC. El sistema general del módulo SpO_2 se muestra en la figura 3.5.

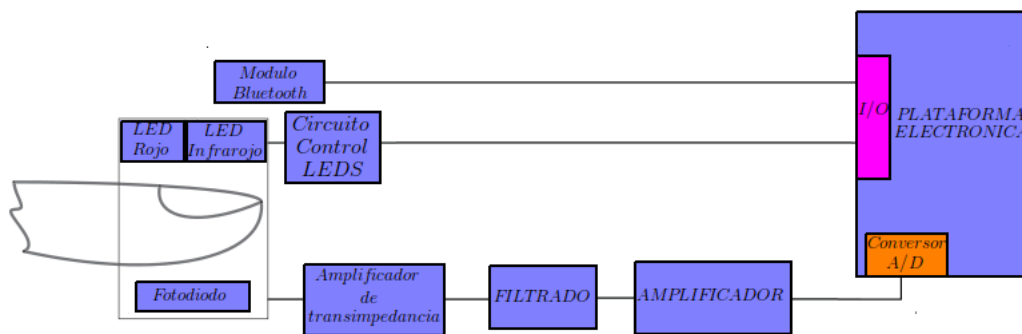


Figura 3.5: Esquema general del módulo de SpO_2

El circuito de control de los LED's nos permite mediante una señal PWM controlar el encendido y apagado de los leds, mientras obtenemos una corriente resultante a la salida del fotodetector, la misma que se la transforma en voltaje por medio de un amplificador de transimpedancia. Una vez obtenido un voltaje proporcional a la corriente entregada por el fotodetector entra a una etapa de filtrado para eliminar frecuencias no deseadas. Finalmente pasa a una etapa de amplificación para obtener valores en el rango de los V y pueda ser muestreadas por la plataforma electrónica, en donde será procesada para obtener el resultado del valor de SpO_2 , el mismo que será enviado por medio del módulo Bluetooth hacia el dispositivo móvil para su posterior visualización. El esquema del módulo de sensores se observa en la figura 3.6.

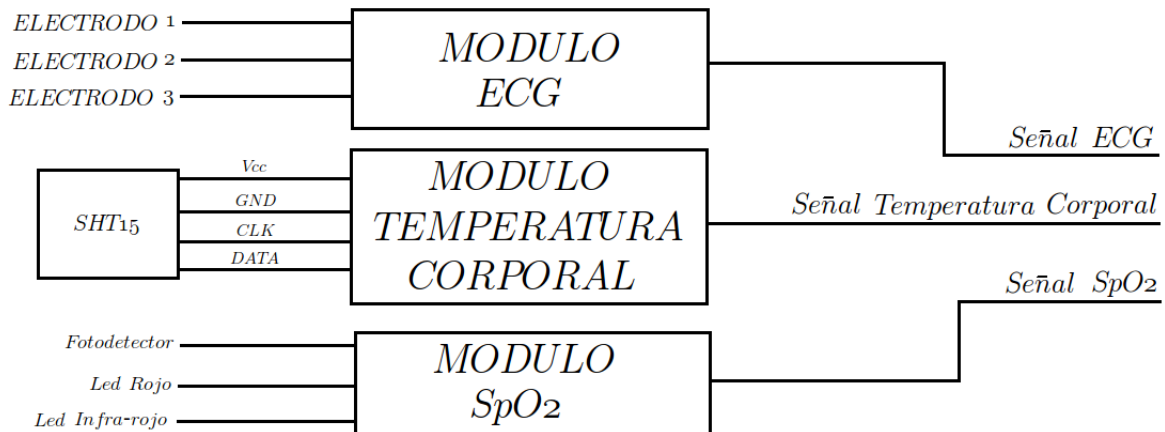


Figura 3.6: Esquema general del módulo de sensores

En el esquema del módulo de sensores se visualiza los módulos ECG, temperatura corporal y SpO_2 , los cuales reciben en sus entradas las señales provenientes de los electrodos superficiales para la medición del ECG, la señal del sensor SHT15 para la medición de temperatura y del sensor de pulsioximetría para medir la concentración de oxígeno en la sangre, cada módulo se encarga del acoplamiento, amplificación y filtraje de las señales para generar en sus salidas las señales ECG, temperatura corporal y SpO_2 que serán muestreadas por la plataforma electrónica.

3.1.2 Plataforma Electrónica

El módulo de la plataforma electrónica de igual manera que el módulo de sensores, debe cumplir con especificaciones que permitan un óptimo funcionamiento y procesamiento de los datos, estas características son:

- Tener un software y hardware flexibles y fáciles de utilizar.
- Tener entradas y salidas analógicas y digitales que permita utilizar diferentes tipos de sensores para cada uno de los módulos a ser implementados y que permita una interacción con diferentes actuadores.
- Poseer un microprocesador que permita la correcta manipulación de todos los datos y señales requeridas.

- Debe ser posible alimentar la tarjeta con una fuente externa no regulada que puede tener un voltaje variable.
- Las entradas y salidas analógicas deben proveer una buena resolución el momento de mostrar señales (10 bits).
- El tamaño de la tarjeta debe ser lo más compacto posible para la optimización de espacio.

Existen algunas plataformas de electrónica abierta con diferentes características y se ajustan a diferentes necesidades dependiendo del proyecto a realizar. A continuación se detallan algunas de las plataformas más usadas.

Arduino

Las placas Arduino fueron las primeras que estuvieron ampliamente disponibles. Cuentan con varias líneas de entrada/salida, y se puede conectar cualquiera de una serie de tarjetas de expansión (shields), que amplían la funcionalidad de la tarjeta. La plataforma de desarrollo Arduino se basa en C++, pero algunas cosas se han simplificado. La programación es sencilla con poca experiencia.

Raspberry

Es una placa nueva que se encuentra recientemente en el mercado. Se trata de un único ordenador, ya que ejecuta un sistema operativo Linux completo, tiene HDMI y salidas de vídeo compuesto para conectar a un televisor o monitor. Tiene plena capacidad de trabajo en red y USB, lo que lo hace ideal para proyectos con conexión en red. El Raspberry se puede programar en una variedad de idiomas, ya que se ejecuta Linux. La programación en Python es probablemente la lengua más fácil para usar Raspberry, ya que viene preinstalado cuando se utiliza el Raspian Wheezy OS recomendado por la Fundación Raspberry. También puede utilizar C++ y otros lenguajes de alto nivel, pero se tiene que instalar un compilador. El Raspberry tiene un puerto de expansión que le permite conectar una creciente variedad de accesorios a la misma, la última de las cuales permite unir Arduino Shields a ella.

Beaglebone

El beaglebone ha estado en el mercado por un tiempo, pero su última versión vienen con capacidades ampliadas en gran medida. Al igual que el Raspberry, se ejecuta en un sistema operativo Linux completo que permite programar en varios idiomas, y tiene una salida de puerto integrado Ethernet y HDMI video (microHDMI). Al igual que el Arduino, el beaglebone tiene tarjetas de expansión, que se llaman Capes. Con la nueva beaglebone, se obtiene un procesador más rápido y más memoria RAM que la original, más la adición de vídeo microHDMI.

En la tabla 3.1 se muestra una comparación de las características de las plataformas, que ayudará a determinar la plataforma que mejor se ajuste al desarrollo del proyecto.

Tabla 3.1: Tabla de comparación de plataformas electrónicas

Nombre	Arduino	Raspberry	Beaglebone
Modelo	UNO R3	Pi modelo B	Negro Rev A5A
Procesador	ATMega 328	ARM11	ARM Cortex-A8
Velocidad de reloj	16MHz	700MHz	700MHz
RAM	2KB	512MB	512MB
Flash	32KB	Tarjeta externa SD	4GB
EEPROM	1KB	-	-
Voltaje de entrada	7V - 12V	5V	5V
Poder mínimo	42mA	700mA	170mA
Digital GPIO	14	8	66
Entrada análoga	6 (10 bit)	N/A	7 (12 bit)
PWM	6	1	8
TWI/I2C	2	1	2
SPI	1	1	1
UART	1	1	5
Ethernet	N/A	10/100	10/100
Salida de video	N/A	HDMI	microHDMI
Salida de audio	N/A	HDMI, Analógico	Analógico

El Arduino y beaglebone tienen fácil acceso a las entradas y salidas, por lo que son ideales para la conexión de sensores o dispositivos externos. El Raspberry y beaglebone tienen redes y salida HDMI que son ideales para el control de alto nivel y el seguimiento. El Arduino es más adecuado para proyectos sencillos debido a su software de desarrollo simplificado, y el procesador ejecuta el programa directamente, sin tener que ejecutar un sistema operativo en el fondo [MCM, 2013]. En la figura 3.7 se observa el esquema general de la plataforma electrónica.

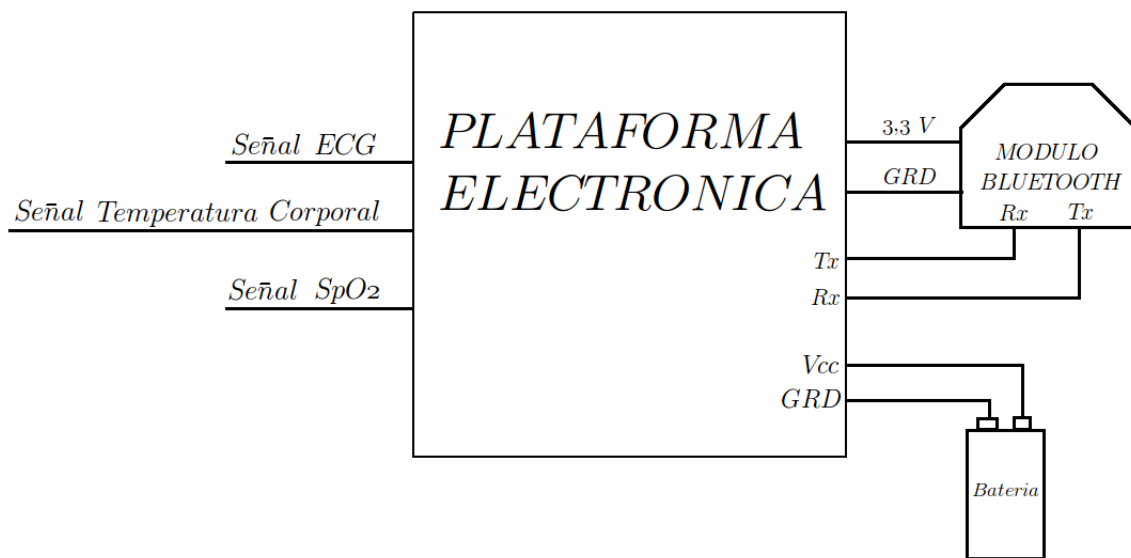


Figura 3.7: Esquema general de la plataforma electrónica

En el esquema de la plataforma electrónica se puede observar que recibe las señales ECG, temperatura corporal y SpO_2 para su muestreo y procesamiento, la plataforma se encuentra conectada con el módulo Bluetooth para el envío de los datos de las señales muestreadas. De igual manera, una batería de 9V se encuentra conectada a la plataforma electrónica, la misma que proporcionará la alimentación a todo el sistema.

3.1.3 Dispositivo Móvil

El módulo del dispositivo móvil permite la visualización de la gráfica del ECG, las medidas del SpO_2 y temperatura corporal, estas señales son enviadas mediante un módulo Bluetooth por la plataforma electrónica para la recepción en el dispositivo móvil. Para la presentación de los datos obtenidos con los sensores en cada uno de los módulos, se tiene una variedad

de dispositivos móviles como son celulares, computadores, tablets. Como ya se había mencionado Android fue el Sistema Operativo seleccionado por que nos brinda una plataforma de clase mundial para la creación de aplicaciones, así como un mercado abierto para la distribución de ellos al instante. Empresas como Samsung, HTC, Sony, LG, Huawei, Alcatel, Motorola distribuyen celulares con sistema operativo Android, y cada uno de ellos ha ido ganando terreno entre los usuarios. En Ecuador los usuarios tienen una mayor acogida a las empresas Samsung, Sony y LG que además de tener innovadores diseños cumplen con las características fundamentales: pantalla, procesador y memoria. Algunos de los modelos más destacados de celulares son [Androidzone, 2012][Xataka, 2012]:

- Samsung Galaxy S4.
- Samsung Galaxy S III Mini.
- Sony Xperia Yuga.
- Sony Xperia P.
- Lg Optimos G2.
- Lg Optimos L7.
- HTC M7.
- Htc One S.
- Huawei Ascend D2.
- Huawei Ascend P1.
- Motorola RAZR.

Algunos de los modelos más destacados de tablets son [Rodriguez, 2012]:

- Samsung Galaxy Note 10.1.
- Sony Xperia Tablet S.
- Google Nexus 10.
- Google Nexus 7.

- Asus Transformer Pad Infinity.

Android fue creado en inicio para teléfonos inteligentes, pasando de la versión 1.6 a la versión 2.0, ahora con el la entrada al mercado de las Tablets, Google se ha visto en la necesidad de diferenciar sus versiones para smartphone y para Tablets. En tal sentido, todos los Android dirigidos para celulares comenzarán por 2.XX y para las tablets comenzarán por 3.XX y ambas están alineadas en los números XX. Ya para la ultima versión anunciada 4.0, viene diseñada y unificada tanto para Smartphone como para Tablet.

Las versiones que Android a lanzado son: versión 1.5 (Cupcake), 1.6 (Donut), 2.0 (Eclair), 2.2 (Froyo), 2.3 (Gingerbread), 3.0/3.4 (Honey Comb), 4.0 (IceCream Sandwich). La versión 4.0 fue Diseñada para todas las plataformas (smartphones, tablets y netbooks de todas las medidas), pantalla principal con imágenes 3D, barras de estado y widgets redimensionables, reconocimiento facial, mejora de reconocimiento de voz; soporte USB para teclados y controles para PS3.

Android 4.1 es la última versión de la plataforma Android para teléfonos, tabletas, y más. Se basa en las preferencias de los usuarios, en la forma amigable de realizar múltiples tareas, notificaciones, pantallas personalizables, widgets de tamaño variable en casa, y una profunda interactividad y añade nuevas formas de comunicar y compartir.

Android se halla enfocado en presentar una imagen de su poder, la versión 4.0 hace más visible las acciones comunes y le permite navegar con pasos y gestos sencillos e intuitivos, como animaciones y comentarios refinados en todo el sistema que hace que sus interacciones sean atractivas e interesantes. Con un tipo de letra completamente nuevo optimizado para pantallas de alta resolución mejorando la legibilidad con un toque de sensación brillante y moderna a la interfaz del usuario. En la figura 3.8 se observa el esquema general del módulo del dispositivo móvil.

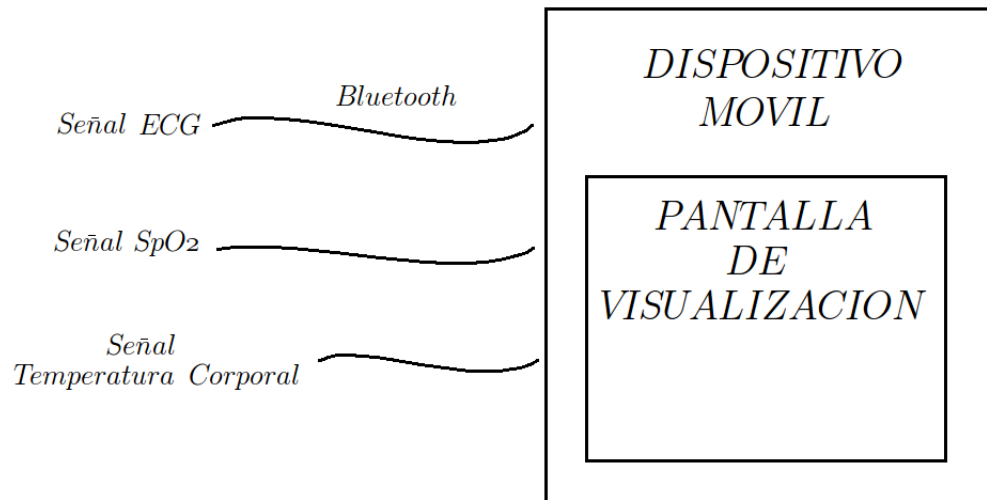


Figura 3.8: Esquema general del dispositivo móvil

En el esquema del dispositivo móvil se observa que se reciben vía Bluetooth los datos de ECG, temperatura corporal y SpO_2 para su visualización mediante la aplicación creada.

3.2 Software

3.2.1 Software flexible

Se requiere un entorno de código abierto con las siguientes características:

- Lenguaje de fácil uso y código abierto.
- Comodidad para cargar programas en la tarjeta en repetidas ocasiones.
- Ejecutable en diferentes sistemas operativos.
- Posea un compilador y monitor serie que ayude a verificar errores y resultados.

En la figura 3.9 se puede observar el flujograma general para la programación de la plataforma electrónica.

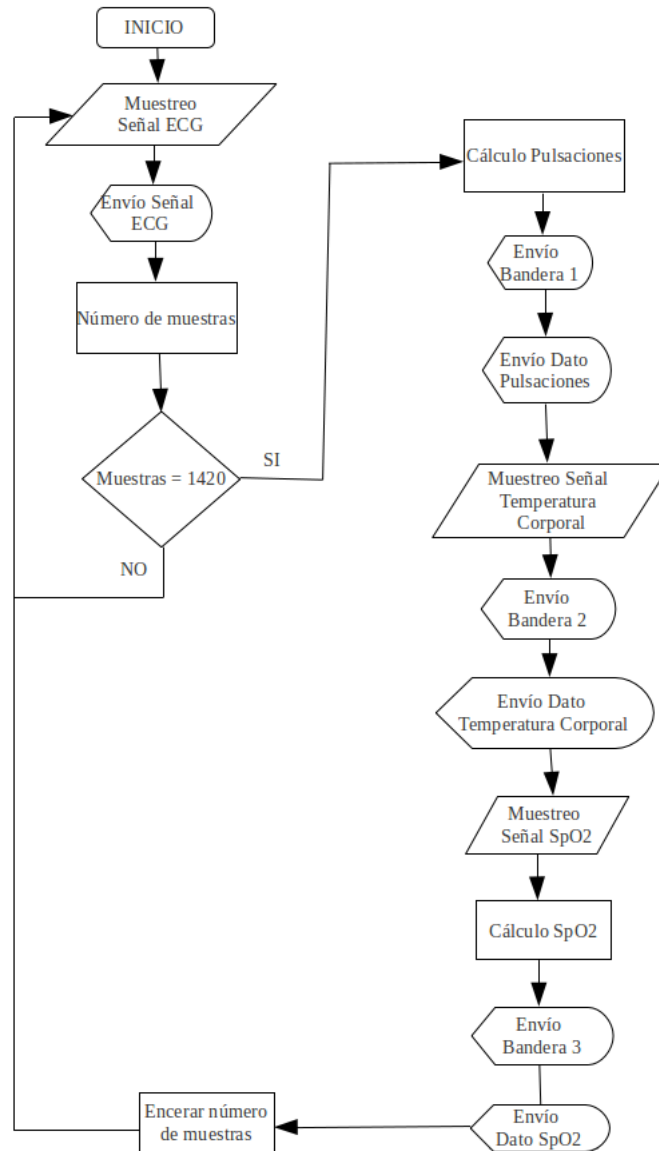


Figura 3.9: Flujograma de la programación de la plataforma electrónica

En el flujograma de la plataforma electrónica se explica el funcionamiento de la programación, donde se muestrea la señal ECG para ser enviada vía Bluetooth y ser graficada en la pantalla de visualización, el momento de alcanzar las 1420 muestras (aproximadamente 10 segundos), se realiza el cálculo del número de pulsaciones, de SpO_2 y temperatura corporal para ser enviadas de forma secuencial junto con una bandera que nos permitirá indentificar-

las en el dispositivo móvil. El proceso se repite para continuar realizando el gráfico de la señal ECG y actualizando los datos de pulsaciones, SpO_2 y temperatura corporal.

3.2.2 Software para Dispositivos Móviles

Existen algunas posibilidades para programación en dispositivos móviles con sistema operativo Android [Cesni, 2012a].

- **HTML5:** es muy versátil ya que además nos permite adaptar el contenido a varias plataformas y podemos realizar actualizaciones instantáneas. Actualmente existen muchas aplicaciones web hechas en HTML5 como por ejemplo Tubus.
- **Appcelerator Titanium:** lenguaje multiplataformas, es una de las plataformas de desarrollo de aplicaciones móviles más activas del momento. Las cabezas más visibles son compañías como eBay, PayPal que utilizan esta plataforma para crear sus propias aplicaciones.
- **Ruboto:** una plataforma basada en JRuby. No tiene una comunidad tan grande como Appcelerator, Ruboto cuenta con una buena base de programadores y una documentación bastante buena para comenzar.
- **Rhomobile Rodes:** es un framework basado en Ruby que nos permite crear aplicaciones multiplataformas. Una de las principales fortalezas de Rodes es la posibilidad de utilizar el hardware integrado en el dispositivo (GPS, cámara) de manera fácil y sencilla.
- **NDK (Native Development Kit) For Android:** es un conjunto de herramientas que permite incorporar los componentes que hacen uso de código nativo en las aplicaciones de Android. El NDK le permite implementar partes de sus aplicaciones utilizando código nativo lenguajes como C y C++. Esto puede proporcionar beneficios a ciertas clases de aplicaciones, en la forma de reutilizar el código existente y en algunos casos aumento de la velocidad.
- **Basic4Android:** es una aplicación con la que podemos realizar programas para los teléfonos o tabletas con Android, está realizado para poder hacer programas para el Android de una forma parecida a como se programa en Visual Basic.

- **Processing:** Processing es un lenguaje de programación y entorno de desarrollo integrado de código abierto basado en Java, de fácil utilización, y que sirve como medio para la enseñanza y producción de proyectos multimedia e interactivos de diseño digital.
- **Java (J2M):** lenguaje multiplataforma de fácil uso que permite una rápida creación aplicaciones .apk para dispositivos con sistema operativo android.

Se escogió aplicar el lenguaje de Java para aplicaciones móviles dentro del entorno del desarrollo de eclipse, por la facilidad que presta en su programación y las aplicaciones con android.

3.2.2.1 Eclipse

Eclipse es un entorno de desarrollo integrado de código abierto, multiplataforma que desarrolla lo que Eclipse denomina "Aplicaciones de Cliente Enriquecido", opuesto a las aplicaciones basadas en navegadores denominadas "Cliente-liviano". Esta plataforma, típicamente ha sido usada para desarrollar entornos de desarrollo integrados, como el IDE de Java llamado Java Development Toolkit (JDT) y el compilador (ECJ), los cuales son parte de Eclipse.

En cuanto a las aplicaciones clientes, Eclipse provee al programador con frameworks variados para el desarrollo de aplicaciones gráficas, definición y manipulación de modelos de software, aplicaciones web. Por ejemplo, GEF (Graphic Editing Framework) es un programa para instalar en Eclipse para el desarrollo de editores visuales que pueden ir desde procesadores de texto wysiwyg hasta editores de diagramas UML, interfaces gráficas para el usuario (GUI). Dado que los editores realizados con GEF "viven" dentro de Eclipse, además de poder ser usados conjuntamente con otros plugins, hacen uso de su interfaz gráfica personalizable y profesional.

El SDK de Eclipse incluye las herramientas de desarrollo de Java, ofreciendo un IDE con un compilador de Java interno y un modelo completo de los archivos fuente de Java. Esto permite técnicas avanzadas de refactorización y análisis de código. Mediante diversos plugins estas herramientas están también disponibles para otros lenguajes como C/C++ (Eclipse CDT) y en la medida de lo posible para lenguajes de script no tipados como PHP

o Javascript. El IDE también hace uso de un espacio de trabajo, en este caso un grupo de metadato en un espacio para archivos plano, permitiendo modificaciones externas a estos en tanto se refresque el espacio de trabajo correspondiente.

Eclipse dispone de un Editor de texto con resaltado de sintaxis. La compilación es en tiempo real. Tiene pruebas unitarias con JUnit, control de versiones con CVS, integración con Ant, asistentes (wizards) para creación de proyectos, clases, tests y refactorización. Asimismo, a través de "plugins" libremente disponibles, es posible añadir control de versiones con Subversion e integración con Hibernate [Wikipedia, 2013b].

En la figura 3.10 se observa el flujograma general para la programación del dispositivo móvil.

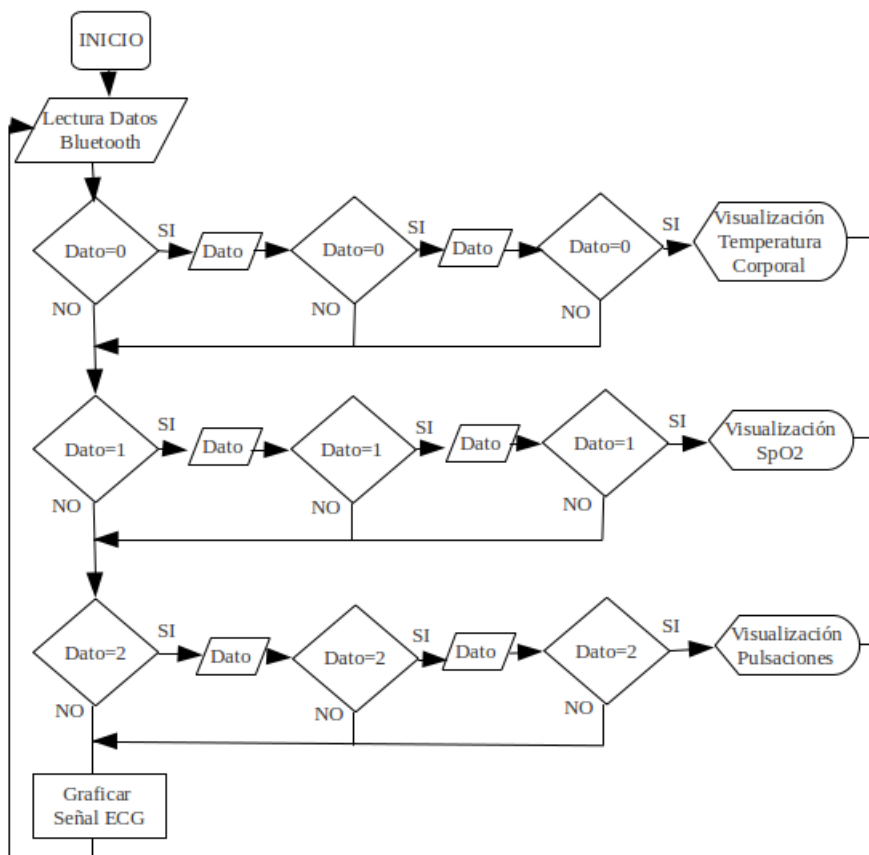


Figura 3.10: Flujograma de la programación del dispositivo móvil

El flujograma de la programación para el dispositivo móvil explica la obtención de los datos recibidos vía Bluetooth de cada una de las señales. Se envían aproximadamente 150 datos por segundo para graficar la señal ECG los mismos que se envían continuamente, cada 10 segundos, se envían los datos de pulsaciones, temperatura corporal y SpO_2 en donde se detectará cada una de las banderas para conocer el dato que se envía. Las banderas son "000" para representar un dato de temperatura corporal, "111" para un dato de SpO_2 y "222" para un dato de pulsaciones. El programa se repite para graficar continuamente la señal ECG.

3.2.2.2 SDK Android

El SDK de Android proporciona las bibliotecas API y herramientas de desarrollo necesarias para crear, probar y depurar aplicaciones para Android. Incluye los componentes esenciales de Android SDK y una versión del IDE de Eclipse con una función de ADT (*Android Developer Tools*) para agilizar el desarrollo de aplicaciones Android. [Attribution, 2013]

El paquete de ADT incluye todo lo necesario para comenzar a desarrollar aplicaciones:

- ADT plugin de Eclipse +.
- Android SDK Herramientas.
- Android Platform-tools.
- La última plataforma Android.
- La última imagen del sistema Android para el emulador.

3.2.2.3 Android 4.0

El SDK para Android 4.0.1 (*Ice Cream Sandwich*), basado en el núcleo de linux 3.0.1, fue lanzado públicamente el 19 de octubre del 2011. Gabe Cohen de Google declaró que Android 4.0 era "teóricamente compatible" con cualquier dispositivo Android 2.3.x en producción en ese momento. El código fuente para Android 4.0 se puso a disposición el 14 de noviembre del 2011. [Wikipedia, 2013c] La actualización incluye numerosas novedades:

- Mejoras de estabilidad.
- Mejor rendimiento de la cámara.

- Rotación de la pantalla más fluida.
- Mejoras en el reconocimiento de los números en el teléfono.

Según la versión de Android a programar, se utilizará una API. Por ejemplo:

- Android 1.5 es el API 3.
- Android 2.3 es API 9 o 10.
- Android 4.0.4 es el API 14.

Para programar en una determinada versión de Android se debe utilizar una u otra API, al hacer con la última versión, determina que no funcione en la mayoría de móviles o tablets. En cambio, si se utiliza un API muy antiguo, no se puede aprovechar muchas de las funciones que proporciona las nuevas APIs, por lo que se utiliza la API 14 que soporta las versiones de android 4.0.x que la mayoría de dispositivos poseen en la actualidad. [ThemeAlley.Com, 2012]

CAPÍTULO 4

IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA

El presente capítulo trata de la implementación del sistema, el cual cuenta con 3 módulos:

1. Sensores.
2. Plataforma electrónica.
3. Dispositivo móvil.

Los sensores permiten medir cada uno de los signos vitales, estos sensores se encuentran conectados a la plataforma Arduino, y por medio de un módulo Xbee permite enviar los datos vía Bluetooth hacia un dispositivo móvil con sistema operativo Android. El sistema completo se muestra en la figura 4.1.

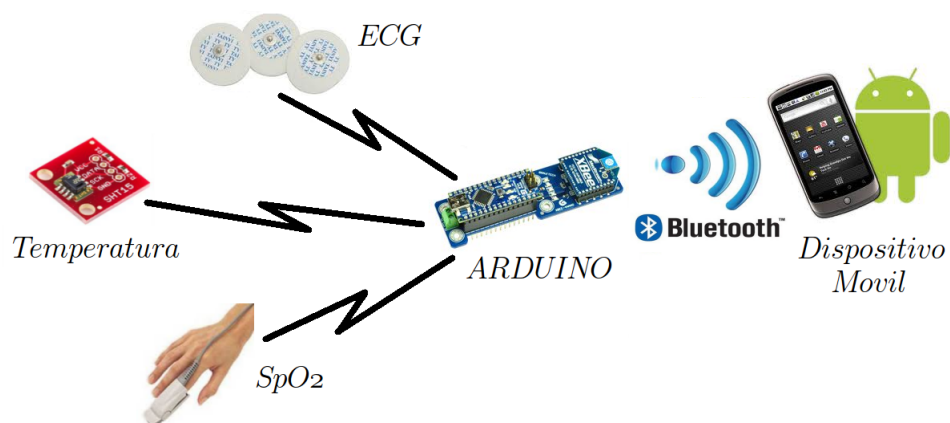


Figura 4.1: Esquema general del sistema

4.1 Módulo Sensores

4.1.1 ECG

Para obtener la señal ECG es necesario la etapa de amplificación y filtrado para el acoplamiento de la señal y ser muestreada por la tarjeta Arduino. Los electrodos seleccionados son los electrodos auto-adhesivos reusables, que permiten una buena recepción de la señal ECG en reposo, estos se conectan en el brazo derecho (RA), el brazo izquierdo (LA) y la pierna derecha (RL) del paciente, pasan a una etapa de amplificación y filtrado que permite eliminar el ruido y amplificar los μV obtenidos por los electrodos hasta obtener una señal en el rango de los V.

El circuito utilizado posee una retroalimentación con la señal de la pierna derecha. La primera parte del circuito toma la señal de la pierna derecha para reducir el ruido, la misma que debe ingresar a un amplificador instrumental, en este caso el AD620 con un ganancia de 10, que junto con la señales del brazo izquierdo y el brazo derecho permite obtener la señal del ECG. El pre-amplificador instrumental con la retroalimentación de la pierna derecha se muestra en la figura 4.2.

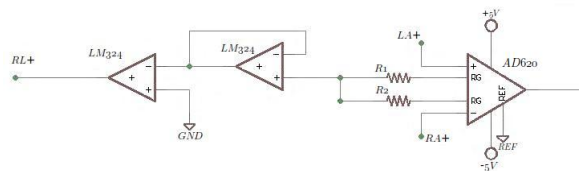


Figura 4.2: Pre-amplificador diferencial con retroalimentación de la pierna derecha

Posteriormente la señal obtenida pasa por un sistema de filtros que permite eliminar gran parte del ruido que interfiere la señal ECG, la misma se encuentra en el orden de 1Hz, por lo que se realizan filtros pasa-bajos de 33Hz y pasa-altos de 0.16Hz que permiten eliminar frecuencias no deseadas. El sistema de filtros se muestra en la figura 4.3.

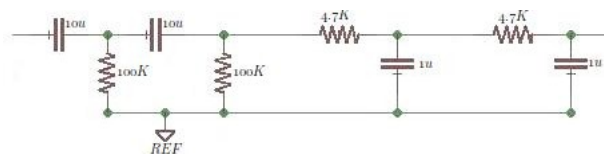


Figura 4.3: Sistema de filtros de la señal ECG

Finalmente, después de filtrar y eliminar el ruido de la señal, se realiza una nueva amplificación para obtenerla en un rango aceptable como se muestra en la figura 4.4.

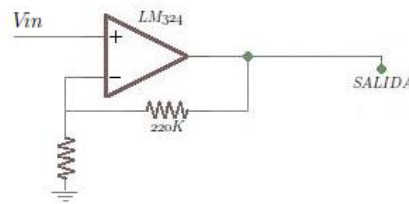


Figura 4.4: Post-amplificador de la señal ECG

El sistema completo de amplificación y filtrado se muestra en la figura 4.5.

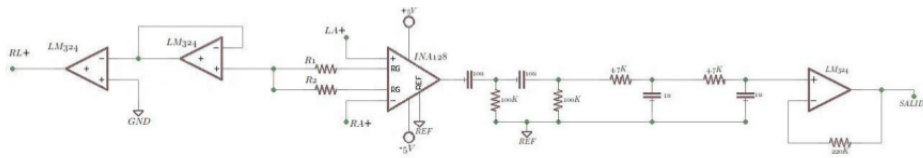


Figura 4.5: Sistema completo de acoplamiento de la señal ECG

La señal obtenida posee 3Vpp y puede ser mostrada por la tarjeta Arduino.

4.1.2 SpO_2

Para este proyecto se utilizó el sensor reusable de la marca Nellcor [NONIN, 2013] cuya correcta utilización se observa en la figura 4.6, perfecto para realizar el control del paciente en tiempo real y realizar un seguimiento a corto plazo, además de ser cómodo y diseñado para reducir la interferencia de la luz ambiental.



Figura 4.6: Sensor reusable nellcor con tecnología OxiMax

Este sensor posee un conector DB9 el cual permite una manipulación directa de los datos necesarios para el cálculo del nivel de oxígeno que serán leídos por la tarjeta Arduino y luego

procesados para finalmente ser enviados al dispositivo móvil.

A continuación se detallan las características principales del sensor:

Tabla 4.1: Características del sensor de SpO_2

Longitud de onda de emisión	660nm
Longitud de onda de absorción	905nm
SpO_2 rango de prueba	70% - 100%
Frecuencia de pulso - Rango de prueba	30 - 245 bmp
Temperatura medio ambiente	0°C - 10°C

Para obtener la señal final de SpO_2 es necesario realizar un acoplamiento de la señales tomadas por el sensor, así como un circuito de control que permita encender y apagar los LED's en un determinado período de tiempo.

Los pines 2 y 3 del conector DB9 del sensor controlan el encendido y apagado de los leds, debido a que se encuentra conectado el cátodo de un LED con el ánodo del otro, esto nos asegura que sólo un LED puede encontrarse encendido con una simple señal PWM. Los pines 5 y 9 nos da la señal de salida del fotodetector como corriente en valores de nanoamperes. Los pines 6 y 7 representan la tierra del sistema, mientras que los pines 1,4 y 8 no son utilizados. El sensor posee un conector DB9, cuyos pines se muestran en en la figura 4.7.

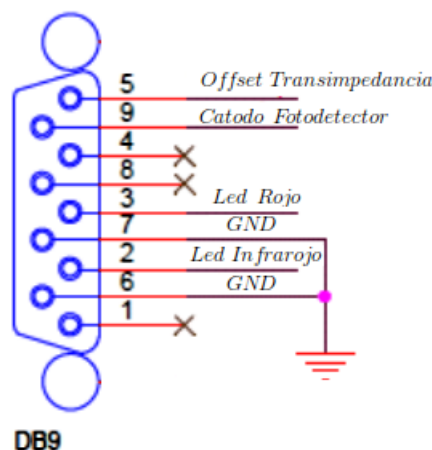


Figura 4.7: Pines del conector DB9

Para el control de los LED's es necesario señales PWM a 1KHz y 25% del ciclo de trabajo como se muestra en la figura 4.8.

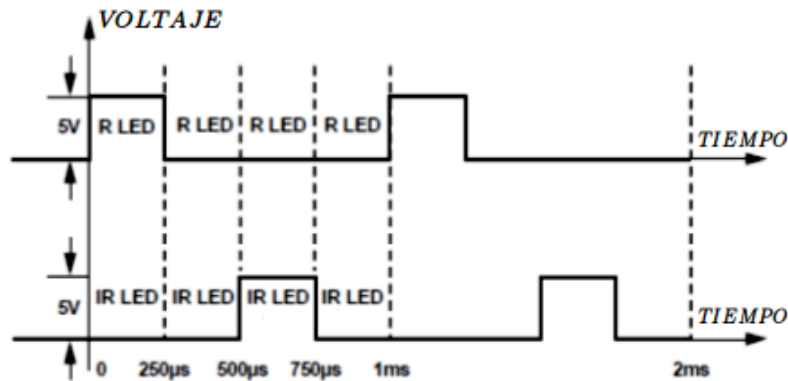


Figura 4.8: Señales de control PWM

Para obtener las señales deseadas se tiene un timer 555 que genera una onda de 2KHz de frecuencia y un ciclo de trabajo del 50%. Esta señal entra en un flip flop JK (74LS73) que actúa como un divisor de frecuencia y cuya señal de salida permite el control de un demultiplexador (74LS155) el cual permite enviar un pulso hacia cada uno de los leds. El circuito para el control de las señales PWM se muestra en la figura 4.9.

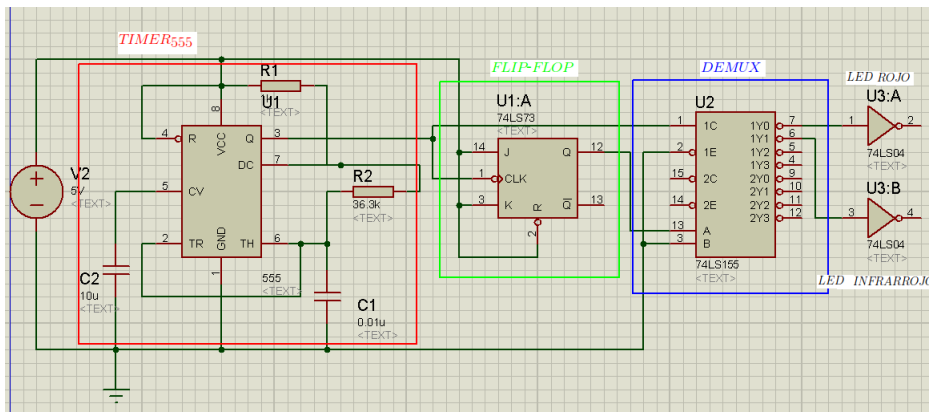


Figura 4.9: Circuito generador de las señales PWM

A la salida del fotodetector (Pin 9 del conector DB9) se tiene una señal en el valor de los nanoamperes, se requiere un amplificador de transimpedancia que transforma y amplifica la corriente entregada por el sensor a una señal de voltaje proporcional a la corriente. El amplificador de transimpedancia se muestra en la figura 4.10.

AMPLIFICADOR TRANSIMPEDANCIA

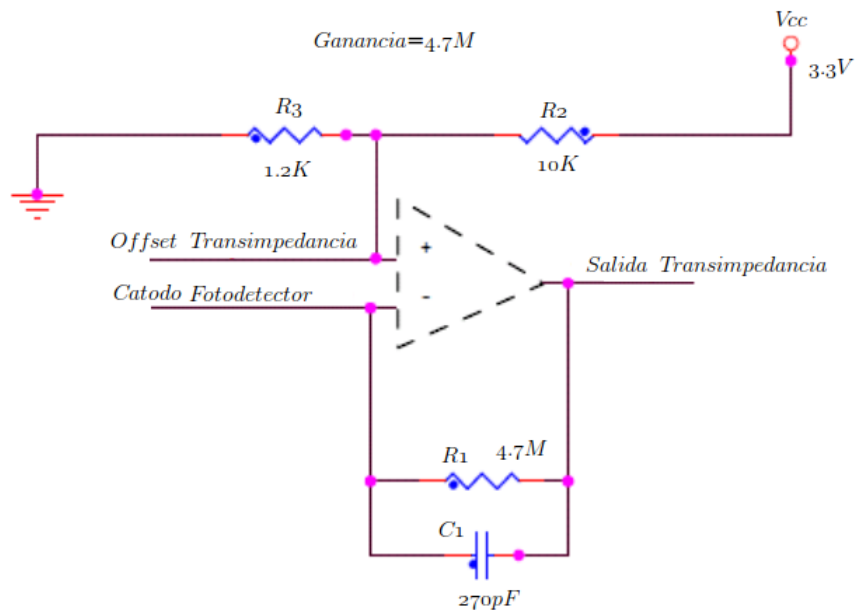


Figura 4.10: Amplificador de transimpedancia

La señal obtenida a la salida del amplificador de transimpedancia se encuentra en el rango de los 0,5Hz a los 5Hz, se usa un filtro pasabajos de 6Hz, y un pasaaltos de 0,8Hz y se amplifica la señal con una ganancia de 31 para usar un filtro pasabajos de 4Hz. El circuito final se muestra en la figura 4.12.

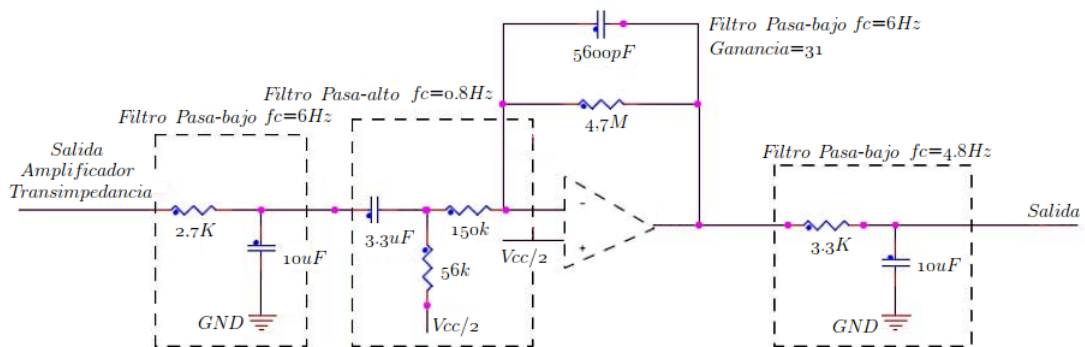


Figura 4.11: Filtrado y amplificación

La señal final resultante posee una frecuencia cercana a 1Hz y una amplitud cercana a los 2V, la cual es muestreada por la tarjeta Arduino para su procesamiento.

4.1.3 Temperatura Corporal

Para este proyecto se consideró utilizar el integrado SHT15, sensor de temperatura y humedad digital.[Sensirion, 2013]. El sensor digital SHT15 de temperatura y humedad está totalmente calibrado y ofrece una alta precisión y excelente estabilidad a largo plazo y a muy bajo costo. La tecnología digital CMOS integra 2 sensores y circuitería de lectura en un único chip.

Además ofrece la ventaja de que los datos se recuperan mediante el bus I2C ¹ con lo que podemos usarlo fácilmente con cualquier microcontrolador como PIC, AVR, BasicStamp, Propeller. Al disponer de dos sensores en un mismo encapsulado, se evita usar otras entradas de nuestra placa Arduino, las cuales se puede usar para los otros sensores.

Las características más importantes del sensor SHT15 se presentan en la tabla 4.2.

Tabla 4.2: Características del sensor de temperatura

Consumo de energía	8uW
Rango de operación RH	0-100% RH
Rango de operación T	-40 -+ 125°C
Tiempo de respuesta	8 segundos
Salida	Digital)

El sensor SHT15 posee 4 pines que corresponden a:

1. Tierra.
2. Señal de datos.
3. Señal de reloj.
4. Alimentación.

Mediante la colocación del dedo índice sobre el sensor, podremos obtener un dato aproximado de la temperatura corporal.

¹El I2C (Inter Integrated Circuits) es un bus de comunicaciones serial síncrono de dos líneas que permite la comunicación entre múltiples dispositivos conectados paralelamente a las dos líneas en una relación maestro esclavo

Los 4 pines del sensor de temperatura son conectados a la placa Arduino, de esta forma se obtiene la alimentación del sensor, la señal de reloj y la señal de datos que es de interés, como se muestra en la figura 4.12.

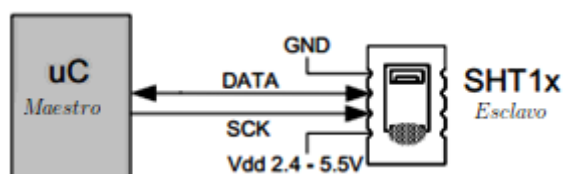


Figura 4.12: Conexión del sensor de temperatura

4.2 Plataforma De Electrónica Abierta

Para el presente proyecto se escogió utilizar Arduino, plataforma de electrónica abierta para la creación de prototipos basada en software y hardware flexibles y fáciles de usar, creada para artistas, diseñadores, aficionados y cualquier interesado en crear entornos u objetos interactivos.

El entorno de código abierto Arduino hace fácil escribir código y cargarlo a la tarjeta. Se ejecuta en Windows, Mac OS X y Linux. El medio ambiente está escrito en Java y basado en Processing, avr-gcc y otros programas de código abierto. Una de las grandes ventajas de la plataforma Arduino, es que es fácil de usar y su entorno de desarrollo incluye un editor de texto, un compilador y un monitor serie.

El lenguaje de programación en el que los programas se escriben se basa en C y C++. Al pulsar el botón de la barra de carga, el IDE traduce el programa en C, el código resultante se compila con el compilador avr-gcc y enlazado con avr-libc, que puede ser utilizado en microcontroladores Atmel AVR14 como la serie ATmega. El código ensamblador generado se sube a la placa Arduino a través de USB.

Casi todos los programas de Arduino tienen una configuración y una función de bucle. La función de ajuste se llama inmediatamente después de que el microcontrolador se enciende, y la función de bucle es ejecutada una y otra vez hasta desconectar la alimentación

[Arduino, 2013].

Arduino puede tomar información del entorno a través de sus pines de entrada, de toda una gama de sensores y puede controlar aquello que le rodea como luces, motores y otros actuadores. El microcontrolador en la placa Arduino se programa mediante el lenguaje de programación Arduino (basado en Wiring) y el entorno de desarrollo Arduino (basado en Processing). Los proyectos hechos con Arduino pueden ejecutarse sin necesidad de conectar a un ordenador, si bien tienen la posibilidad de hacerlo y comunicar con diferentes tipos de software (e.g., Flash, Processing, MaxMSP).

Para el diseño final se decidió utilizar la placa Arduino Nano, que posee características similares al modelo Arduino Uno pero en un tamaño más pequeño que permitió que el dispositivo final de este proyecto sea más compacto.

El Arduino Nano es una pequeña y completa placa basada en el ATmega328 (Arduino Nano 3.0) que se usa conectándola a un protoboard. No posee conector para alimentación externa, y funciona con un cable USB Mini-B en vez de el cable estándar. El Arduino nano fue diseñado y está siendo producido por Gravitech.

La distribución de los pines del Arduino Nano se muestran en la figura 4.13.

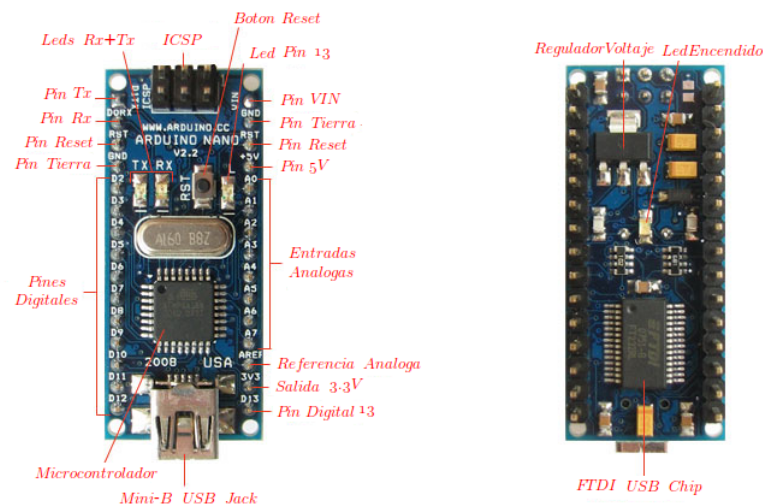


Figura 4.13: Placa Arduino Nano

El Arduino Nano puede ser programado con el software de Arduino. El ATmega328 del Arduino Nano viene preprogramado con un cargador de arranque (bootloader) que permite subir el código al Arduino sin la necesidad de un programador externo.

El Arduino Nano puede ser alimentado usando el cable USB Mini-B, con una fuente externa no regulada de 6-20V (pin 30), o con una fuente externa regulada de 5V (pin 27).

El chip FTDI FT232RL que posee el Arduino Nano sólo es alimentado si la placa está siendo alimentada usando el cable USB. Como resultado, cuando se utiliza una fuente externa (no USB), la salida de 3.3V (la cual es proporcionada por el chip FTDI) no está disponible y los leds de TX y Rx parpadearán si los pines digitales 0 o 1 están a nivel alto, si es necesario la utilización de la salida de 3.3V se necesita un regulador para su obtención.

Cada uno de los 14 pines digitales del Arduino Nano puede ser usado como entrada o salida, usando las funciones `pinMode()`, `digitalWrite()`, y `digitalRead()`. Operan a 5 voltios, proveen o reciben un máximo de 40mA y poseen una resistencia de pull-up (desconectada por defecto) de 20 a 50 kOhms. El Arduino Nano posee 8 entradas analógicas, cada una de ellas provee de 10 bits de resolución (1024 valores diferentes). Las especificaciones principales de la tarjeta Arduino Nano se muestran en la tabla 4.3.

Tabla 4.3: Características de la tarjeta Arduino Nano

Microcontrolador	ATmega 328
Voltaje de Operación	5V
Voltaje de Entrada (Recomendado)	7-12V
Voltaje de Entrada (Límites)	6-20V
Pines digitales I/O	14 (6 proporcionan PWM)
Pines de entrada analógica	8
Corriente DC por pin I/O	40mA
Memoria Flash	32KB
SRAM	2KB
EEPROM	1KB
Velocidad de reloj	16MHz
Dimensiones	18,5mm x 43,2mm

4.3 Placa General Del Prototipo

En la figura 4.14 se puede observar el esquema general de la placa implementada para el sistema.

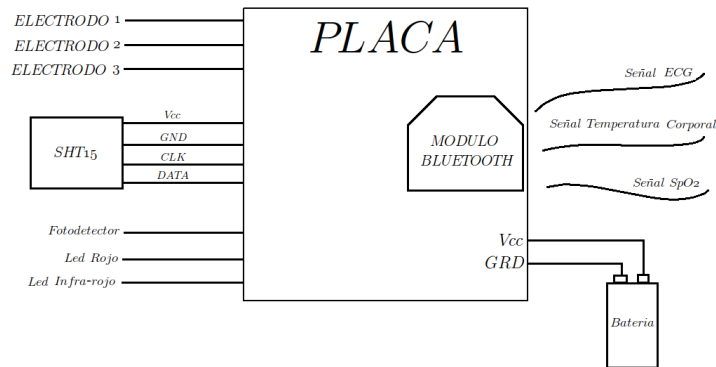


Figura 4.14: Esquema general de la placa

Se realizó una placa que permite integrar todos los circuitos necesarios para la medición, lectura y envío de las señales de los signos vitales. Se realizó el diseño con el programa ISIS para posteriormente realizar el diseño de la placa en ARES que nos permite imprimir la pista para realizar la placa. Todos los circuitos vistos anteriormente para cada signo vital se implementó en ISIS como se muestra en la figura 4.15. La placa cuenta con los siguientes módulos:

- **Módulo ECG:** permite el acoplamiento de la señal ECG con la ayuda de los electrodos, cuya señal final ingresa a la tarjeta Arduino Nano.
- **Módulo SpO_2 :** permite el acoplamiento de la señal SpO_2 , cuya señal final ingresa a la tarjeta Arduino Nano.
- **Módulo control de leds:** permite la generación de señales PWM para el control del encendido y apagado de los leds rojo e infrarrojo del sensor de SpO_2 .
- **Módulo temperatura corporal:** se conecta directamente para la obtención de la información de la temperatura.
- **Módulo alimentación:** se utiliza una batería de 9V que alimenta todo el sistema.

- **Módulo regulador:** se encuentra conectado al Vcc de la tarjeta Arduino Nano para obtener un voltaje de 3,3V que permita alimentar los dispositivos que requieran dicha alimentación como el módulo Bluetooth.
- **Módulo Arduino:** contiene la tarjeta Arduino Nano que procesa las señales de todos los signos vitales y las envía mediante el módulo Bluetooth.
- **Módulo Bluetooth:** se encuentra conectado con los pines de Rx y Tx de la tarjeta Arduino Nano para su correcto funcionamiento.

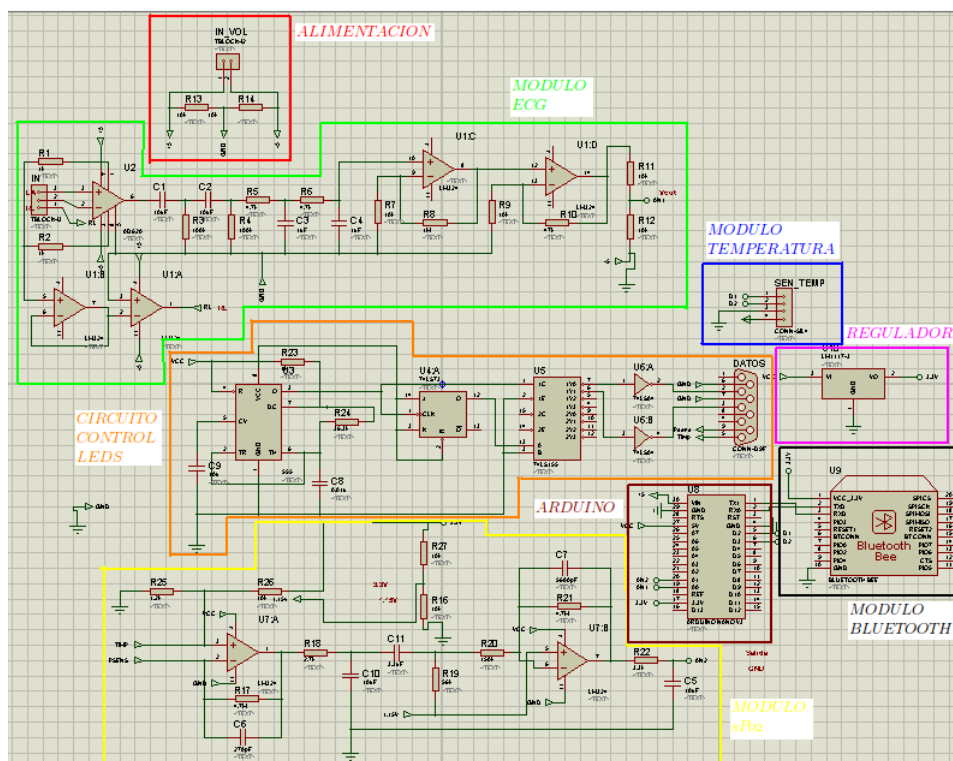


Figura 4.15: Diseño de la placa del sistema en ISIS

Terminado el diseño con todos los circuitos en ISIS, se realizó el diseño de la placa en ARES para conocer la posición de los elementos dentro de la placa. Se realizó una placa a doble lado para reducir el tamaño de la misma y hacerla lo más compacta posible. Los elementos más importantes se colocaron en la parte frontal de la placa como son la tarjeta Arduino Nano, el módulo Bluetooth, las borneras para la conexión de la alimentación, los electrodos, el sensor de temperatura y el conector DB9 para la conexión del sensor SpO_2 . El diseño de la placa en ARES se muestra en la figura 4.16.

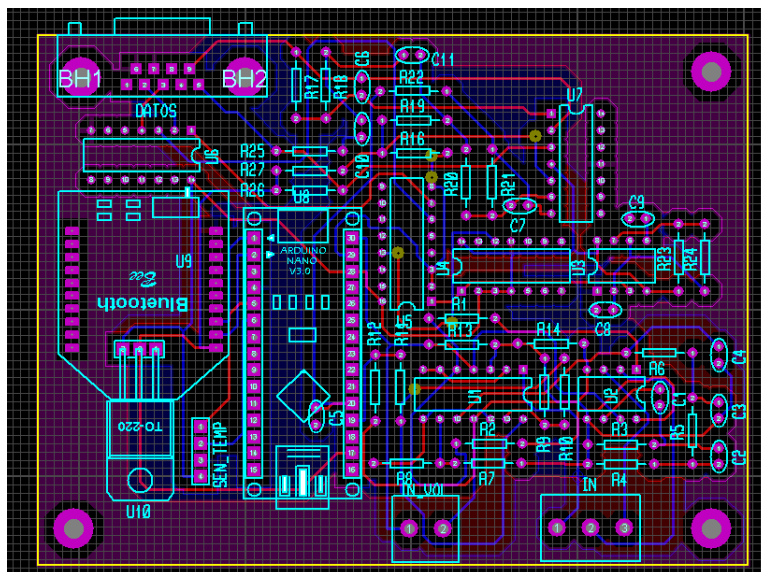


Figura 4.16: Diseño de la placa del sistema en ARES

La placa general del prototipo implementada se muestra en la figura 4.17.

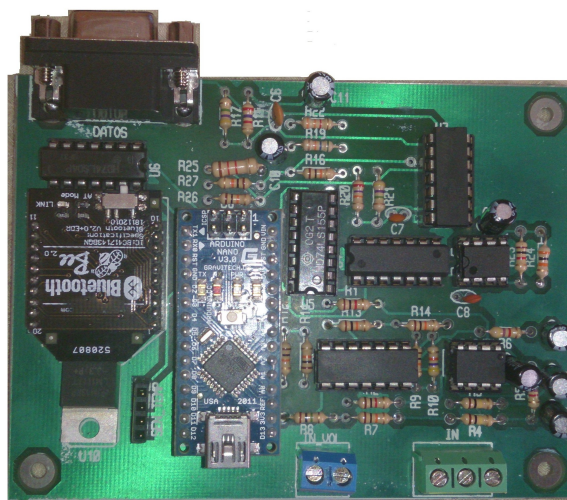


Figura 4.17: Placa general del prototipo

4.4 Programación Software Libre

4.4.1 ECG

Los datos correspondientes al electrocardiograma son leídos por la placa Arduino mediante el pin A0 (Entrada Análoga). Para construir la gráfica del electrocardiograma se necesita transmitir mínimo 150 datos por segundo, por lo que en la programación se utilizó un retardo de 7mseg que permitió tener la suficiente cantidad de datos.

Una vez leídos los datos, la librería MEETANDROID se encargó del envío vía Bluetooth de los mismos, mediante la sentencia:

```
meetandroid.send(analogread(A0))
```

Estos últimos serán receptados por la aplicación Amarino instalada en el dispositivo móvil, que finalmente se comunica con la interfaz gráfica de la aplicación realizada en eclipse llamada SENSORGRAPH la cual presenta una gráfica en tiempo real de los datos transmitidos.

4.4.2 SpO_2

Para la lectura de los datos del nivel de oxígeno, se utilizó el pin analógico A1 y se creó algunas variables que permiten la lectura de los datos obtenidos. Una vez leídos los datos, se debe discernir entre datos que representan simplemente ruido, de los datos de interés que corresponden a los leds rojo e infrarrojo, que son parte del sensor. Para esto se implementó un código que detecta valores menores a 30 que son considerados como ruido, posteriormente un bloque que detecta los valores de la onda del primer led y se los almacena en una variable, para luego detectar los valores de onda del segundo led y almacenar en una segunda variable.

Con los datos obtenidos se aplica una fórmula logarítmica:

$$R' = \frac{\log(Iac)\lambda_1}{\log(Iac)\lambda_2}$$

Iac λ_1 : Voltaje RMS de la longitud de onda del primer led.

Iac λ_2 : Voltaje RMS de la longitud de onda del segundo led.

Finalmente se obtiene el dato de SpO_2 con la siguiente fórmula:

$$\%SpO_2 = 26.5r^2 - 120.8r + 189.7$$

Todas las operaciones se las realiza en la tarjeta Arduino, para obtener un dato de SpO_2 que facilite su envío. Finalmente se envía el dato de SpO_2 vía Bluetooth usando la librería MEETANDROID, junto con un indicador que permite identificar en el dispositivo móvil, cuál es el dato que se envía.

4.4.3 Temperatura

Para la lectura de los datos entregados por el sensor SHT15 se utilizó la librería SENSIRION que mediante la función MEASURE nos permite obtener la medida de la temperatura en grados centígrados, mediante el uso de la siguiente sentencia:

```
tempSensor.measure(&temperature, &humidity, &dewpoint)
```

De esta manera lo único a realizar es guardar la variable y enviarla vía Bluetooth al dispositivo móvil utilizando la librería MEETANDROID y añadiendo una nueva bandera para identificar el dato que se envía en el dispositivo móvil.

4.5 Dispositivo Móvil

Se utilizó una Tablet Samsung tab 2 (7 pulgadas) como se muestra en la figura 4.18 y cuyas características se detallan en la tabla 4.4.



Figura 4.18: Dispositivo móvil

Tabla 4.4: Características del dispositivo móvil

Modelo	Samsung Galaxy Tab 2
Color	Titanium Silver
Sistema Operativo	Android 4.0
Procesador	1GHz Dual Core
Almacenaje	8Gb + 32Gb expandible
Pantalla	Táctil 7" (1024x600px)
Wi-fi	802.11b/g/n
Bluetooth	3.0
Cámara	3.0Mp
Dimensiones	193,7 x 122,4 x 10,5mm
Peso	345g
Batería	4,000mAh
Puerto	USB 2.0

4.5.1 Programación en Java

La programación en el dispositivo móvil posee 3 partes: el programa principal que permite la recepción de los datos vía Bluetooth y la presentación numérica de los mismos, el programa secundario que permite graficar los datos del ECG que se reciben vía Bluetooth y finalmente el programa con todos los componentes de visualización, es decir la composición de la parte gráfica del programa.

Dentro del programa para la recepción de datos y su visualización, se necesitan algunos componentes. En la primera parte se declaran las variables y los componentes de visualización a utilizar, pero es importante declarar la dirección del dispositivo para una correcta conexión entre los mismos mediante la siguiente sentencia:

```
private static final String DEVICE_ADDRESS = "00:12:04:19:90:62"
```

Se declaró los componentes de visualización que se encuentran en el archivo layout para identificar cada uno de los componentes. Finalmente se recibió los datos vía Bluetooth en forma de string con la siguiente sentencia:

```
data = intent.getStringExtra(AmarinoIntent.EXTRA_DATA)
```

Se realizó una discriminación con la ayuda de los indicadores enviados desde Arduino para conocer si es un dato de SpO_2 o temperatura para mostrar en la pantalla o es un dato de ECG que se debe graficar mediante la sentencia:

```
mGraph.addDataPoint(sensorReading)
```

Como parte de la programación se creó un archivo de texto para guardar los datos que se reciben y poder analizarlos posteriormente.

Para poder realizar el gráfico de los datos recibido del ECG, simplemente ajustamos varios parámetros para la correcta visualización de los datos como los valores máximos y mínimos, la escala del gráfico, los colores, la forma de graficar, la velocidad.

Finalmente para la parte de visualización necesitamos agregar los campos necesarios, los mismo que serán identificados en el programa principal. En este caso tenemos un campo amplio para la visualización del ECG, tres campos editables que presentan los valores de temperatura, SpO_2 y pulsaciones.

En la figura 4.19 se muestra el sistema completo para la medición de los signos vitales.

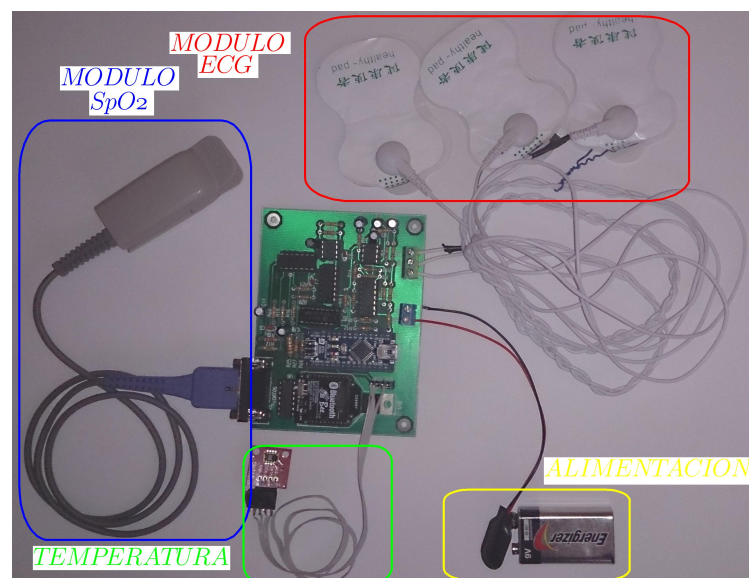


Figura 4.19: Sistema de medición general

En la figura 4.20 se muestra la visualización final de la aplicación.



Figura 4.20: Visualización final de la aplicación

CAPÍTULO 5

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Para el análisis de resultados se procedió de la siguiente manera: recepción de signos vitales a una muestra de 10 personas aplicando el sistema en experimentación. Se consideraron las características de las personas a las que se les aplicó las pruebas de funcionamiento del sistema en experimentación, pues estas pueden alterar los parámetros normales de los signos vitales. Las características del grupo en mención se muestran en la tabla 5.1.

Tabla 5.1: Datos de los pacientes

Pacientes	Género	Edad
Paciente 1	F	23
Paciente 2	M	23
Paciente 3	M	69
Paciente 4	F	61
Paciente 5	M	62
Paciente 6	M	62
Paciente 7	F	58
Paciente 8	F	49
Paciente 9	M	22
Paciente 10	M	56

Los valores obtenidos fueron cotejados con valores ajustados a dispositivos para cada signo vital, de esta comparación se obtuvo el margen de error del sistema en implementación. Estos datos permiten determinar el grado de precisión y exactitud del sistema.

Se calculó el valor promedio para los valores de cada signo vital:

- ECG (Pulsaciones por minuto).
- Temperatura corporal.
- SpO_2 .

Se procedió al cálculo del valor relativo de cada medición, para ellos fueron utilizados los valores receptados por el sistema implementado y aquellos que arrojaron los dispositivos exclusivos de cada signo mediante la siguiente relación:

$$E = |V_{real} - V_{aprox}|$$

En primer lugar se realizó el cálculo del error absoluto, y se procede al cálculo del error relativo en porcentaje.

$$e = \frac{|V_{real} - V_{aprox}|}{V_{real}} * 100\%$$

Según los parámetros internacionales un error absoluto menor al 10% es considerado aceptable para la presente investigación.

5.1 ECG

5.1.1 Cálculo del Retardo

El retardo se implementa en la programación de la tarjeta Arduino, el mismo que permite variar el número de muestras por segundo para el muestreo de la señal ECG. Se realizaron pruebas con diferentes valores de retardo para calcular un valor que permita una aceptable visualización de la señal, un correcto cálculo de los latidos por minuto y una comunicación con el dispositivo móvil que no provoque interrupciones. Para las pruebas realizadas se colocaron los electrodos como se observa en la figura 5.12

La tabla 5.2 muestra el número de muestras por segundo que se obtiene de la señal ECG, con respecto al retardo a utilizar en la programación en Arduino.

Tabla 5.2: Número de muestras por segundo de la señal ECG

Retardo (milisegundos)	Muestras por segundo
2	500
4	250
7	150
12	80
18	55
25	40
35	30

El retardo de 2mseg envía una mayor cantidad de muestras vía Bluetooth, por lo que el sistema no funciona adecuadamente, se hace lento y se congela la imagen. Utilizando un retardo de 4mseg la señal se visualiza con mayor detalle debido al número de muestras obtenidas y se tiene una alta velocidad el momento de graficar los datos que no permite apreciar perfectamente la señal. La visualización de la señal con un retardo de 4mseg se muestra en la figura 5.1.

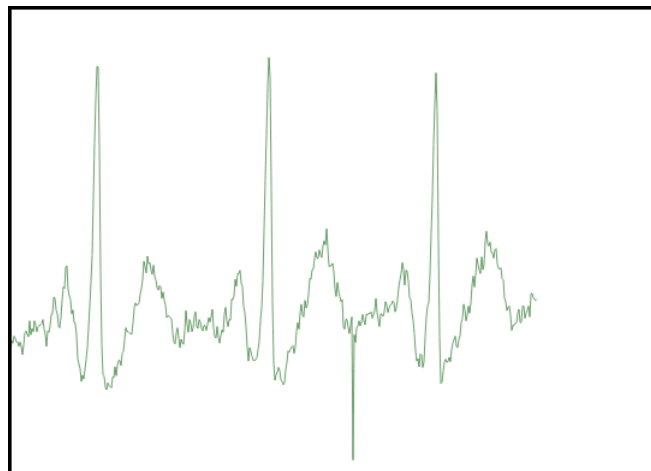


Figura 5.1: Señal ECG con un retardo de 4mseg

Utilizando un retardo de 7mseg se obtiene suficientes datos para una correcta visualización de la señal, la velocidad para realizar el gráfico permite apreciar correctamente la misma y por la cantidad de datos el funcionamiento de la tarjeta Arduino y el módulo Bluetooth es aceptable. El gráfico de la señal con un retardo de 7mseg se muestra en la figura 5.2.

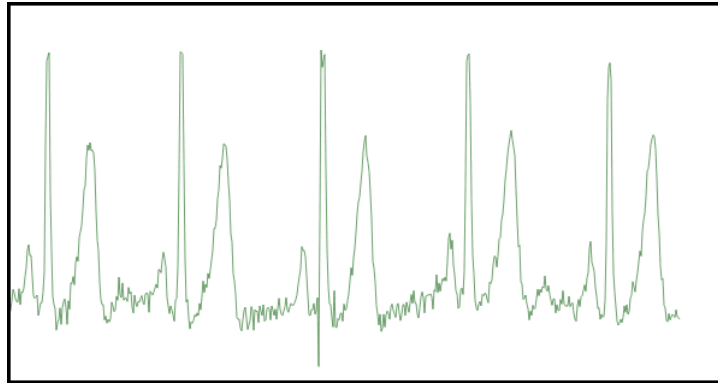


Figura 5.2: Señal ECG con un retardo de 7mseg

Utilizando un retardo de 12mseg se pierden unos pocos detalles de la señal ECG, se tiene una menor velocidad para realizar el gráfico y por la menor cantidad de datos, el funcionamiento de la tarjeta Arduino y módulo Bluetooth mejora. El gráfico de la señal ECG con un retardo de 12mseg se muestra en la figura 5.3.

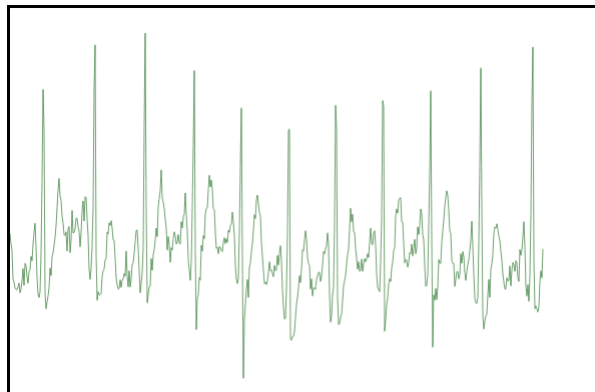


Figura 5.3: Señal ECG con un retardo de 12mseg

Utilizando un retardo de 18 mseg se pierden detalles importantes dentro de la señal ECG, la velocidad para graficar el gráfico es menor y mejora el rendimiento de la tarjeta Arduino y el módulo Bluetooth. El gráfico de la señal ECG con un retardo de 18mseg se muestra en la figura 5.4.

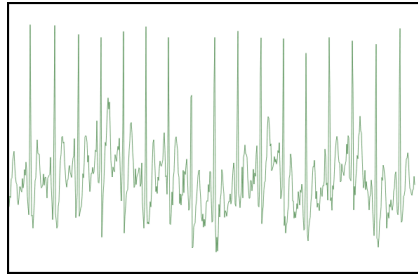


Figura 5.4: Señal ECG con un retardo de 18mseg

Se realizaron pruebas con 25mseg y 35mseg de retardo, donde se pierde la forma característica de la señal ECG, a pesar de mejorar el rendimiento de la tarjeta Arduino y el módulo Bluetooth se pierde por completo el análisis de la señal. La figura 5.5 y 5.6 muestra la señal ECG con 25mseg y 35mseg de retardo respectivamente.

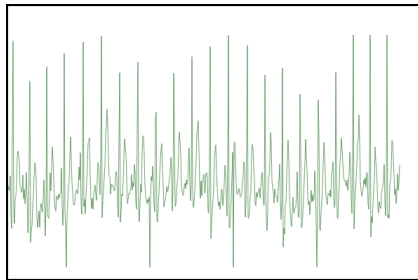


Figura 5.5: Señal ECG con un retardo de 25mseg

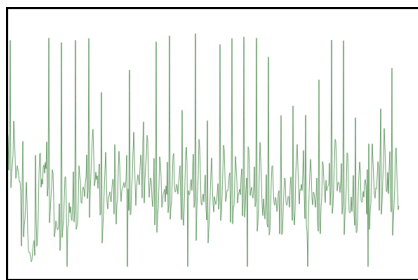


Figura 5.6: Señal ECG con un retardo de 35mseg

Según las pruebas realizadas, se puede tener un margen de retardo aproximado desde los 6mseg hasta los 12mseg, para que no se pierdan los detalles de la señal, su forma característica y la tarjeta Arduino y módulo Bluetooth tenga un buen rendimiento. Para las siguientes pruebas, se utilizó un retardo de 7mseg.

5.1.2 Tiempo de Estabilización

Se tomó los datos de los latidos por minuto para una persona, cada 10 segundos para estimar el tiempo de estabilización de las señal. Se consideró el tiempo de estabilización, cuando la variación de las pulsaciones no sea mayor a 2 unidades. Los datos de los latidos por minuto tomados cada 10 segundos se muestran en la tabla 5.3.

Tabla 5.3: Tiempo de estabilización de la señal ECG

Tiempo (segundos)	Latidos por minuto
10	100
20	96
30	92
40	94
50	95
60	96

El tiempo de estabilización de la señal de ECG es de aproximadamente de 1 minuto, en el cual se logra una diferencia en las mediciones menores a 2 unidades y permite una mayor exactitud en las lecturas obtenidas. Para las pruebas realizadas se consideró el tiempo de estabilización y la variación de los latidos por minuto para tomar los valores.

5.1.3 Medición

Se tomó las pulsaciones por persona en estado de reposo mediante el sistema en implementación, para luego receptor el pulso de forma manual. Los resultados fueron obtenidos en el dispositivo móvil como se muestra en la figura 5.7.



Figura 5.7: Visualización ECG

Para el cálculo del error absoluto y relativo de cada uno de los datos obtenidos, se procedió utilizando las relaciones matemáticas mencionadas. Los resultados obtenidos de la muestra de 10 pacientes se muestran en la tabla 5.4.

Tabla 5.4: Tabla de error de las pulsaciones en reposo

Pacientes	Puls. Sistema	Puls. Reales	Error Absoluto	Error Relativo
Paciente 1	88	84	4	4.76
Paciente 2	81	83	2	2.41
Paciente 3	60	63	3	4.76
Paciente 4	67	66	1	1.51
Paciente 5	77	81	4	4.94
Paciente 6	66	69	3	4.35
Paciente 7	93	95	2	2.10
Paciente 8	73	72	1	1.39
Paciente 9	82	80	2	2.50
Paciente 10	75	72	3	4.17

Según la información que recoge la tabla 5.4 el error porcentual es del 3.3%, porcentaje ubicado dentro del rango del 10% que se considera como aceptable, aproximándose a los valores medidos manualmente.

Se midió las pulsaciones después de realizar ejercicio utilizando el sistema implementado y tomando su pulso manualmente. Posteriormente se procedió a calcular el error absoluto y relativo para cada dato medido. La tabla 5.5 muestra los datos obtenidos de la muestra de 5 pacientes y el error en cada dato medido.

Tabla 5.5: Tabla de error de pulsaciones en actividad

Pacientes	Puls. Sistema	Puls. Reales	Error Absoluto	Error Relativo
Paciente 1	129	135	6	4.44
Paciente 2	144	141	3	2.13
Paciente 3	110	115	5	4.35
Paciente 4	140	135	5	3.7
Paciente 5	130	126	4	3.17

Según la información que recoge la tabla 5.5 el error porcentual es del 3.55%, porcentaje ubicado dentro del rango del 10% que se considera como aceptable, aproximándose a los valores medidos manualmente.

Finalmente se realizó una prueba con un electrocardiógrafo médico de 12 derivaciones de la marca Danatech, modelo Vista 310, que es capaz de detectar anomalías y/o enfermedades del corazón, además de una serie de parámetros médicos que permiten un diagnóstico especializado. En la figura 5.8 se observa el equipo utilizado.



Figura 5.8: Electrocardiógrafo Danatech Vista 310

En la figura 5.9 se muestra la gráfica de la derivación II obtenida mediante el equipo médico.



Figura 5.9: Derivación II obtenida con el equipo médico

Los datos obtenidos del equipo médico se muestran en la figura 5.10, donde observamos que el número de pulsaciones del corazón es de 101 lpm.

HR	:	101 bpm
P Dur	:	110 ms
PR int	:	147 ms
QRS Dur	:	87 ms
QT/QTc int	:	317/412 ms
P/QRS/T axis	:	124/117/141 °
RV5/SV1 amp	:	1.020/0.914 mV
RV5+SV1 amp	:	1.934 mV
RV6/SV2 amp	:	0.959/2.047 mV

Figura 5.10: Datos obtenidos mediante el equipo médico

Finalmente en la figura 5.11 se observan los resultados obtenidos con el sistema implementado para realizar una comparación con el equipo médico.



Figura 5.11: Resultados obtenidos mediante el sistema implementado

Los resultados del sistema implementado son iguales que el equipo médico, por lo que podemos garantizar una buena precisión en las lecturas del sistema.

5.1.4 Localización de los Electroodos

Se realizaron pruebas de funcionamiento colocando los electrodos en diferentes partes distales del corazón. En la figura 5.12 se muestra la colocación de los electrodos para la primera prueba.

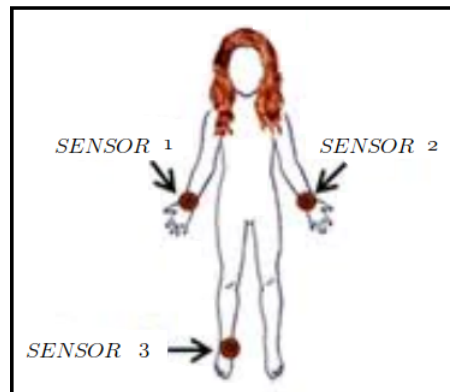


Figura 5.12: Colocación de los electrodos en la posición 1

La señal ECG resultante se muestra en la figura 5.13.

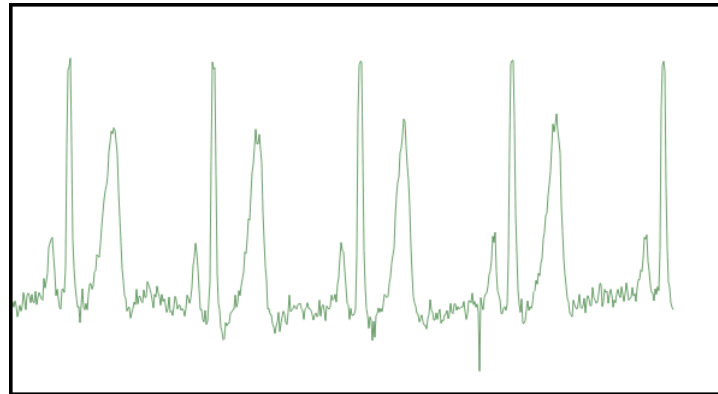


Figura 5.13: Señal ECG en la posición 1

En la figura 5.14 se muestra la colocación de los electrodos para la segunda prueba.

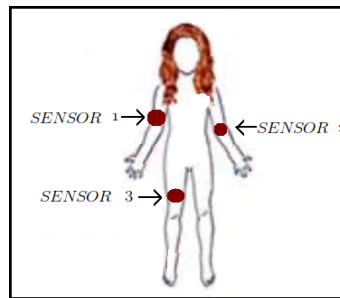


Figura 5.14: Colocación de los electrodos en la posición 2

La señal ECG resultante se muestra en la figura 5.15.

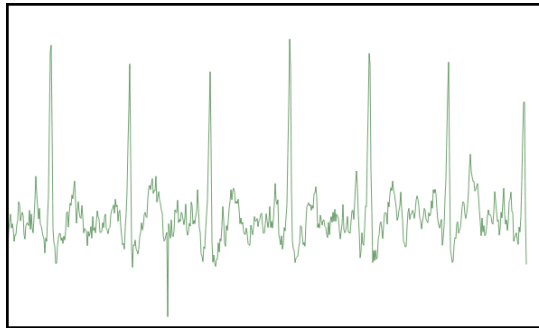


Figura 5.15: Señal ECG en la posición 2

En la figura 5.16 se muestra la colocación de los electrodos para la tercera prueba.

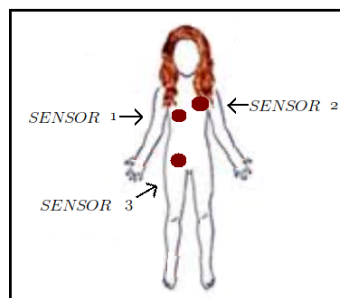


Figura 5.16: Colocación de los electrodos en la posición 3

La señal ECG resultante se muestra en la figura 5.17.

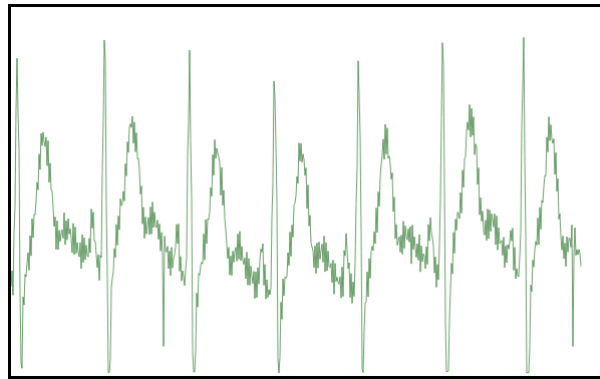


Figura 5.17: Señal ECG en la posición 3

Con las pruebas realizadas en diferentes posiciones distales del corazón, se puede comprobar la ley del infinito eléctrico, la cual consiste en medir potencial eléctrico registrado en una extremidad (a más de doce centímetros del corazón), es el mismo sin importar el sitio en donde se coloque el electrodo sobre ella. Generalmente se colocan los electrodos en las muñecas o en los tobillos, pero si una extremidad ha sido amputada se puede colocar en su porción más distal.

5.1.5 Señal ECG

Se realizó la medición de la señal en reposo y en movimiento, para conocer los errores que pueden ser provocados por el movimiento. En la figura 5.18 se observa la señal ECG en reposo.

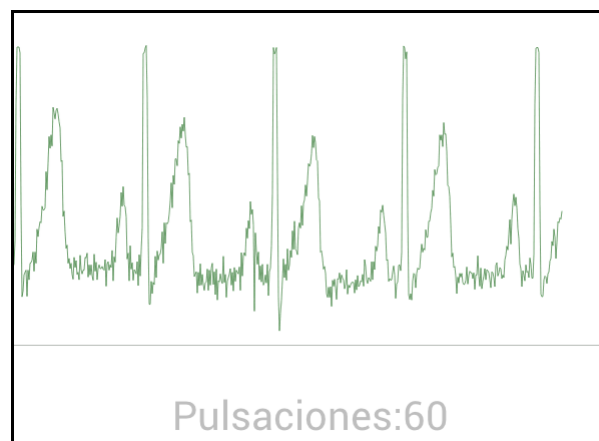


Figura 5.18: Señal ECG en reposo

En la figura 5.19 se observa la señal ECG en movimiento y los errores que se pueden producir en la visualización de la señal y el cálculo de las pulsaciones.



Figura 5.19: Señal ECG en movimiento

5.2 Temperatura

Para realizar las mediciones de temperatura corporal, se tomó las mismas de forma externa mediante la colocación del dedo índice sobre el sensor como se observa en la figura 5.20.

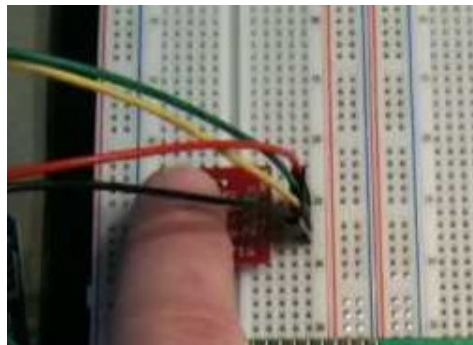


Figura 5.20: Senzor de temperatura

5.2.1 Tiempo de Estabilización

Se tomó las lecturas de la temperatura para una persona, cada 10 segundos para estimar el tiempo de estabilización de la señal. Se consideró el tiempo de estabilización, cuando la variación de la lecturas de la temperatura no sea mayor a 0.2 unidades. Las mediciones de temperatura obtenidas cada 10 segundos se muestran en la tabla 5.6.

Tabla 5.6: Tiempo de estabilización de la señal de Temperatura

Tiempo (segundos)	Temperatura
10	25.13
20	27.41
30	29.43
40	30.72
50	31.78
60	32.92
70	33.79
80	34.02
90	34.21
100	34.51
110	34.60
120	34.64

El tiempo de estabilización de la señal de temperatura es de aproximadamente de 2 minutos, en el cual se logra una diferencia en las mediciones menores a 0.2 unidades y permite una mayor exactitud en las lecturas obtenidas.

5.2.2 Medición

La temperatura corporal fue medida en primera instancia con el sistema en implementación, de la misma manera se utilizó un termómetro clínico para obtener la lectura exacta del signo vital. Los resultados se muestran en la tabla 5.7.

Tabla 5.7: Tabla de medición de la temperatura corporal

Pacientes	Temperatura Sistema	Temperatura Exacta
Paciente 1	34.64	36.5
Paciente 2	33.91	37.2
Paciente 3	34.24	36.3
Paciente 4	33.50	36.2
Paciente 5	34.85	37.6
Paciente 6	34.1	36.6
Paciente 7	34.57	36.8
Paciente 8	34.27	36.4
Paciente 9	34.16	36.4
Paciente 10	34.8	36.9

La figura 5.21, muestra una gráfica comparativa de los datos de temperatura tomados con el sensor y los datos identificados con el termómetro, se observa una diferencia entre los valores receptados y esto permite calcular un factor de corrección que permita obtener una respuesta con un mínimo de error en el sistema implementado.

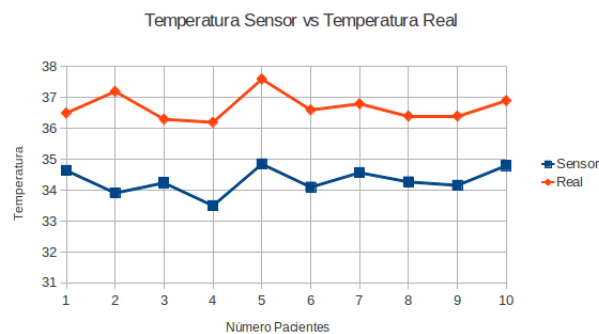


Figura 5.21: Temperatura medida con el sistema vs temperatura medida con el termómetro

Procedemos a calcular el factor de corrección para cada uno de los datos y obtenemos un valor promedio para calcular el factor de corrección final. La tabla 5.8 muestra el factor de corrección calculado para cada uno de los datos de temperatura.

Tabla 5.8: Tabla de cálculo del factor de corrección

Pacientes	Temperatura Sistema	Temperatura Real	Factor De Corrección
Paciente 1	34.64	36.5	1.05
Paciente 2	33.91	37.2	1.10
Paciente 3	34.24	36.3	1.06
Paciente 4	33.50	36.2	1.08
Paciente 5	34.85	37.6	1.08
Paciente 6	34.1	36.6	1.07
Paciente 7	34.57	36.8	1.06
Paciente 8	34.27	36.4	1.06
Paciente 9	34.16	36.4	1.06
Paciente 10	34.8	36.9	1.06

Se calculó un promedio de los datos de factores de corrección, obteniendo como resultado un factor de corrección general de 1.07, que fue utilizado para el cálculo del error en el sistema. La figura 5.22 muestra la temperatura del sistema aplicado el factor de corrección y la temperatura del termómetro.

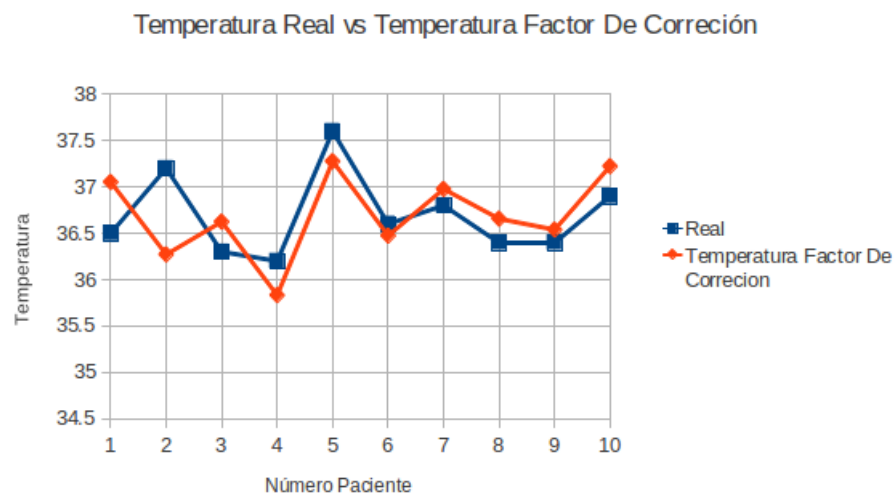


Figura 5.22: Temperatura del sistema con factor de corrección vs temperatura termómetro

Posteriormente se calcula el error absoluto y relativo para cada medición de temperatura usando el factor de corrección calculado. Los datos con lo errores se muestra en la tabla 5.9.

Tabla 5.9: Tabla del error de la temperatura con factor de corrección

Pacientes	Temp. Sistema	Temp. Real	Error Absoluto	Error Relativo
Paciente 1	37.05	36.5	0.55	1.51
Paciente 2	36.27	37.2	0.93	2.5
Paciente 3	36.62	36.3	0.32	0.88
Paciente 4	35.83	36.2	0.37	1.02
Paciente 5	37.27	37.6	0.33	0.88
Paciente 6	36.47	36.6	0.13	0.35
Paciente 7	36.97	36.8	0.17	0.46
Paciente 8	36.65	36.4	0.25	0.69
Paciente 9	36.53	36.4	0.13	0.36
Paciente 10	37.22	36.9	0.32	0.87

El error porcentual medio de las mediciones de temperatura aplicado el factor de corrección es de 0.95%, considerado un error aceptable que permite una medición precisa del signo vital en mención.

5.3 SpO_2

Debido a la imposibilidad de utilizar equipos para una medición exacta del valor de SpO_2 , se tomó la frecuencia de la señal para compararla con la señal ECG. Estas deben tener la misma frecuencia, lo que quiere decir que cada pico del ECG debe corresponder a un pico de la señal de SpO_2 , hay que añadir que, debido a que las señales no fueron tomadas simultáneamente pueden existir pequeñas diferencias.

Para obtener la gráfica de la señal de SpO_2 , se utilizaron las mismas condiciones de muestreo de la señal ECG, que permiten su visualización en el dispositivo móvil. Las 2 señales poseen la misma frecuencia, por lo que las condiciones para la visualización implementadas para la señal ECG se ajustan de forma adecuada para la señal de SpO_2 . Finalmente obtuvimos la gráfica de la señal SpO_2 en el dispositivo móvil, la cual nos permite calcular el valor final de SpO_2 . La figura 5.23 muestra la concordancia entre las señales ECG y SpO_2 .

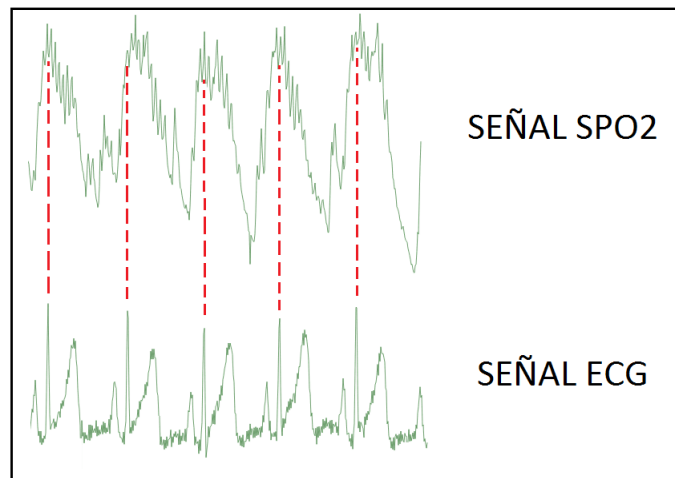


Figura 5.23: Señal ECG vs señal SpO_2

5.3.1 Tiempo de Estabilización

Se tomó las lecturas del SpO_2 para una persona, cada 10 segundos para estimar el tiempo de estabilización de la señal. Se consideró el tiempo de estabilización, cuando la variación de las lecturas del SpO_2 no sea mayor a 1 unidad. Los datos de las mediciones de SpO_2 tomados cada 10 segundos se muestran en la tabla 5.10.

Tabla 5.10: Tiempo de estabilización de la señal SpO_2

Tiempo (segundos)	SpO_2
10	91.13
20	91.26
30	91.32

El tiempo de estabilización de la señal de SpO_2 es de aproximadamente de 30 segundos, en el cual se logra una diferencia en las mediciones menores a 0.5 unidades y permite una mayor exactitud en las lecturas obtenidas.

5.3.2 Medición

En la tabla 5.11 se muestra los valores de SpO_2 tomados para todas las personas. El rango normal se encuentra entre el 85% y el 95%, por lo que los valores obtenidos se encuentran dentro de un rango aceptable.

Tabla 5.11: Tabla de medición SpO_2

Pacientes	SpO_2
Paciente 1	94
Paciente 2	89
Paciente 3	92
Paciente 4	94
Paciente 5	86
Paciente 6	87
Paciente 7	90
Paciente 8	90
Paciente 9	93
Paciente 10	88

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 Conclusiones

- De acuerdo al análisis de error, los datos obtenidos de las pulsaciones del corazón se ubican dentro del error porcentual del 4%, lo que determina garantía en precisión y exactitud.
- La temperatura corporal luego de la aplicación del factor de corrección de 1.07, conduce a un error porcentual de menos del 1%, esto determina que el valor obtenido de temperatura se acerque al dato de temperatura mediante dispositivos internos toda vez que la medición se realiza de forma externa, debido a la rápida respuesta del sensor y su sensibilidad.
- Se comprobó el correcto funcionamiento del módulo al comparar la frecuencia de la señal de SpO_2 con la del ECG, que a pesar de no tener un valor referencial para su comparación los datos obtenidos se hallan dentro del margen normal de valores para cada paciente.
- Debido a que la placa utilizada para la medición de signos vitales es de fácil manejo y transporte; 10 cm x 5cm; es portátil y puede ser usada en cualquier lugar y momento, sólo se requiere para su completo funcionamiento una batería de 9v y la adaptación de sensores que se traduce en un manejo sencillo.

- El uso de una única placa para la medición de los tres signos vitales planteados en este proyecto, permitió eliminar gran parte del ruido presente en el sistema, mejorando la calidad de la señal obtenida, facilitando el procesamiento de las mismas y garantizando la veracidad de los signos vitales.
- Los datos obtenidos del ECG, SpO_2 y temperatura corporal ayudan a realizar un diagnóstico al paciente que permita conocer la existencia de alguna enfermedad, trastorno o algún tipo de complicación; permitiendo obtener una idea general del estado de salud del paciente basado en los signos vitales analizados.
- En base a las pruebas de funcionamiento del sistema y al error obtenido en el análisis de resultados de cada uno de los módulos, podemos concluir que se consiguieron los objetivos planteados en el proyecto al brindar un sistema de monitoreo de signos vitales que posea una precisión en sus lecturas y que permita una movilidad al usuario.

6.2 Recomendaciones

- La medida de pulsaciones del corazón debe realizarse en reposo, el movimiento del paciente puede introducir ruido en el sistema que se refleja en los datos del ECG, como en el cálculo de pulsaciones.
- La obtención de una medición más exacta de los signos vitales, requiere un tiempo de estabilización de las señales. Para el número de pulsaciones del corazón y SpO_2 se requiere un período corto de tiempo, pero para la temperatura corporal es importante esperar un tiempo prudencial que permita una lectura ajustada a la realidad.
- La correcta ubicación de los sensores en el paciente permite una buena visualización de la señal, según la ley del infinito eléctrico, la colocación de los electrodos a una distancia de 12cm del corazón produce resultados similares.
- Una de las dificultades presentes durante la medición de los signos vitales, es la exposición de las personas ante cambios en su condición física o emocional provocando cambios en los datos obtenidos.
- El proyecto puede ser usado como base para la implementación de un sistema más completo, mejorando el hardware (dispositivo más compacto, sensores más precisos),

el software (implementación en diferentes sistemas operativos) e interfaz gráfica implementado (visualización de la señal ECG y SpO_2 simultáneamente).

6.3 Trabajos Futuros

- Con la creación de filtros digitales se puede mejorar la visualización de las señales de los signos vitales, permitiendo una mayor facilidad en el cálculo de los mismos.
- Existen módulos de SpO_2 como OEM III, que permite un acoplamiento directo del sensor hacia el módulo para la obtención de la señal. Este módulo nos entrega de forma serial los datos de SpO_2 y ritmo cardíaco, y en caso de ser necesaria la obtención de la gráfica de la señal, se puede contar con un pin específico dentro de la tarjeta que cumplirá con dicho objetivo, garantizando una mayor precisión en los resultados.
- Visualización simultánea de la señal de ECG y de SpO_2 , utilizando plataformas electrónicas de mayores capacidades que permitan la manipulación de un gran número de datos a una mayor velocidad, ya que existen algunos problemas que pueden ser detectados con la ayuda de las dos señales de signos vitales.
- Aplicar electrodos de succión que permitan una mayor movilidad al paciente, sin la introducción de ruido al sistema. Existen electrodos para medición en movimiento del ECG, que están diseñados para evitar introducir ruido al sistema y se fijan a la piel con mayor firmeza.
- Utilizar un sensor de temperatura corporal que sea específico para este objetivo, que no sea necesario el uso de un factor de corrección y que tenga una precisión adecuada.
- Como algo adicional a este proyecto de titulación se podría implementar un sistema para medir otros signos vitales como la frecuencia respiratoria (polar H7, sensor de flujo de aire nasal y de boca) y presión arterial (esfigmomanómetro).

BIBLIOGRAFÍA

- [Al Ameen and Kwak, 2011] Al Ameen, M. and Kwak, K.-s. (2011). Social issues in wireless sensor networks with healthcare perspective. *Security*, 8(1):52–58.
- [Alemdar and Ersoy, 2010] Alemdar, H. and Ersoy, C. (2010). Wireless sensor networks for healthcare: A survey. *Computer Networks*, 54(15):2688–2710.
- [Androidzone, 2012] Androidzone (2012). Lo que se viene: Mejores teléfonos Android 2013. <http://androidzone.org/2012/12/lo-que-se-viene-mejores-telefonos-android-2013/>. [Online; accessed 01-Marzo-2013].
- [Arduino, 2013] Arduino (2013). Download the Arduino Software. <http://arduino.cc/en/main/software>. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [Attribution, 2013] Attribution, C. C. (2013). Get the Android SDK. <http://developer.android.com/sdk/index.html>. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [Cesni, 2012] Cesni (2012). Alternativas de Programacion para Android. <http://www.taringa.net/posts/linux/12808950/Alternativas-de-Programacion-para-Android.html>. [Online; accessed 31-Mayo-2013].
- [Chicago, 2013] Chicago, U. O. (2013). Signos Vitales: Temperatura Corporal, Pulso, Frecuencia Respiratoria y Presión Sanguínea. <http://www.uchospitals.edu/online-library/content=S03963>. [Online; accessed 01-Marzo-2013].
- [Cozal, 2013] Cozal, F. (2013). Electrocardiograma. <https://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>. [Online; accessed 08-Feb-2013].

- [Cunha et al., 2010] Cunha, J. P. S., Cunha, B., Xavier, W., Ferreira, N., Meireles, L., and Biodevices, S. A. (2010). Vital-jacket : A wearable wireless vital signs monitor for patients mobility in cardiology and sports. *4th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare PervasiveHealth*, 44(2):1–2.
- [Dor3624, 2013] Dor3624, U. (2013). Temperatura Corporal. <https://sites.google.com/site/dora3624/>. [Online; accessed 10-Feb-2013].
- [Ecured, 2013] Ecured (2013). Temperatura Corporal. http://www.ecured.cu/index.php/Temperatura_corporal. [Online; accessed 10-Feb-2013].
- [Elizondo, 2013] Elizondo, J. J. E. (2013). Sistema prototipo para medición de señales Biomédicas en labview . http://utcj.mx/claroline/claroline/backends/download.php?url=L0FydGljdWxvX01FRUUuZG9jeA%3D\3D&cidReset=true&cidReq=IPIM41_AP. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [Hanson et al., 2009] Hanson, M. A., Powell, H. C., Barth, A. T., Ringgenberg, K., Calhoun, B. H., Aylor, J. H., and Lach, J. (2009). Body area sensor networks: Challenges and opportunities. *Computer*, 42(1):58–65.
- [Huidobro, 2013] Huidobro, U. (2013). Tecnologías de información y comunicación. <http://www.monografias.com/trabajos37/tecnologias-comunicacion/tecnologias-comunicacion.shtml>. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [Jones et al., 2006] Jones, V., Halteren, A. V., Widya, I., Dokovsky, N., Bults, R., Konstantas, D., and Herzog, R. (2006). Mobihealth : Mobile health services based on body area networks. *Communication*, pages 219–236.
- [Kaufmann, 2010] Kaufmann, B. (2010). Design and Implementation of a Toolkit for the Rapid Prototyping of Mobile Ubiquitous Computing. http://www.amarino-toolkit.net/tl_files/thesis/amarino_thesis_kaufmann_2010.pdf. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [Kioskea, 2013] Kioskea (2013). WPAN (Wireless Personal Area Network). <http://es.kioskea.net/contents/wireless/wpan.php3>. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [León, 2008] León, D. C. G. (2008). PROYECTO DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLATAFORMA DE TELEMEDICINA PARA EL MONITOREO DE BIOSEÑALES. <http://www.dalcame.com/wdescarga/ecg12.pdf>. [Online; accessed 12-Feb-2013].

- [Lopez, 2012] Lopez, S. (2012). Pulse Oximeter Fundamentals and Design. http://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=4&ved=0CEMQFjAD&url=http%3A%2F%2Fwww.freescale.com%2Ffiles%2F32bit%2Fdoc%2Fapp_note%2FAN4327.pdf&ei=pZvRUfWfLU9QTC9oGYDA&usg=AFQjCNHao5rMi0dAcVpggV_Z_VJf9UxUsw&sig2=RiMAsLHpHAr1SCqjn_YQkg&bvm=bv.48572450,d.eWU. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [Maurer et al., 2006] Maurer, U., Rowe, A., Smailagic, A., and Siewiorek, D. (2006). Location and activity recognition using ewatch: A wearable sensor platform. *Ambient Intelligence in Everyday Life*, 3864:86–102.
- [MCM, 2013] MCM (2013). Arduino Uno vs Raspberry Pi vs BeagleBone Black. <http://blog.mcmelectronics.com/post/Arduino-Uno-Raspberry-Pi-and-BeagleBone-Black#.UeXP8c9qYxA>. [Online; accessed 16-Jul-2013].
- [Ng et al., 2004] Ng, J. W. P., Lo, B. P. L., Wells, O., Sloman, M., Peters, N., Darzi, A., Toumazou, C., and Yang, G.-z. (2004). *Ubiquitous Monitoring Environment for Wearable and Implantable Sensors (UbiMon)*, pages 3–4.
- [Noguerol Casado MJ, 2013] Noguerol Casado MJ, S. G. A. (2013). Pulsioximetría. <http://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsioximetria.pdf>. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [NONIN, 2013] NONIN (2013). Sensores Spo2 Nonin. <http://www.nonin.com/PulseOximetry/Sensors>. [Online; accessed 01-Marzo-2013].
- [Oliver and Flores, 2007] Oliver, N. and Flores, F. (2007). Healthgear: Automatic sleep apnea detection and monitoring with a mobile phone. *Journal of Communications*, 2(2):1–9.
- [Pamela Morales, 2012] Pamela Morales, E. V. C. (2012). Monitoreo de condiciones de salud mediante una red de dispositivos móviles. Technical report, Escuela Politécnica del Ejército.
- [Plus, 1997] Plus, M. (1997). Signos Vitales. <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/002341.htm>. [Online; accessed 01-Marzo-2013].

- [Rodriguez, 2012] Rodriguez, P. (2012). Los 5 mejores tablets de Android del año 2012. <http://www.androidpit.es/mejores-tablets-2012>. [Online; accessed 01-Marzo-2013].
- [Sensirion, 2013] Sensirion (2013). SHT15. <http://www.sensirion.com/en/products/humidity-temperature/humidity-sensor-sht15/>. [Online; accessed 01-Marzo-2013].
- [Tablado, 2011] Tablado, A. M. (2005-2011). Estándar Bluetooth. <http://tecmethapelonex.blogspot.com/2008/09/tecnologia-bluetooth.html>. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [ThemeAlley.Com, 2012] ThemeAlley.Com (2012). Qué API utilizar para crear aplicaciones Android. <http://blog.rocatic.com/2012/06/que-api-utilizar-para-crear-aplicaciones-android/>. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [TIC, 2012] TIC, C. (2012). Sistemas De Comunicación Inalámbricas. http://citic-research.org/area_tecnologica/1#sthash.f00q4QvJ.dpuf. [Online; accessed 16-Jul-2013].
- [Uhurulabs, 2010] Uhurulabs (2010). Empezando a programar aplicaciones para dispositivos móviles. <http://www.uhurulabs.com/2010/12/empezando-a-programar-aplicaciones-para-dispositivos-moviles>. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [Ullah et al., 2010] Ullah, S., Higgins, H., Braem, B., Latre, B., Blondia, C., Moerman, I., Saleem, S., Rahman, Z., and Kwak, K. S. (2010). A comprehensive survey of wireless body area networks : On phy, mac, and network layers solutions. *Journal of Medical Systems*, 36(3):1–30.
- [Wikipedia, 2013a] Wikipedia (2013a). Android. <http://www.es.wikipedia.org/wiki/Android>. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [Wikipedia, 2013b] Wikipedia (2013b). Eclipse (software). http://es.wikipedia.org/wiki/Eclipse_%28software%29. [Online; accessed 08-Feb-2013].

- [Wikipedia, 2013c] Wikipedia (2013c). Historial de versiones de Android. http://es.wikipedia.org/wiki/Anexo:Historial_de_versiones_de_Android. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [Wilac.net, 2011] Wilac.net (2005-2011). Información de Redes de Área Personal. http://www.wilac.net/modules/gallery/main.php?g2_itemId=3485. [Online; accessed 08-Feb-2013].
- [Xataka, 2012] Xataka (2012). Los seis mejores teléfonos Android de gama media. <http://www.xatakandroid.com/moviles-android/los-seis-mejores-telefonos-android-de-gama-media>. [Online; accessed 01-Marzo-2013].