



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES**

**TEMA: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA EL
MONITOREO EN TIEMPO REAL DEL ESTADO DE SALUD EN PERSONAS
DE EDAD AVANZADA MEDIANTE EL EMPLEO DE SENSORES
INTELIGENTES.**

AUTOR: GUANO CHIPUXI, GEOVANNY PATRICIO

DIRECTOR: PhD. CARRERA, VINICIO

SANGOLQUÍ - ECUADOR

ENERO 2017

Certificado de tutoría

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

CERTIFICADO

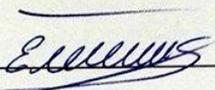
Ing. Vinicio Carrera, PhD.

CERTIFICA

Que el trabajo titulado "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA EL MONITOREO EN TIEMPO REAL DEL ESTADO DE SALUD EN PERSONAS DE EDAD AVANZADA MEDIANTE EL EMPLEO DE SENSORES INTELIGENTES.", realizado por el Sr. Geovanny Patricio Guano Chipuxi, ha sido guiado y revisado periódicamente y cumple en su totalidad con las normas establecidas por la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.

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

Sangolquí, 31 de Enero del 2017.



Ing. Vinicio Carrera, PhD.
DIRECTOR

Declaración de Responsabilidad

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, Geovanny Patricio Guano Chipuxi

DECLARO QUE:

El proyecto de grado denominado "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA EL MONITOREO EN TIEMPO REAL DEL ESTADO DE SALUD EN PERSONAS DE EDAD AVANZADA MEDIANTE EL EMPLEO DE SENSORES INTELIGENTES.", ha sido desarrollado con 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 mi autoría.

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

Sangolquí, 31 de Enero del 2017.



Geovanny Patricio Guano Chipuxi

Autorización de publicación

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

AUTORIZACIÓN

Yo, Geovanny Patricio Guano Chipuxi

Autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE la publicación, en la biblioteca virtual de la Institución, el trabajo titulado "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA EL MONITOREO EN TIEMPO REAL DEL ESTADO DE SALUD EN PERSONAS DE EDAD AVANZADA MEDIANTE EL EMPLEO DE SENSORES INTELIGENTES.", cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y autoría.

Sangolquí, 31 de Enero del 2017.



Geovanny Patricio Guano Chipuxi

DEDICATORIA

Dedicado a la memoria y trabajo de Segundo Manuel Chipuxi, mi padre que ahora convertido en un ángel guardián cuida y guía mi camino.

En memoria de dos personas que antes y después de su partida creyeron en mí, sin dudar de mis capacidades. A mi inolvidable ñaña que hace ya 15 años decidió adelantarse y apoyarme desde el cielo con su inolvidable frase, que cada vez que viene a mi memoria me llena de satisfacción y animo a seguir luchando por cumplir mis metas. A mi abuelito paterno, que de igual forma hace ya 5 años partió, pero que desde ese momento me ha cuidado, me guiado y sobre todo ha sido el único en creer en lo que yo podía llegar a obtener.

A mis padres que en todo momento, lugar y circunstancia han estado siempre ahí para darme animo a seguir y sobre todo apoyarme a cumplir mis objetivos, por su cuidado, su preocupación y su ejemplo de trabajo que ahora me ha servido de mucho para culminar una etapa de mi vida; de forma especial a mi madre, con quien hemos celebrado, reído e incluso derramado lágrimas por cada escalón alcanzado, cada resbalón, cada golpe que hemos enfrentado, cada meta que por más pequeña que esta haya sido siempre resultado útil.

A mi hermano por creer, apoyarme y sobre todo por permitirme ser un ejemplo en su formación tanto personal como profesional, a mi pequeña mamá quien es el motor más importante de que mi vida, ya que es por ella que cada día que empieza tengo las ganas de seguir en búsqueda de mis objetivos.

A mis abuelitos maternos, con quienes he compartido una sonrisa, una conversación y lágrimas, con quienes conversar de mi progreso es de lo más placentero para mí, porque sus miradas siempre están llenas de ese amor sincero, de esa emoción y sobre de esa felicidad que para mí no tiene precio. Por ultimo a mi compañera fiel, sincera, mi guía que en todo momento me ha sabido poner las más duras pruebas, a quien entre sonrisas y llantos he conversado mis decisiones, mis problemas, mis alegrías, mis tristezas; a mi Churonita querida, mi Virgen del Cisne.

Geovanny Patricio Guano Chipuxi

AGRADECIMIENTO

Primero a dios y a mi Churonita, quienes me han dado algo maravilloso como lo es mi familia, mis mejores amigos y mi vida; vida que ahora toma un nuevo sentido en búsqueda de nuevos proyectos y objetivos.

Agradezco a mis padres por los años dedicados a mi formación; formación que he recibido en diferentes ámbitos y por los valores que cada día me han inculcado. A mis dos hermanos Javier y Lizbeth, con quienes hemos compartido momentos dolorosos y divertidos. Con quienes crecer ha sido lo más hermoso que me ha podido suceder.

A mis ñaños Juan, Luis, Soledad, Jorge, Francisco con quienes he compartido los más hermosos momentos, quienes me han sabido acompañar en todo, quienes me han apoyado de distintas formas ya sea económica, personal y anímicamente.

Como olvidarse del grupito de amigos en quienes he confiado demasiado, con quienes he compartido buenos y malos momentos, desesperaciones y tranquilidades, de forma especial a Alejandra por ser la persona más dulce, sincera y una de las pocas mujeres importantes en mi vida; a Gaby la chica que dejo de llamarme amigo porque formamos un lazo de hermanos; a Fanny por ser como es, una buena amiga que con pocas palabras me ha sabido aconsejar y reír conmigo; a Katty quien se convirtió sin pensar en la persona con quien hablar de todo no fue nunca un tabú, a Diego quien se convirtió en un confidente; a mis amigos de la especialidad de Redes y de otras carreras con quienes gastarse una broma, una sonrisa, una experiencia nunca fue malo; a mis mejores amigos que por causas de la vida ahora están en otras universidades, gracias por su amistad, paciencia, y confianza hacia mí.

A mí querida universidad a la que llegue el primer día de clases lleno de emoción sin conocer la magnitud del problema en el que me había matriculado, a todo el cuerpo de ingenieros del departamento de Eléctrica y Electrónica, quienes con su experiencia, confianza y amistad contribuyeron a que mi preparación tenga los mejores resultados. Al Dr. Vinicio Carrera, quien es uno de los ejemplos a seguir en mi vida profesional

y quien acepto trabajar conmigo para realizar esta idea que hoy se convierte en mi trabajo de grado, la cual nació de uno de las sorpresas que la vida me había preparado. Al Ing. Darwin Alulema, quien fue uno de mis profesores a lo largo de mi estancia como alumno y que más tarde sin conocerme del todo acepto el reto de acompañarme en la realización de este trabajo. En general a todas las personas que han estado ahí, para sonreír, conversar, bromear, incluso para divertirnos y olvidarnos de los malos ratos que se tenían como estudiantes, de una de las mejores universidades y una de las mejores y difíciles de las carreras que se ofertan en el país.

Geovanny Patricio Guano Chipuxi

ÍNDICE GENERAL

DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	vi
ÍNDICE GENERAL	viii
ÍNDICE DE TABLAS	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
RESUMEN	xiv
ABSTRACT	xv
1 INTRODUCCIÓN	1
2 DISEÑO DEL SISTEMA DE MONITORIZACIÓN	5
2.1 Hardware	6
2.1.1 Modulo de adquisición de datos: <i>e-Health Sensor Platform</i>	6
2.1.2 Procesamiento	11
2.1.3 Transmisión GPRS	12
2.2 Software	13
2.2.1 Diseño del software del transmisor (Cliente)	14
2.2.2 Diseño del software del receptor (Servidor)	16

2.2.3	Diseño de la Base de Datos	17
3	IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE MONITORIZACIÓN	19
3.1	Implementación del modulo de adquisición de datos.	19
3.1.1	Calibración del sensor de Temperatura	19
3.1.2	Conexión del sensor de oximetría de pulso	22
3.1.3	Sensor de posición corporal	22
3.1.4	Sensor de Eletrocardiografía (ECG)	23
3.1.5	Plataforma de procesamiento y Adquisición de datos	24
3.1.6	Modulo de transmisión	24
3.1.7	Análisis de cobertura celular para el sistema de monitorización	26
3.2	Implementación del software del sistema de adquisición, transmisión y recepción de datos	29
3.2.1	Adquisición de Datos	29
3.2.2	Transmisión de Datos	32
3.2.3	Recepción y almacenamiento de Datos	33
3.2.4	Visualización de resultados	34
4	EVALUACIÓN DE RESULTADOS	36
4.1	Análisis del sensor de posición corporal	37
4.2	Análisis del sensor de temperatura	38
4.3	Análisis del sensor de pulso y oxígeno en la sangre	39
4.4	Análisis de resultados de la señal ECG recibida	40
4.5	Latencia en la transmisión de la información	42
4.6	Capacidad por canal y costo generado	43
4.7	Aceptación del prototipo	43
5	CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS	45
5.1	Conclusiones	45

	x
5.2 Recomendaciones	48
5.3 Trabajo Futuro	48
Anexos	49
A Circuito de la tarjeta e-Health Sensor Platform	51
Anexos	53
A Encuesta de factibilidad de uso del prototipo	54
BIBLIOGRAFÍA	57

ÍNDICE DE TABLAS

1	Características de la tarjeta Arduino Uno	25
2	Características del modulo transmisor de datos.	26
3	Resultados del análisis de la señal ECG transmitida	42

ÍNDICE DE FIGURAS

1	Diagrama de bloques del sistema de monitorización.	6
2	Descripción de los periféricos de la tarjeta <i>e-Health Sensor Platform</i>	7
3	Sensor de temperatura corporal.	8
4	Sensor de óximetria de pulso.	9
5	Sensor de posición corporal.	10
6	Sensor de electrocardiograma	11
7	Arduino Uno, encargado del procesamiento de los datos.	12
8	Módulo transmisor GSM/GPRS.	13
9	Diagrama de Flujo del cliente.	15
10	Diagrama de flujo del servidor.	16
11	Base de Datos diseñada (Modelo Conceptual)	18
12	Modificación de los valores en la librería de e-Health.	20
13	Metodología de medición de las resistencias para calibrar el sensor de temperatura.	21
14	Conexión del sensor de temperatura al cuerpo del paciente.	21
15	Conexión del sensor de oximetría de pulso.	22
16	Posiciones detectadas por el sensor de posición corporal	22
17	Sensor de electrocardiograma.	23
18	Comparativa de la calidad de señal 2G entre operadores móviles.	27
19	Comparativa de la calidad de señal 3G entre operadores móviles.	28

20	Grafica de monitorización de temperatura corporal.	35
21	Resultado analítico del tiempo de respuesta del sensor de posición corporal.	37
22	Pruebas realizadas con el sensor de oximetría.	39
23	Señal ECG recibida en el servidor Web	41
24	Señal filtrada mediante <i>wavelets</i> Daubechies	41
25	Estadística de importancia de la motorización	44
26	Estadística de la comodidad del paciente	44

RESUMEN

La población de adultos mayores cada día incrementa su porcentaje dentro del territorio ecuatoriano y en todo el mundo. De acuerdo con las proyecciones de población, Ecuador habrá envejecido un 12% más que el índice actual en el año 2050. Por lo tanto, la aplicación de la tecnología para ofrecer servicios de supervisión y atención sanitaria a distancia en el país reduciría la alta demanda que los hospitales registran actualmente. Bajo estas premisas, el presente trabajo describe la implementación de un prototipo para monitorizar el estado de salud de los adultos mayores. El sistema recoge datos de diferentes variables biológicas del cuerpo humano tales como la temperatura, el nivel de oxígeno en la sangre, ritmo cardíaco, la posición del cuerpo, e incluso señales de un electrocardiograma. Este prototipo emplea comunicación móvil (*i.e.*, GSM / GPRS) para enviar los datos a un servidor Web, el mismo que albergara aplicativos Web que permitirán visualizar los signos vitales del paciente desde cualquier punto del planeta. Se analizó el rendimiento del sistema de acuerdo a su fiabilidad, la tasa promedio de muestreo en cada sensor, y la latencia de mensajes a través de la red móvil. Con esta propuesta, buscamos una mejora significativa en la calidad de vida del adulto mayor, mediante la prevención de posibles situaciones de emergencia que pueden causar la muerte.

Palabras clave:

- **BIOMÉDICA**
- **COMUNICACIONES MÓVILES**
- **SENSOR FISIOLÓGICOS**

ABSTRACT

Elderly people are increasing as a percentage of the population in Ecuador and all over the world. According to population projections, Ecuador will have aged a 12% more than the current index by 2050. Thus, the application of technology to provide remote monitoring and healthcare services at home would reduce the high demand that hospitals currently experience. Under these assumptions, this work describes the implementation of a prototype to monitor the health status of elderly people. The system collects data from different biological variables of the human body such as temperature, blood oxygen level, heart rate, body position, and even electrocardiogram signals. This prototype also uses mobile communication (*i.e.*, GSM/GPRS) to send alerts and concentrate data at a Web server. That server might generate electronic health records in order to assist distant doctors. The performance of the system was analysed according to its reliability, average sampling rate at each sensor, and message latency through the mobile network. With this proposal, we look for a significant improvement in the quality of life of elderly people by preventing possible emergencies that may cause the death of patients.

Key words:

- **E-HEALTH**
- **WIRELESS COMMUNICATION**
- **PHYSIOLOGICAL SENSOR**

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

En los últimos años, las sociedades de distintos países hemos sido testigos de cuán rápido avanza el desarrollo tecnológico. En este ámbito diferentes herramientas tecnológicas se han dado a conocer, por ejemplo, en la informática: computadoras, televisores, celulares que integran nuevos servicios multimedia y más funcionalidades físicas que permiten mantener control de diferentes actividades que realiza una persona. Adicional, el tamaño de estos dispositivos se ha visto reducido proporcionalmente en relación al tamaño inicial con el cual se dieron a conocer años atrás. Ejemplos como este se pueden citar varios (Yokota et al., 2015), demostrando así el rápido crecimiento que la tecnología tiene actualmente.

En torno a este desarrollo, años atrás y conforme los avances tecnológicos iban en aumento, nace una terminología para agrupar las nuevas tendencias. Esta nueva terminología se conoce como "*Tecnologías de la Información y Comunicación (TIC)*", es decir, todos aquellos soportes y herramientas que tienen como objetivo, administrar, clasificar, compartir y difundir la información. Las TICs más conocidas son: Internet, la informática y las telecomunicaciones. En los últimos años las TICs han dado pasos agigantados en diferentes ámbitos de la investigación científica y tecnológica, tal es el caso que hoy en día se puede encontrar diferentes tipos de TICs (Katz, 2009).

Tal como ocurre en el caso de los medicamentos, es necesario tener la certeza de que no hay riesgo alguno para el paciente. Y este proceso, a veces puede llegar a tardar unos cuantos años para que se pueda aprobar o no su uso en la medicina (Jardines Méndez, 2005).

Las TICs y la medicina se han combinado para dar como resultado la Telemedicina, que nace para brindar asistencia médica a quien la requiera en sitios distantes o por imposibilidad de asistir a centros médicos. Se incluyen dentro de este campo: la educación para la salud, salud pública, el desarrollo de programas de salud, investigación científica y estudios epidemiológicos (Regalado & Sifuentes, 2010), entre estos se puede nombrar los siguientes:

- **Cirugía a distancia:**

permite a un profesional de la medicina realizar intervenciones quirúrgicas sin necesidad de trasladar al paciente a un centro médico.

- **Sensores implantables:**

incluidos dentro del cuerpo humano, con este tipo de sensores la posibilidad de monitorizar diversos parámetros, por ejemplo temperatura, presión arterial, ritmo cardíaco, etc; todo esto en tiempo real. (Silver, 2002; Sun, Joseph, & Crothall, 2000)

- **Cirugía con láser:**

Por otro lado, la sociedad ha centrado su atención en la tecnología y las ventajas que esta trae, que de cierto modo no ha identificado un problema que crece cada día. El envejecimiento de la población mundial es notorio tanto en los países desarrollados y en desarrollo. La población mundial envejece tan rápido que la mayoría de los países no cuenta con políticas públicas que tomen en consideración las cuestiones relativas

al envejecimiento de la población. El número de personas con 60 años o más en todo el mundo se ha duplicado desde 1980, y se prevé que alcance los 2000 millones en el 2050 (Andrews, 2000). Por su parte, la población de América Latina envejece más rápido de lo previsto y se espera que en los próximos 35 años el número de personas mayores represente casi un cuarto del total de habitantes de la región.

La monitorización del estado de salud de personas con algún tipo de limitación, especialmente en personas que padecen de enfermedades crónicas, así como también de la población infantil o de edad avanzada, se ha tornado una necesidad en los últimos años ya que es necesaria la participación de todas las partes implicadas en este procedimiento, un caso característico por ejemplo se muestra, si un paciente de avanzada edad experimenta una caída involuntaria y al encontrarse solo en casa, su estado no puede ser notificado ya sea a sus familiares cercanos o al servicio de emergencias del sector.

Trabajos previos proponen la monitorización de diferentes variables corporales a través del diseño e implementación de hardware y software que permita la captura de datos utilizando sensores experimentales y medios alámbricos de comunicación con algún dispositivo que permita la visualización de los resultados obtenidos (Bustamante, Sáenz, & Amaya, 2007). Estudios similares se han propuesto, por ejemplo Cahuasquí and Germán (2013), aborda como tema central la presión arterial. Este trabajo propone la medición de la presión arterial implementando una aplicación sobre la plataforma Android para su funcionamiento en smartphones y tablets. La información capturada por este dispositivo es enviada hasta un smartphone mediante un cable USB.

Dichos medios alámbricos han sido sustituidos a medida que la tecnología inalámbrica se ha desarrollando en diversos protocolos inalámbricos como ZigBee, Bluetooth (Ballesteros, Melo, & Quintero, 2010) o simplemente radio frecuencia (Pubiano & Aguilar, 2002).

Sin embargo, estas técnicas de monitorización van quedando casi obsoletas a medida que el acceso a Internet va en aumento en los últimos años. Debido a esto se han propuesto numerosas iniciativas que cuentan ya con transmisiones de mucho mayor alcance en donde se involucran redes de acceso como WiFi, GPRS, entre otras. Por ejemplo en Carrera and Morales (2012), se emplean diversos protocolos inalámbricos como ZigBee para la recepción de datos de los sensores y protocolos WiFi y/o GPRS para enviar esta información hacia un servidor conectado a Internet. Estas nuevas propuestas tienen una desventaja, ya que permiten trabajar con una sola variable (Osorno, Sáenz, & Amaya, 2008), por ejemplo: ritmo cardíaco, presión arterial, electrocardiograma, entre otras.

Considerando lo expuesto, el presente trabajo se enfoca en la aplicación de la telemedicina al cuidado del adulto mayor mediante monitorización remota. Para ello se implementará un dispositivo electrónico portable que permite mantener controlado el estado de salud de personas de edad avanzada. La recolección de los datos del paciente se realiza mediante sensores corporales. El dispositivo se enlaza a Internet a través de una red de telefonía móvil, utilizando para ello el protocolo GPRS. De esta manera, el dispositivo implementado realiza el envío de los datos hacia un servidor en Internet. Los resultados se muestran en un sitio web desarrollado con ese objetivo.

Lo esperado con el desarrollo e implementación de este prototipo es brindar un servicio de monitorización constante, que permita garantizar una mejor calidad de vida en los adultos mayores. Esto permitirá evitar que el índice de mortalidad en nuestro país, y posiblemente en la región, siga creciendo a causa de diferentes patologías como arritmias cardíacas, variaciones en la presión arterial, entre otros. Por último, pero no menos importante, contribuir con el desarrollo de nuevas tecnologías que apoyen a las ciencias médicas.

CAPÍTULO 2

DISEÑO DEL SISTEMA DE MONITORIZACIÓN

El presente capítulo describe el diseño del sistema de monitorización, detallando el hardware y software empleado. En la figura 1, se muestra el diagrama general del sistema de monitorización. De acuerdo a lo expuesto en el diagrama, el paciente es supervisado mediante sensores adheridos a su cuerpo. Estos sensores son conectados a una tarjeta de adquisición de datos encargada de centralizar y enviar la información hasta el sistema de procesamiento Arduino. Los datos son tratados parcialmente por Arduino, dependiendo de la variable a la cual corresponden. En el caso de tratarse de un electrocardiograma la información es muestreada de acuerdo a un algoritmo que asegure confiabilidad a la hora de reconstruir la señal en el receptor. Luego del procesamiento y tratamiento respectivo de los datos, se procede a realizar el envío de la información hacia un servidor localizado en Internet, para su posterior visualización.

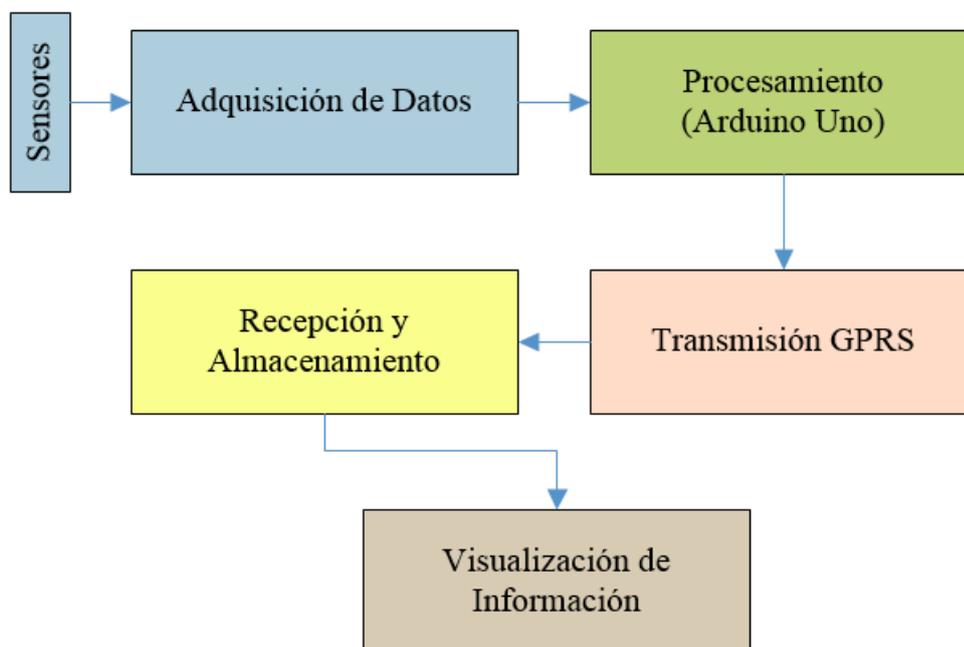


Figura 1: Diagrama de bloques del sistema de monitorización.

2.1 Hardware

Dentro de esta sección se encuentra la explicación de cada uno de los componentes mostrados en la Figura 1 responsables de la adquisición de los datos biométricos de la persona mediante sensores corporales y la tarjeta *e-Health Sensor Platform*, así como el hardware de procesamiento de datos y el módulo responsable de la transmisión de los mismos.

2.1.1 Módulo de adquisición de datos: *e-Health Sensor Platform*

La tarjeta *e-Health* desarrollada durante 2013 y publicada en agosto del mismo año, por el grupo de investigación *Cooking Hacks* de la firma Libelium, es un hardware desarrollado con el objetivo de realizar aplicaciones médicas y biométricas, donde la monitorización del cuerpo humano es importante. La tarjeta *e-Health*, entre sus varias

ventajas permite acoplarse a Arduino Uno y/o Raspberry Pi, brindando así a sus usuarios una muy alta versatilidad a la hora de desarrollar aplicaciones de monitorización del cuerpo humano.

En su versión más actual (2.0) cuenta con un total de 10 sensores diferentes, como son: pulso, oxígeno en la sangre (SpO2), flujo de aire (respiración), temperatura corporal, electrocardiograma (ECG), glucómetro, respuesta galvánica de la piel (GSR - sudoración), presión arterial, posición del paciente (acelerómetro) y músculo/sensor de electromiografía (EMG). En la Figura 2, se muestra la distribución de periféricos de la tarjeta *e-Health*.

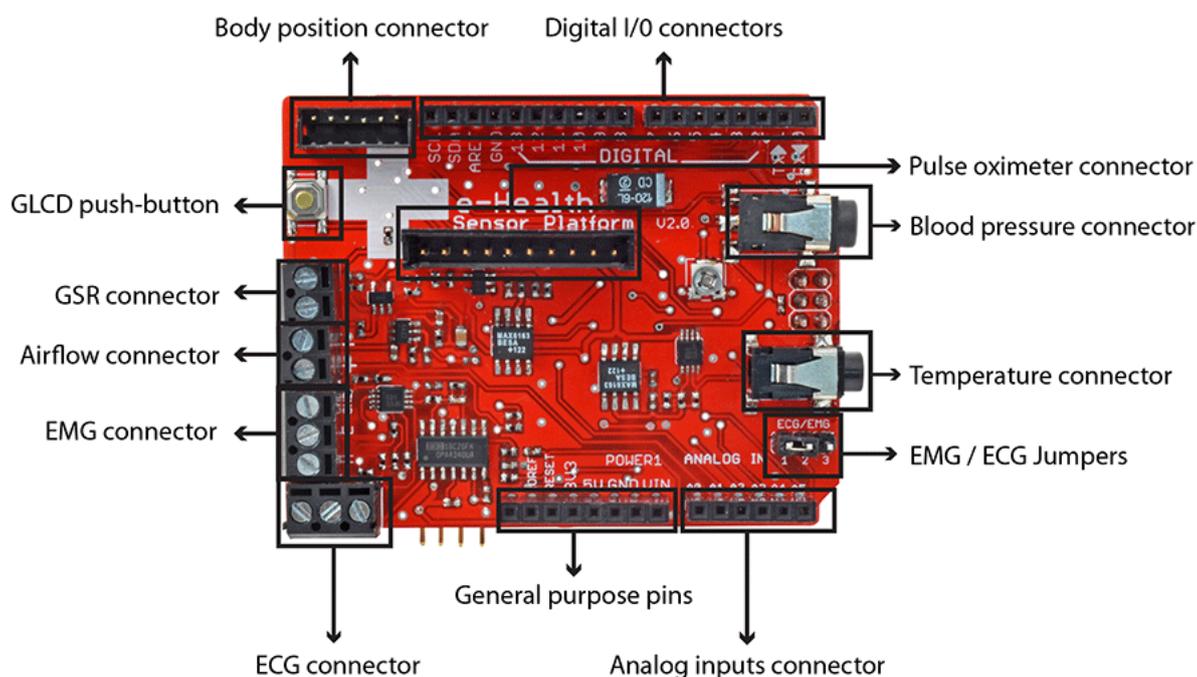


Figura 2: Descripción de los periféricos de la tarjeta *e-Health Sensor Platform*.

La información proporcionada por *e-Health* puede ser utilizada para monitorizar en tiempo real el estado de un paciente o para obtener datos sensibles con el fin de analizarlos posteriormente para generar un diagnóstico médico. La información biométrica reunida puede ser enviada de forma inalámbrica utilizando cualquiera de

las 6 opciones disponibles de transmisión, como: Conectividad Wi-Fi, 3G, GPRS, Bluetooth, 802.15.4 y ZigBee, dependiendo de la aplicación.

En el desarrollo del presente trabajo se emplean 4 sensores, los cuales se explican a continuación:

2.1.1.1 Sensor de Temperatura Corporal

Este sensor permite medir la temperatura corporal ya que es de gran importancia médica debido a que un gran número de enfermedades están acompañadas por cambios característicos en la temperatura corporal. Del mismo modo, el curso de ciertas enfermedades puede monitorizarse mediante la medición de la temperatura corporal, y la eficiencia de un tratamiento iniciado puede ser evaluado directamente al medir esta variable biométrica.

En la Fig. 3, se muestra el sensor que permite medir la temperatura corporal. Este sensor presenta una arquitectura avanzada y hace que el sistema de fijación al paciente sea más simple pero más estable y eficiente. Este sensor tiene una precisión de $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ y la posibilidad de captar inmediatamente variaciones de temperatura, ya que trabaja bajo el principio de una termocupla.



Figura 3: Sensor de temperatura corporal.

2.1.1.2 Sensor de Pulso y Oxígeno en la sangre

Un dispositivo con forma de pinza llamado sonda, se coloca en uno de los dedos de la mano, para medir la sangre que transporta oxígeno. La hemoglobina rica en oxígeno absorbe más luz infrarroja y la hemoglobina sin oxígeno absorbe más luz roja. El microprocesador calcula las diferencias y convierte la información en una lectura digital. En la Figura 4, se muestra el sensor de SpO_2 . El resultado es enviado a la tarjeta de adquisición donde es procesado por software.



Figura 4: Sensor de óximetria de pulso.

2.1.1.3 Sensor de Posición Corporal (Acelerómetro)

En la Fig. 5, se muestra el sensor de posición corporal. Este sensor monitorea cinco diferentes posiciones (*i.e.*, de pie/sentado, recostado ya se de forma lateral o frontal entre otras). En muchos casos es necesario monitorizar las posiciones del cuerpo y los movimientos realizados a causa de su relación con enfermedades particulares. Analizar los movimientos durante el sueño también ayuda en la determinación de la calidad del sueño y los patrones de sueño irregulares (Borsini et al., 2012; Sánchez Morillo, 2008). El sensor de posición corporal puede ayudar también a detectar desmayos o caídas de las personas mayores o personas con discapacidad.

El sensor de posición trabaja internamente con un acelerómetro. Un acelerómetro es un tipo de sensor que mide aceleraciones lineales utilizando la unidad “G” como unidad de referencia de la aceleración gravitatoria. Gracias a esto el sensor de posición puede determinar la posición exacta del cuerpo humano. El sensor de posición trabaja con un acelerómetro analógico ADXL335 de 3 ejes (*i.e.*, x, y, z), el cual mide la aceleración con un rango mínimo de escala de ± 3 g. La posición del paciente se determina mediante la lectura de los valores analógicos de cada uno de los ejes de coordenadas del acelerómetro, luego las lecturas analógicas son convertidas en valores proporcionales dentro de un rango previamente establecido en base a pruebas de funcionamiento realizadas (*i.e.*, aquí influye también la altura promedio de una persona). Una vez obtenidos los valores proporcionales se procede a calcular el ángulo en grados con respecto al vector de gravedad de referencia. Con el valor de los ángulos de los tres ejes se determina la posición en el plano tridimensional (*i.e.*, x, y, z) del paciente.



Figura 5: Sensor de posición corporal.

2.1.1.4 Sensor de Electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG) es una herramienta de diagnóstico que se utiliza habitualmente para evaluar las funciones eléctricas y musculares del corazón. Los sensores o electrodos son instrumentos con base de metal que perciben las ondas eléctricas generadas durante el ciclo cardíaco. Los electrodos empleados son de la marca Kendall,

modelo H124SG. El H124SG tiene un lado único, pre-gelificado con gel no irritante, especialmente desarrollado para prevenir las reacciones alérgicas. Estos electrodos de espuma son libres de látex y por lo tanto adecuado para distintos tipos de piel. El H124GS tiene una resistencia de 220Ω y un voltaje offset de 0,2 mV. La información procedente de los electrodos conectados a la tarjeta de adquisición de datos es ampliada y se discriminan los distintos tipos de ruido existe en la señal. El resultado es un valor entre 0 y 5 voltios. En la Figura 6, se muestran los electrodos empleados en el sistema.



Figura 6: Sensor de electrocardiograma

2.1.2 Procesamiento

La etapa de procesamiento es realizada por la plataforma Arduino Uno (ver Figura 7). Arduino es una parte fundamental en el dispositivo, pues esta encargado de controlar el ciclo de lectura de los sensores corporales, el tratamiento de la información y parte de la etapa de transición.

Arduino alberga la lógica de funcionamiento del dispositivo. De esta manera, se puede establecer la frecuencia con la que se realizará la lectura de los sensores corporales. Arduino recibe las señales de forma analógica, para luego mediante software externo convertir los datos analógicos en datos digitales. Este software externo son

bibliotecas las cuales han sido diseñadas previamente con el objetivo de disminuir el procesamiento en la memoria de Arduino.

Arduino también controla la conexión del dispositivo a la red de telefonía móvil. Para esto, Arduino se comunica mediante su puerto serial con el módulo GSM/GPRS.

Arduino Uno es responsable de realizar el procesamiento y tratamiento parcial de las señales procedentes de los sensores por medio de la tarjeta de adquisición de datos.

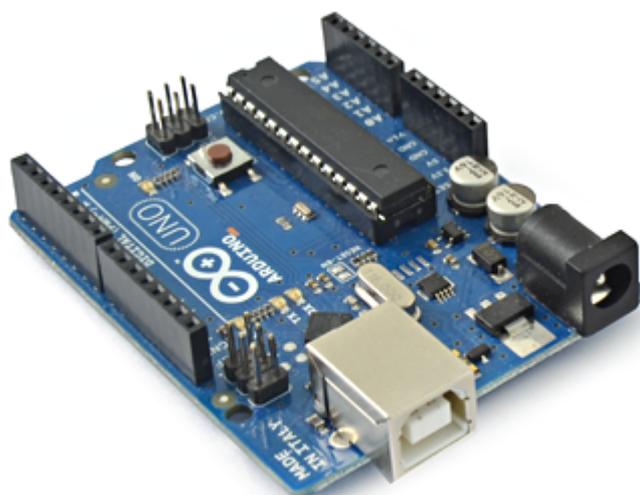


Figura 7: Arduino Uno, encargado del procesamiento de los datos.

2.1.3 Transmisión GPRS

La transmisión de la información obtenida del paciente está bajo la responsabilidad del módulo inalámbrico GSM/GPRS para Arduino, el cual se observa en la Fig. 8. El módulo GSM/GPRS cuenta con un chipset de operación SIM900 de SIMCom Wireles Solutions. Este módulo ofrece una solución completa para transmisión inalámbrica ya que posee una configuración cuatri-banda que puede trabajar en las frecuencia GSM/GPRS 850/900/1800/1900 MHz para transmitir y recibir voz, SMS y datos.

Este módulo se conecta a Internet mediante la red de acceso GPRS y el protocolo HTTP. El protocolo HTTP también es soportado por este módulo, lo cual lo convierte en una solución muy viable a la hora de transmitir paquetes de datos. El módulo lleva incrustado una tarjeta SIM de cualquier operadora que se haya elegido previamente en base a un estudio de cobertura, velocidad de transmisión, disponibilidad del punto de acceso y facilidades de conexión para el usuario. Para realizar la conexión GPRS se necesita contar con un punto de acceso GPRS.



Figura 8: Módulo transmisor GSM/GPRS.

Para establecer la conexión a la red móvil Arduino se comunica con el módulo de transmisión mediante comandos AT a través del puerto serial del mismo.

2.2 Software

El diseño del Software obedece a la necesidad de mantener un seguimiento permanente de los signos vitales del paciente y a su vez en caso de suscitarse una emergencia debe comunicar este estado a través de un mensaje de texto.

Con estas consideraciones se ha diseñado una arquitectura de comunicación denominada cliente-servidor.

2.2.1 Diseño del software del transmisor (Cliente)

Para el caso del cliente el diagrama de flujo mostrado en la Figura 9, establece la lógica a utilizarse para la parte de lectura de sensores y la transmisión de los datos hacia el servidor en Internet.

De acuerdo a lo expuesto en la Figura 9, el sistema se inicializa, para luego mantener una rutina constante de lectura, establecida con una frecuencia de 10 minutos. Cada una de las señales leídas de los sensores y debidamente procesadas, es guardada, para luego concatenarse en una sola cadena de datos y posteriormente enviarla hacia el servidor.

El sistema realiza una validación de los datos obtenidos, comparándolos con valores establecidos dentro del margen normal de cada uno de los signos vitales, según la OMS, en el caso de presentarse alguna situación de emergencia, el sistema envía un mensaje de texto en el cual informa de la emergencia, así como los valores registrados en cuanto a temperatura, Ritmo cardíaco y posición que haya adoptado el cuerpo del paciente durante la emergencia. Por último genera un examen electrocardiográfico, mismo que es enviado hacia el servidor para ser revisado por un especialista.

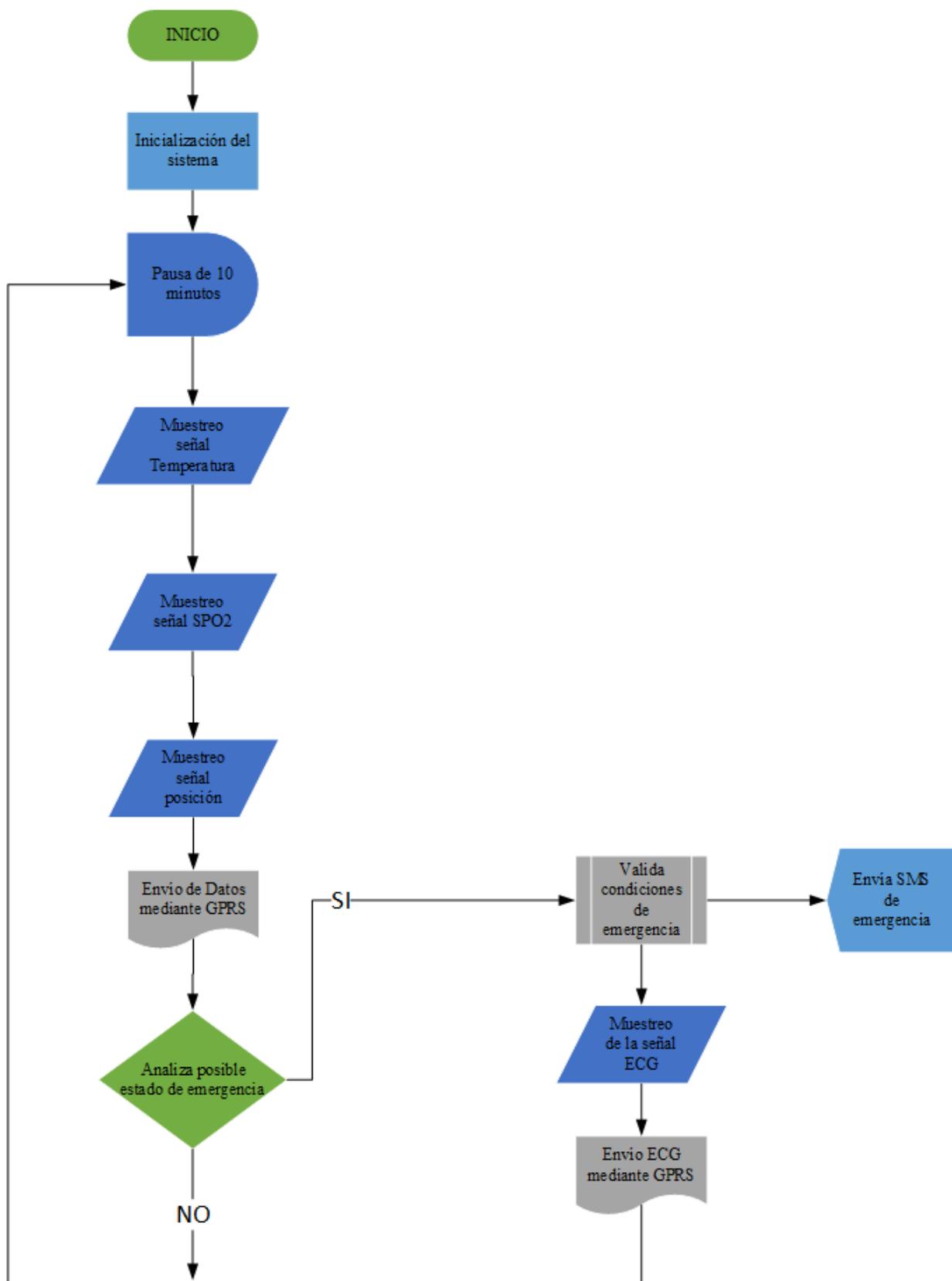


Figura 9: Diagrama de Flujo del cliente.

2.2.2 Diseño del software del receptor (Servidor)

Para el caso del servidor el diagrama de flujo de la Figura 10, se enmarca en la lógica de recepción de los datos.

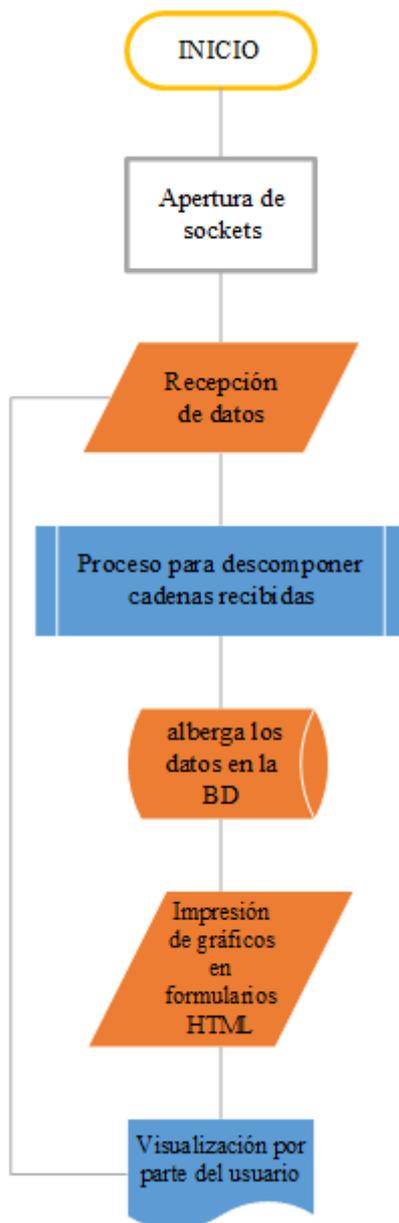


Figura 10: Diagrama de flujo del servidor.

El sistema de recepción inicia con la con la apertura de canales de comunicación

(sockets), que esperan al cliente para establecer una comunicación, una vez establecida la comunicación, inicia el intercambio del flujo de datos, en donde los datos recibidos son descompuestos (*i.e.*, temperatura, ritmo cardíaco y posición corporal) para posteriormente ser albergados en la base de datos generada para este objetivo.

Una vez que los datos ya han sido guardados, se procede a la impresión de los mismos en el o los formularios establecidos, por ultimo el usuario a través del portal de acceso puede verificar cada una de las medidas tomadas del paciente al cual se esta motorizando.

2.2.3 Diseño de la Base de Datos

El diseño de la base de datos que albergara la información del paciente así como los resultados de las mediciones sensoriales, ha sido realizado empleando la herramienta PowerDesigner.

Se parte desde el modelo conceptual de la Base de Datos mostrado en la Figura 11, se ha generado tres entidades denominadas:

- **Paciente:** que alberga básica información del paciente como nombre completos y cédula de identidad.
- **Medidas:** prácticamente es aquí en donde se guardan los resultados tomados de los sensores y enviados remotamente.
- **ECG:** esta entidad alberga los datos del examen ECG realizado al paciente, se la genera de manera independiente a la tabla Medidas, debido a la gran cantidad de datos que genera este examen.

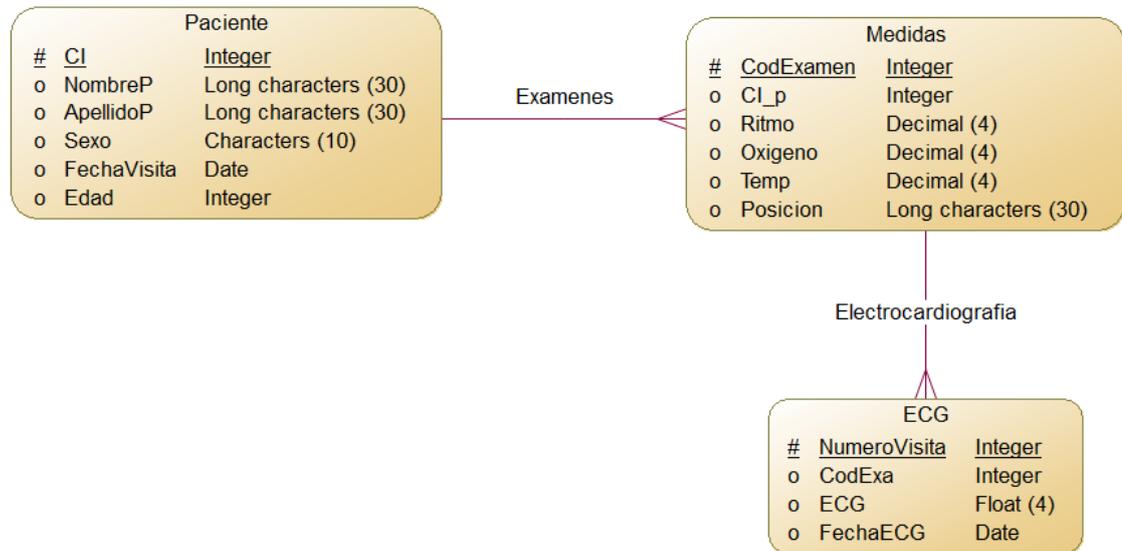


Figura 11: Base de Datos diseñada (Modelo Conceptual)

CAPÍTULO 3

IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE MONITORIZACIÓN

En el capítulo anterior se detalló las características generales de cada componente empleado para la implementación del sistema de monitorización. Cada uno de ellos cumple una función importante en el correcto funcionamiento del mismo, ya que al ser una aplicación orientada al cuidado medico no es permisible la existencia de margenes altos de error. Las etapas de la impletación se dividen en:

3.1 Implementaión del modulo de adquisición de datos.

En esta esta sección se revisa las configuraciones de cada uno de los sensores destinados a la recolección de datos, así como la configuración de la tarjeta de adquisición de datos.

3.1.1 Calibración del sensor de Temperatura

La precisión del sensor de temperatura corporal es suficiente en la mayoría de las aplicaciones. Pero se puede mejorar, mediante un proceso de calibración. Cuando

se utiliza el sensor de temperatura, en realidad se mide una tensión (efecto Seebeck) del orden de los milivoltios el cual aumenta con la temperatura. Este principio de funcionamiento es el mismo que el de una termocupla. La calibración es el proceso de medir los reales de resistencia y voltaje de referencia de la tarjeta de adquisición de datos, valores como R_c , R_a , R_b , $RefTension$, mismos que se encuentran definidos por defecto dentro de la librería de e-Health para Arduino.

Los valores de R_c , R_a , R_b , $RefTension$, se los puede obtener en base a la aplicación de un puente de Wheatstone Se utiliza para medir resistencias desconocidas mediante el equilibrio de los brazos del puente. Estos están constituidos por cuatro resistencias que forman un circuito cerrado, siendo una de ellas la resistencia bajo medida.

```

231
232
233 //! Name: getTemperature()
234 //! Description: Returns the corporal temperature.
235 //! Param : void
236 //! Returns: float with the corporal temperature value.
237 //! Example: float temperature = eHealth.getTemperature();
238 //!
239
240 float eHealthClass::getTemperature(void)
241 {
242     //Local variables
243     float Temperature; //Corporal Temperature
244     float Resistance; //Resistance of sensor.
245     float ganancia=5.0;
246     float Vcc=3.3;
247     float RefTension=3.0; // Voltage Reference of Wheatstone bridge.
248     float Ra=4700.0; //Wheatstone bridge resistance.
249     float Rc=4700.0; //Wheatstone bridge resistance.
250     float Rb=821.0; //Wheatstone bridge resistance.
251     int sensorValue = analogRead(A3);
252

```

Figura 12: Modificación de los valores en la librería de e-Health.

En la Figura 12, se muestra la manera en que se deberían modificar los valores de las resistencias dentro de la librería generada para la adquisición de los datos. Estos valores de acuerdo a como se lo muestra en la Figura 13, en donde se muestra la metodología de medición de las resistencias de calibración del sensor de temperatura, así como los terminales de la tarjeta e-Health, en los cuales se debe colocar el

multímetro.

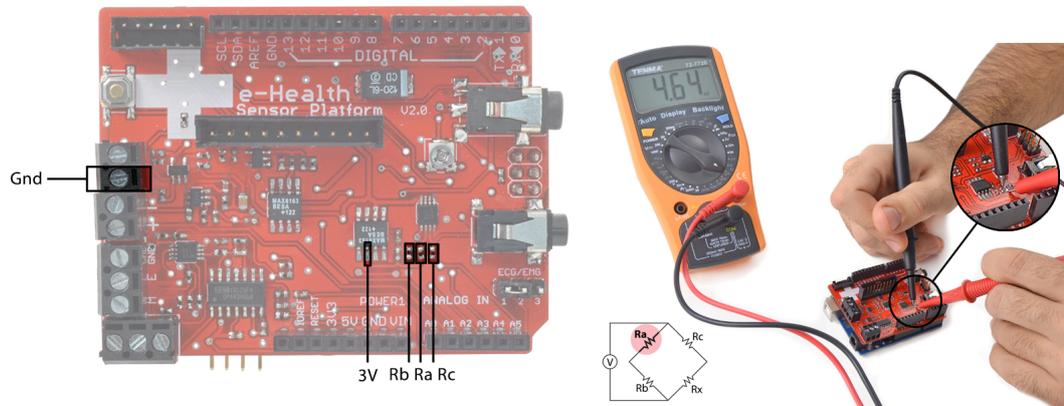


Figura 13: Metodología de medición de las resistencias para calibrar el sensor de temperatura.

3.1.1.1 Conexión del sensor al paciente

El sensor de temperatura empleado, al trabajar bajo el principio de una termocupla, reaccionara a cualquier cambio de temperatura en su superficie. Por tal razón es necesario hacer contacto entre la pieza metálica y la piel como lo muestra la Figura 14, adicional utilizar un trozo de cinta adhesiva para sujetar el sensor colocado en la piel.

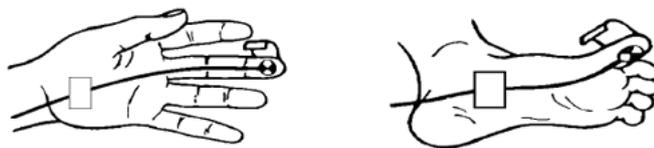


Figura 14: Conexión del sensor de temperatura al cuerpo del paciente.

3.1.2 Conexión del sensor de oximetría de pulso

El sensor tiene una manera única de conexión para evitar errores y facilitar la conexión a la tarjeta de adquisición de datos. Para la conexión con el usuario, es necesario introducir el dedo en el sensor y pulsar el botón de encendido. Después de unos pocos segundos, obtendrá los valores de la pantalla del sensor, como lo muestra la Figura 15.



Figura 15: Conexión del sensor de oximetría de pulso.

3.1.3 Sensor de posición corporal

El sensor de posición corporal puede detectar diversas posiciones adoptadas por el cuerpo, en base a su acelerómetro interno, estas posiciones se muestran en la Figura 16.

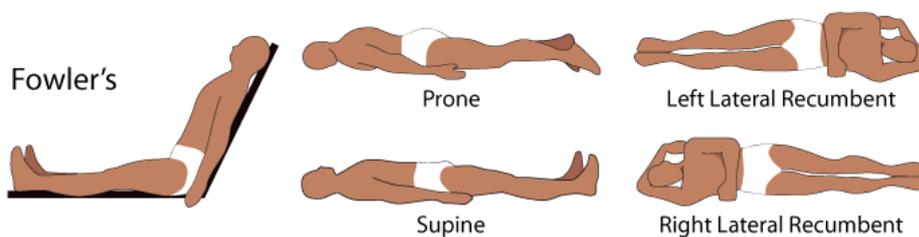


Figura 16: Posiciones detectadas por el sensor de posición corporal

3.1.4 Sensor de Eletrocardiografía (ECG)

Para obtener la señal ECG es necesario contar con varias etapas embebidas en la tarjeta e-Health, la etapa de amplificación y filtrado para el acoplamiento de la señal para luego ser muestreada por la tarjeta Arduino. Los electrodos seleccionados son electrodos auto-adhesivos reusables, como los que se muestran en la Figura 17 a), que permiten una buena recepción de la señal ECG en reposo, estos se conectan al cuerpo del paciente como se muestra en la Figura 17 b), 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 uV obtenidos por los electrodos hasta obtener una señal en el rango de los V.

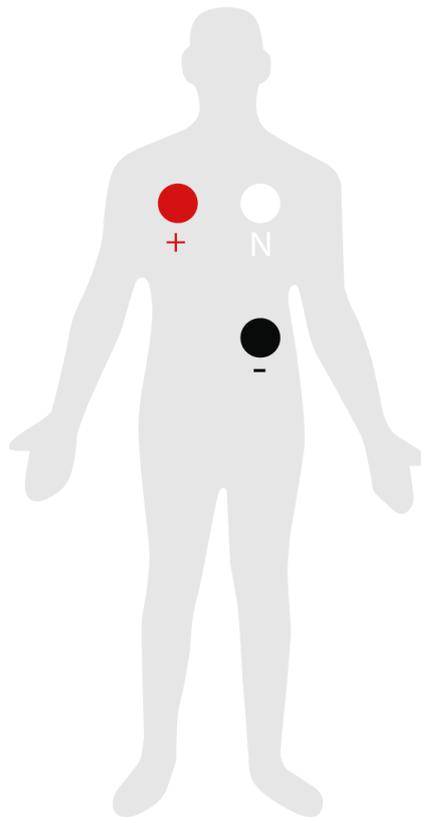


Figura 17: Sensor de electrocardiograma.

3.1.5 Plataforma de procesamiento y Adquisición de datos

Para el desarrollo del del prototipo se trabajará con Arduino, plataforma de electrónica abierta para la creación de prototipos basada en software y hardware flexibles y fáciles de usar, creada con el objetivo de desarrollar 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++.

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. Las características técnicas de a tarjeta Arduino Uno se detallan en la Tabla 1.

La placa de adquisición de datos, e-Health, detallada en el Capítulo 3, Sección 3.1, contiene todos los circuitos necesarios para la obtención de los datos así como los filtros que permiten obtener señales amplificadas y filtradas con un margen de error bajo (*e.g.* Señal ECG). En el Anexo A, se muestra el circuito esquemático de la placa en general.

3.1.6 Modulo de transmisión

Para la transmisión de los datos como se había mencionado en la etapa de diseño, se emplea la tarjeta Arduino GSM SIM 900. A diferencia de módulos más sencillos, el SIM 900 tiene un stack TCP/IP incluido, por lo que realizar aplicaciones que involucran comunicaciones a través de Internet es más fácil y todas las operaciones con sockets se realizan mediante comandos AT dedicados, el módulo también soporta las 4 bandas de frecuencias internacionales de GSM, lo que garantiza la compatibilidad del

Tabla 1: Características de la tarjeta Arduino Uno

Microcontrolador	Atmega328
Voltaje de operación	5V
Voltaje de entrada (Recomendado)	7 - 12V
Voltaje de entrada (Límite)	6 - 20V
Pines para entrada - salida digital.	14 (6 pueden usarse como salida de PWM)
Pines de entrada analógica.	6
Corriente continua por pin IO	40 mA
Corriente continua en el pin 3.3V	50 mA
Memoria Flash	32 KB (0,5 KB ocupados por el bootloader)
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Frecuencia de reloj	16 MHz

dispositivo con la mayoría de los operadores de telefonía a nivel global. En la Tabla 2, se muestran las principales características físicas y de operación del modulo GSM.

Tabla 2: Características del modulo transmisor de datos.

Características
Módulo cuatribanda GSM de 850 / 900 / 1800 / 1900 Mhz
GPRS multi slot clase 10/8 estación móvil clase B
Potencia de transmisión 2W a 850 / 900 Mhz
Control mediante comandos AT
Bajo consumo de corriente: 15 mA en modo sleep
Temperatura de operación -40° C a 85° C
Comandos AT para operaciones con sockets TCP/IP
Incluye protocolos de capa de aplicación implementados mediante comandos AT

3.1.7 Análisis de cobertura celular para el sistema de monitorización

De acuerdo al objetivo principal del sistema de monitorización, el cual es la transmisión en tiempo real de la información obtenida del paciente a través de la red celular GPRS, es necesario contar con una clara visibilidad acerca de la cobertura de la red móvil en sitios donde se llevaran a cabo las pruebas de funcionamiento.

Para analizar, medir, visualizar y comparar los niveles de señal del servicio móvil, entre los diferentes operadores, Claro, Movistar y CNT, autorizados para prestar el servicio en el país, se ha empleado una aplicación móvil para Android SO, misma que fue desarrollada para medir la intensidad de señal GSM recibida en un teléfono inteligente. El aplicativo llamado "Señal Móvil Ecuador" y desarrollado por la Agencia de Regulación y Control de las Telecomunicaciones (ARCOTEL, 2015), permite:

- Conocer el nivel de señal de la red de Movistar, Claro y CNT, realizar mediciones y determinar las diferencias de cobertura entre las distintas operadoras del país.

- Poder verificar que tan bueno es el servicio de telefonía móvil que presta una operadora celular.

Se ha realizado una comparativa de la calidad de la señal que los operadores de telefonía móvil entregan a nivel nacional, a continuación se detallan los resultados para el cantón Mejía ya que es la ubicación principal para el desarrollo de las de funcionamiento, las estadísticas son las siguientes:

3.1.7.1 Mediciones de señal en tecnología 2G

Los niveles de señal 2G, de acuerdo a un número de muestras establecidas para cada operador. En la Figura 18 se muestra las estadística porcentual resultado de la prueba.

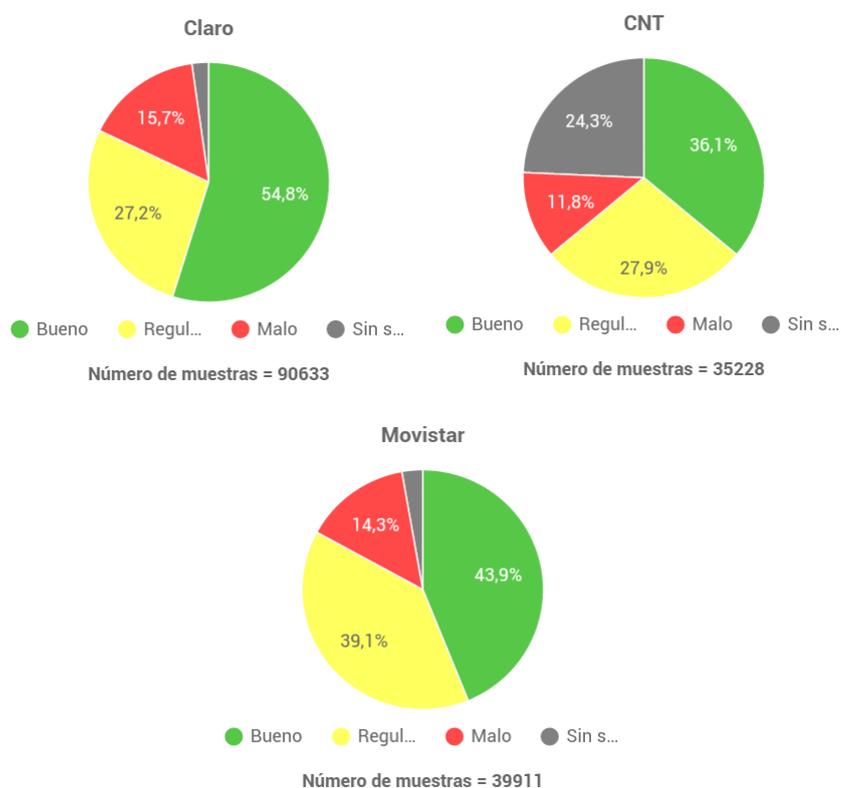


Figura 18: Comparativa de la calidad de señal 2G entre operadores móviles.

De acuerdo a esto el operador CNT no brinda cobertura en un 24.3%, un 40% de la cobertura prestada es insuficiente para garantizar QoS y apenas un 36% de la cobertura bindada garantiza QoS y buenos niveles de señal 2G de comunicación.

Por otro lado Claro del 100% de la cobertura ofrecida, un 54.8% de la cobertura es buena en el sentido de que asegura QoS en la comunicación.

3.1.7.2 Mediciones de señal en tecnología 3G

En la Figura 19 se muestra las estadística porcentual resultado de la prueba.

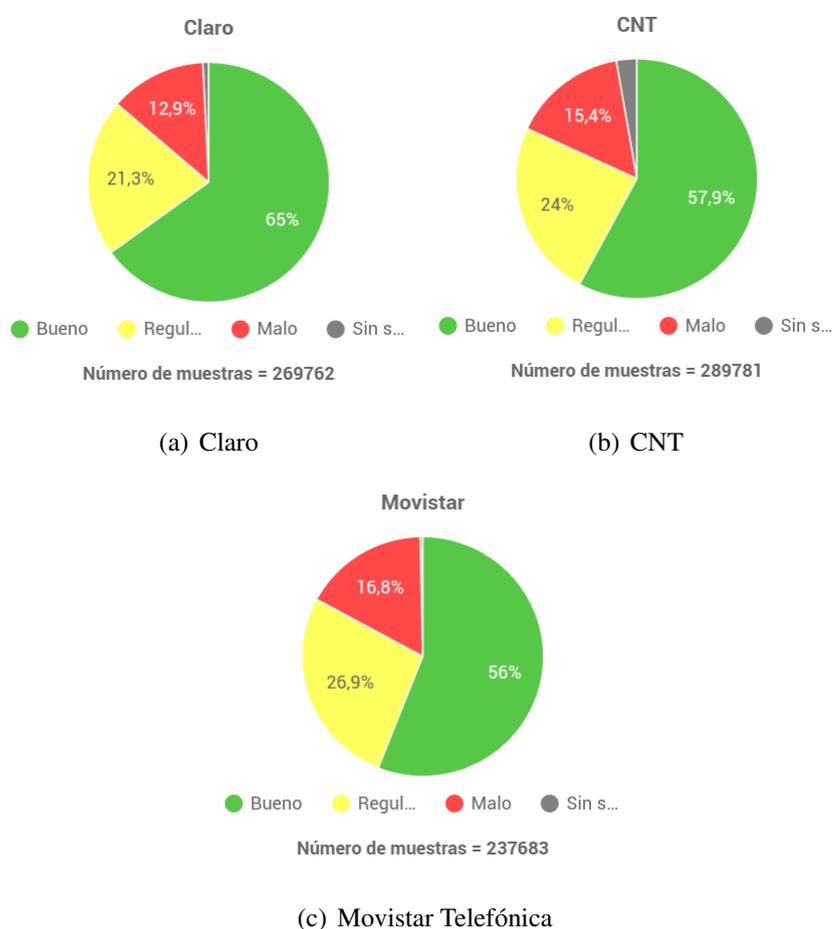


Figura 19: Comparativa de la calidad de señal 3G entre operadores móviles.

De acuerdo a esto el operador Claro no brinda cobertura en un 0.8%, un 34.2%

de la cobertura prestada es insuficiente para garantizar QoS y apenas un 65% de la cobertura bindada garantiza QoS y buenos niveles de señal 3G de comunicación.

3.2 Implementación del software del sistema de adquisición, transmisión y recepción de datos

En esta sección se explican los métodos empleados para la implementación del software general del sistema, mismo que fue diseñado en la Sección 2.2 del Capítulo 2.

3.2.1 Adquisición de Datos

La programación del sistema de adquisición de datos en base al diagrama de flujo de la Figura 9. Sección 2.2 del Capítulo 2, para la adquisición de los datos mediante la placa Arduino, se ha desarrollado de la siguiente manera:

3.2.1.1 Temperatura corporal

Los datos correspondientes a la temperatura corporal son leídos mediante el conector de temperatura que se muestra en la Figura ??, (**Temperature Connector**), a su vez Arduino recibe estos datos a través del pin A3 (Entrada Análoga) gracias a la función que permite la lectura de los datos del sensor *getTemperature()*, misma que se encuentra incluida en la librería **eHealth.h**. Esta función devuelve un dato de tipo flotante con el último valor de la temperatura medida por el sensor a través de Arduino.

La línea de código establecida para la lectura es:

```
float temperature = eHealth.getTemperature();
```

- **Estructura interna de la función**

Dentro de la función *getTemperature()* se ejecuta el proceso de lectura del voltaje entregado por el sensor a través del pin A3 como se muestra a continuación:

```
int sensorValue = analogRead(A3);
```

Luego de esto se procede con la conversión del dato análogo a valores digitales, para posteriormente ser mostrado.

```
float voltage=((float)sensorValue*Vcc)/1023;
```

3.2.1.2 Posición Corporal

La posición que una persona adopta en cualquier momento, es leída mediante el sensor de posición corporal expuesto en la Sección 3.1.3 del Capítulo 3. La lectura es realizada mediante la función *getBodyPosition()* incluida en la librería **eHealth.h**.

El dato entregado por Arduino es una cadena de texto del tipo **unsigned char** con el nombre de la posición adoptada por el cuerpo del paciente, luego de realizar una validación de las tres coordenadas obtenidas por el acelerometro.

```
uint8_t position = eHealth.getBodyPosition();
```

3.2.1.3 Ritmo Cardíaco y SpO2

En la Sección 3.1.2 del Capítulo 3, se reviso la manera de conectar el sensor de SpO2 para obtener los valores del nivel de oxígeno en la sangre así como las pulsaciones por minuto de una persona en diversas condiciones de salud.

La información captada por el oxímetro de pulso es recibida por Arduino mediante el manejo de interrupciones y la función de lectura *readPulsioximeter()* incluida en la librería general **eHealth.h**.

- **Obtención de los datos**

Para obtener los valores tanto de pulsaciones por minuto y saturación de oxígeno en la sangre es necesario emplear las siguientes funciones:

```
int SPO2 = eHealth.getOxygenSaturation();
```

```
int BPM = eHealth.getBPM();
```

Los datos devueltos por estas funciones son del tipo entero, lo cual facilita el procesamiento interno de Arduino en cuanto al manejo de la información.

3.2.1.4 ECG

Es quizá la variable mas complicada de controlar debido a su frecuencia de lectura, valores en micro voltios y demás parámetros que hacen del electrocardiograma uno de los exámenes médicos mas confiables y decisivos a la hora de tomar acciones respecto a una persona y su condición de salud.

Una vez revisados los conceptos previos en la Sección ?? del Capítulo ??, Sección 2.1.1.4 del Capítulo 2 y Sección 3.1.4 del Capítulo 3. Se procede a la implementación del software necesario para tomar los datos desde los electrodos del ECG hacia Arduino.

La lectura de los datos se la puede realizar gracias a la función ***getECG()*** establecida en la librería **eHealth.h**. Esta función retorna un valor analógico del tipo flotante de entre 0 y 5 Voltios, con los cuales se puede representar la Onda del ECG.

La línea de código establecida para la lectura es:

```
float ECGvolt = eHealth.getECG();
```

- **Estructura interna de la función**

Dentro de la función *getECG()* se ejecuta el proceso de lectura del voltaje entregado por los electrodos a través del pin A0 como se muestra a continuación:

```
float analog0 = analogRead(0);
```

Luego de esto se procede con la conversión del dato análogo a valores digitales, para posteriormente ser mostrado.

```
analog0 = (float)analog0 * 5 / 1023;
```

3.2.2 Transmisión de Datos

La transmisión de los datos capturados por el Hardware desarrollado se divide en tres etapas implementadas en el modulo de transmisión GPRS citado en la Sección 2.1.3 del Capítulo 2.

- **Inicialización**

En esta etapa se configura el modulo de transmisión GPRS mediante comandos AT, se establece la comunicación entre la Placa Arduino y el modulo GPRS mediante el siguiente código:

```
GPRS.write("ATE1\r");           //Eco de la comunicación GPRS
GPRS.write("AT+IPR=19200\r");   //Velocidad de transmisión 19200bps
```

- **Conexión a la red**

La conexión a la red móvil se la realiza en cuatro etapas, mismas que son controladas por comandos AT como se muestra a continuación:

Establece el APN al cual se conectara mediante un usuario y clave, para la transmisión y recepción de la información.

```
GPRS.println("AT+CSTT= \"internet.claro.com.ec\");
```

Activa el perfil de datos inalámbricos sobre GPRS.

```
GPRS.println("AT+CIICR");
```

Verifica que se obtenga una dirección IP para el módulo.

```
GPRS.println("AT+CIFSR");
```

Inicia una conexión TCP o UDP para el envío de los datos.

```
GPRS.println("AT+CIPSTART=\"UDP\", \"98.158.184.31\", \"1234\");
```

- **Envío de datos**

Una vez el módulo se ha conectado a la red móvil el envío de datos se realiza mediante la siguiente instrucción:

```
GPRS.println("AT+CIPSEND");
```

3.2.3 Recepción y almacenamiento de Datos

Dentro del programa para la recepción de datos y su almacenamiento, se necesitan algunos componentes. El sistema operativo sobre el cual se encuentra el servidor es Ubuntu 12.04 x64 LTS con una capacidad física de almacenamiento de 10 Gb. Se ha instaurado un socket en Ubuntu, mismo que siempre esta escuchando el puerto 1234 creado con el objetivo de permitir la comunicación entre Arduino y el servidor central, mediante la siguiente sentencia

```
socat - UDP-DATAGRAM:127.0.0.1:1234
```

En el momento en que se detecta el ingreso de un dato a través del socket, este lo direcciona hacia una base de datos desarrollada y albergada en el servidor en donde se discrimina con la ayuda de ciertos indicadores enviados desde Arduino para conocer si es un dato de temperatura, posición corporal, electrocardiograma, ritmo cardíaco y cantidad de oxígeno en la sangre para mostrar en la pantalla según sea el caso. Al mismo tiempo captura el tiempo en que se recibió la información para posteriormente graficarlo conjuntamente con los datos recibidos, la sentencia empleada para es:

```
echo -n date "+%Y-%m-%d %H:%M:%S;"
```

Una vez recibidos los datos se procede a guardarlos en la base de datos diseñada previamente, para se ejecuta la siguiente sentencia de conexión a la base de datos.

```
mysql -h localhost -u root -p
```

dentro de la consola de MySQL se procede a conectar a la base de datos denominada *BasePacientes* que alberga la información del cliente por tanto se ejecuta la siguiente sentencia.

```
use BasePacientes
```

Para ingresar los registros recibidos desde el dispositivo se emplea la sentencia SQL.

```
insert into 'Medidas' ('CodExamen', 'CI_p', 'Ritmo') values
(LAST_INSERT_ID(), cedula, data);
```

Como parte de la programación se creó un archivo de texto para guardar los datos que se reciben de tal manera que se comporte como un respaldo de la información recibida, mediante la siguiente sentencia:

```
» /home/gguano/arduino/log_recep.txt
```

3.2.4 Visualización de resultados

Finalmente para visualizar los datos generados por el prototipo se ha creado un portal on-line que permite revisar el comportamiento de cada una de las variables del sistema albergado en la dirección electrónica 98.158.184.31.

Para leer la información albergada en la base de datos se emplea una conexión entre MySQL y PHP de la siguiente manera:

```
$conexion = mysql_connect("localhost", "user", "password");
mysql_database("BasePacientes", $conexion);
```

En la Figura 20 se muestra la visualización final de los datos desarrollada mediante la librería de PHP **JpGraph** que incluye diversas clases que sirven para crear imágenes con todo tipo de gráficas, dinámicamente desde páginas PHP.

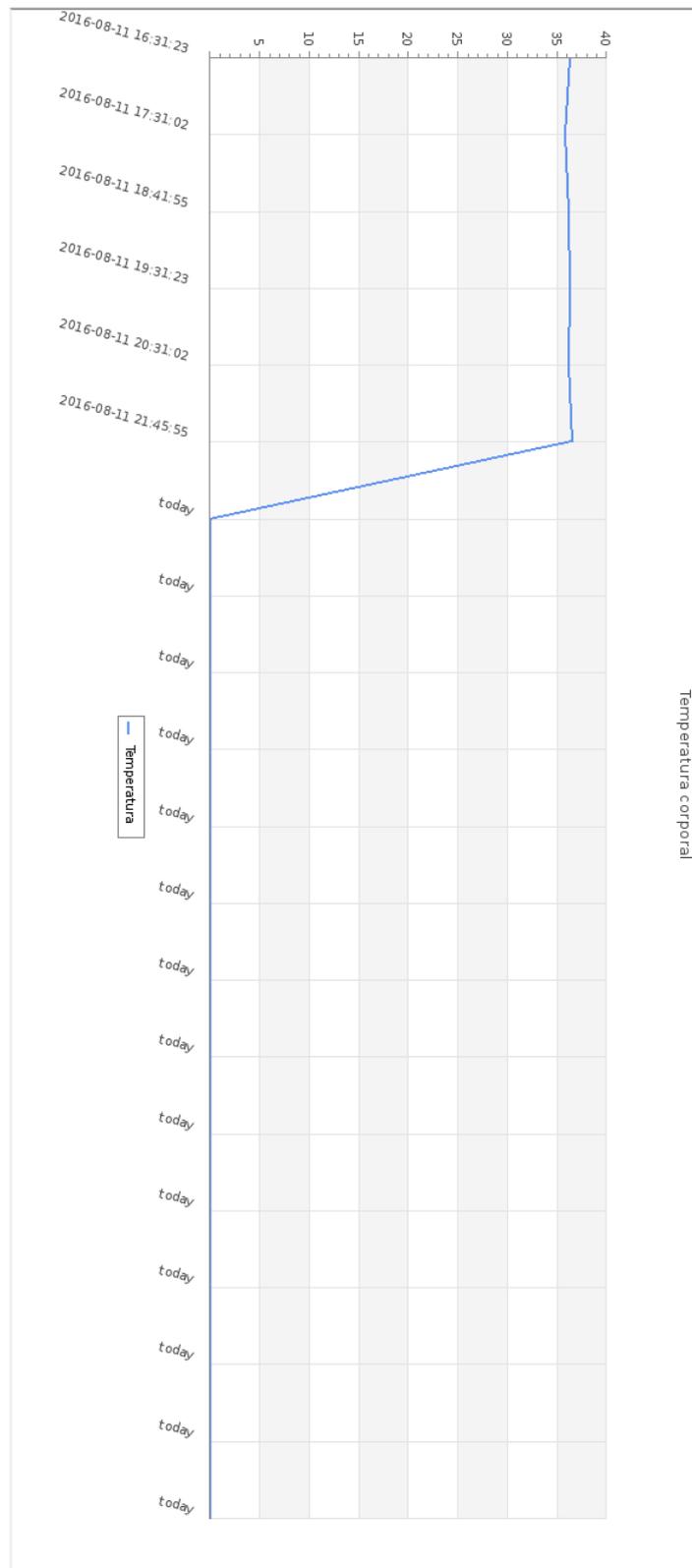


Figura 20: Grafica de monitorización de temperatura corporal.

CAPÍTULO 4

EVALUACIÓN DE RESULTADOS

El dispositivo esta orientado al cuidado de adultos mayores, por lo tanto su aplicabilidad o no depende de su desempeño en la fase pruebas. El dispositivo revisa constantemente las variables corporales en busca de un posible evento que suscite una emergencia. De no existir actividad fuera de lo normal el dispositivo realiza el envío de los datos hasta una aplicación web. Esta aplicación recibe la información y se conecta a una base de datos para guardarlos. De forma simultánea, la información del paciente puede ser presentada en forma gráfica a través de la web. De esta manera, el médico o cualquier persona autorizada puede generar un diagnóstico previo. La información es guardada en la base de datos con el fin de crear un historial clínico electrónico, al que se pueda acceder en un futuro para mantener un seguimiento permanente del estado de salud que el paciente ha mantenido.

Para evaluar el sistema, se ha realizado un análisis estadístico que determine la frecuencia de lectura de cada sensor, los tiempos de respuesta promedio de cada sensor, y el grado de confiabilidad de los datos. Esto con el objetivo de determinar el tiempo en que la emergencia es comunicada. Para esta prueba de funcionamiento todos los sensores se integraron en un solo prototipo piloto.

4.1 Análisis del sensor de posición corporal

Se inició analizando el comportamiento del sensor de posición corporal. Para esto se ha tomado el tiempo que se demora en detectar el cambio de una posición a otra. Esta medición se realizó en 20 ocasiones. Obteniendo los siguientes resultados.

- El tiempo promedio en detectar un cambio de posición es 740.95 ms .
- La desviación estándar de este tiempo es 353.33 ms .
- El porcentaje de error en predecir un cambio de posición es del 5%.
- La exactitud promedio del tiempo de predicción es 10.95 ms

En la Figura 21, se muestra de manera gráfica estos resultados, luego de analizarlos con la herramienta matemática Matlab.

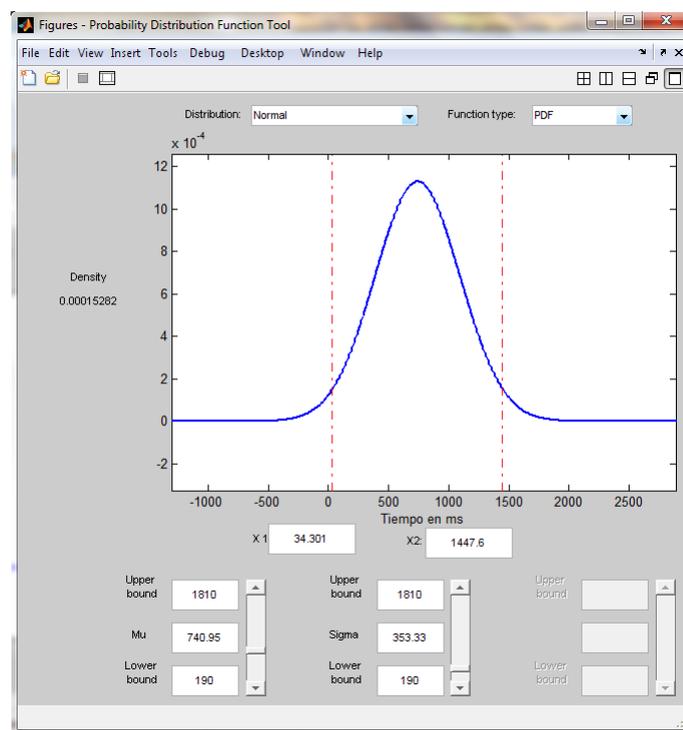


Figura 21: Resultado analítico del tiempo de respuesta del sensor de posición corporal.

Al realizar pruebas de detección de caídas (Cambios bruscos de posición) el sensor reacciona dentro del margen del promedio y la desviación estándar, salvo al presentarse un cambio de posición desde la posición del paciente sentado a cuando el paciente está recostado, el tiempo que demora en detectar este cambio fue de alrededor de 3 segundos, lo cual dificulta que la detección de una caída o desmayo desde este punto de vista.

4.2 Análisis del sensor de temperatura

El siguiente componente en ser analizado es el sensor de temperatura corporal. De igual forma se realizaron 20 mediciones. Donde se obtuvo que:

- El tiempo promedio para que el sensor se estabilice y entregue una lectura correcta es de 47,95 *seg* que es un valor cercano al que el fabricante aconseja (entre 50 y 60 *seg*).

Si se realiza una comparación entre el tiempo de estabilización del sensor empleado para ejecución de la prueba con respecto a algunos termómetros médicos especializados por ejemplo:

- Un sensor digital marca Taylor modelo 9841 empleado en la toma de temperatura en niños, el tiempo que se demora en tomar la medición es de 1 minuto, según las características dadas por el fabricante y las pruebas realizadas.
- Si lo comparamos con un termómetro analógico (*e.g.*, termómetro de mercurio) el tiempo que se debe esperar para obtener la medición correcta es de 5 minutos en promedio.

De aquí se desprende que el tiempo de estabilización del sensor de acuerdo a las pruebas realizadas es aceptable para tener un resultado acertado.

- La temperatura promedio capturada por el sensor es de 36.73°C .
- La desviación estándar es 0.44°C .
- La exactitud promedio en la medición es 0.25°C .

En base a estos resultados, se determina que el sensor de temperatura permite una mayor exactitud en las lecturas obtenidas. Para las pruebas realizadas se consideró el tiempo de estabilización y la desviación estándar de la temperatura.

4.3 Análisis del sensor de pulso y oxígeno en la sangre

Para el sensor de oximetría, se tomaron 20 muestras en tiempos distintos. El objetivo fue comparar los datos con un oxímetro digital de prueba con los datos capturados por el oxímetro integrado en el reloj inteligente Samsung Gear 2. De estas mediciones se obtuvo que el error promedio es aproximadamente 2% en relación a las lecturas obtenidas con Samsung Gear 2.

La Figura 22 muestra una de las mediciones realizadas para determinar el porcentaje de error. Notar también que las lecturas referentes al número de latidos por minuto difieren en menos del 4%.



Figura 22: Pruebas realizadas con el sensor de oximetría.

4.4 Análisis de resultados de la señal ECG recibida

Para las pruebas experimentales, el prototipo implementado se probó con 2 personas. En cada una de ellas, los electrodos se colocaron según el diagrama de derivaciones de Einthoven revisado previamente. La señal obtenida fue entonces transmitida mediante la red GPRS al servidor correspondiente.

Una vez recibida en el servidor la señal, se procede a analizarla para determinar los parámetros clínicos que se toman en consideración dentro de una valoración médica y su posterior diagnóstico. Al tratarse de una aplicación orientada a la monitorización cardíaca a distancia, posibles irregularidades deben eliminarse.

Para analizar la señal recibida, el software de procesamiento matemático Matlab fue empleado. Dentro de esta herramienta, el *toolbox* de análisis *wavelet* fue utilizado principalmente. La transformada Wavelet posee algunas ventajas importantes sobre el método de análisis tradicional tiempo-frecuencia en el tratamiento de señales biomédicas. La principal motivación para emplear la transformada Wavelet en el análisis de nuestra señal ECG es la monitorización de señales no estacionarias

El primer inconveniente con la señal recibida en el servidor fue la presencia de ruido. La Fig. 23 muestra la señal ECG originalmente recibida en el servidor. Para reducir las perturbaciones de la señal original debido al ruido, una combinación de métodos de filtrado mediante *wavelets* fue utilizada. Estas técnicas de filtrado fueron seleccionadas considerando la generación de un mínimo desplazamiento en el tiempo. En particular, la señal fue filtrada mediante la aplicación de una *wavelet* madre Daubechies 4. Posteriormente, a los coeficientes de tercer nivel de descomposición se aplicó un filtro pasa bajo. La señal filtrada es modificada ligeramente en amplitud, pero no en tiempo. La forma de la señal resultante del filtro permanece estable como puede observarse en la Fig. 24.

Para determinar el inicio y el final de los complejos y ondas que caracterizan a las señales ECG, se aplicaron los conceptos médicos mostrados en la Tabla 3. Los pun-

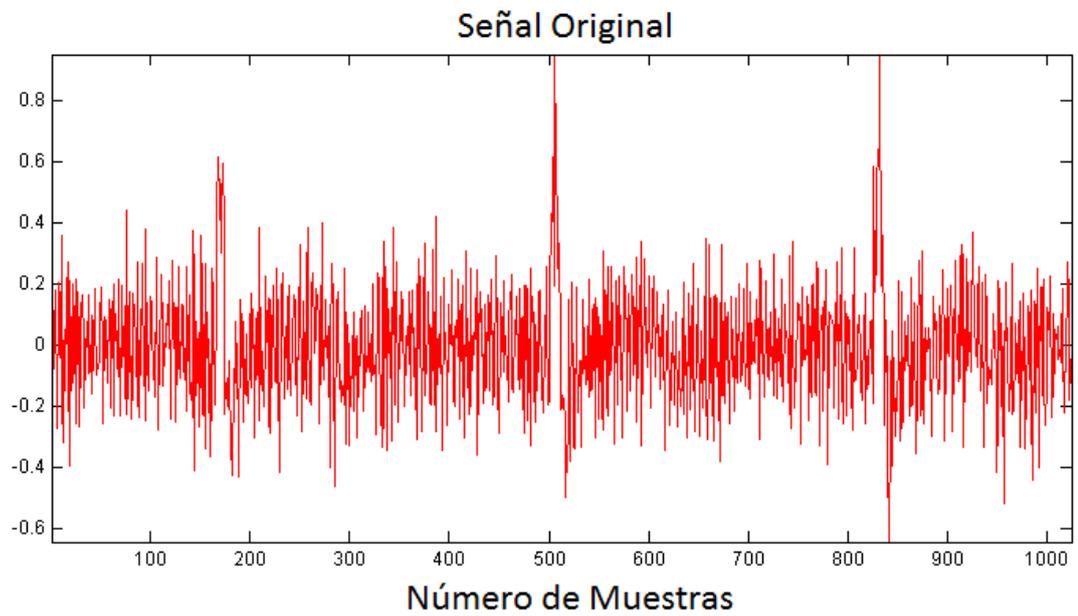


Figura 23: Señal ECG recibida en el servidor Web

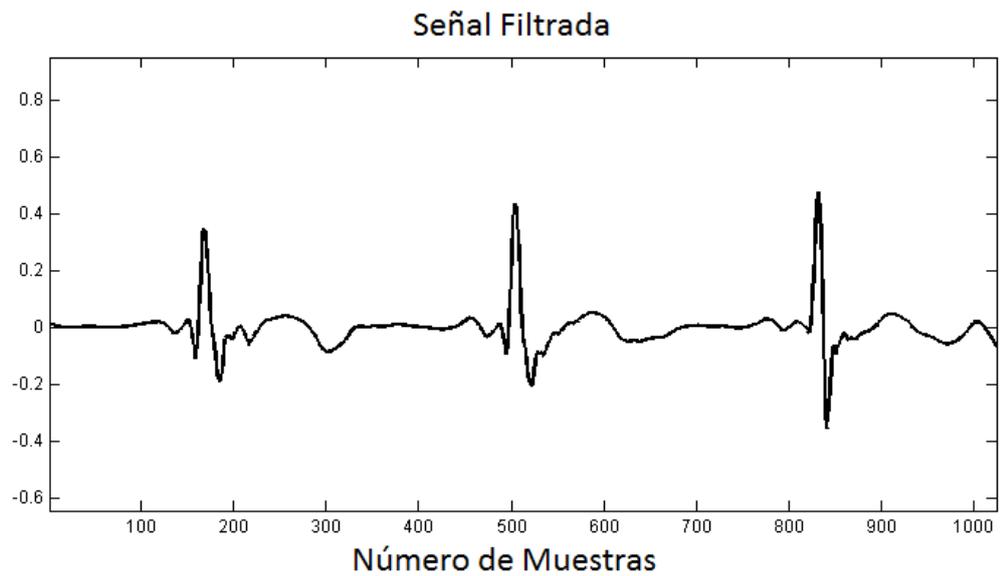


Figura 24: Señal filtrada mediante *wavelets* Daubechies

Tabla 3: Resultados del análisis de la señal ECG transmitida

Item	Valores Normales	Valores Resultado
Ritmo Cardíaco	Onda P seguida de QRS, simétrico	Simétrico
Frecuencia Cardíaca	60 a 100 latidos por minuto	46 latidos por minuto
Onda P	Duración Normal < 0,10 s	Duración 0.15 s
Intervalo PR	Normal de 0,12 a 0,20 s	0.22 s
Complejo QRS	< 0,10 s	0.12 s
Intervalo QT	Normal < 0.44 s	0.46 s
Segmento ST	< 0.15 s	11.2 s
Onda T	Amplitud < 6mV	7 mV

tos de análisis se establecen como la intersección de las rectas definidas por la línea isoeletrica (*i.e.*, la línea horizontal trazada sobre el electrocardiograma que corresponde a la posición de reposo) y la pendiente delimitada en el inicio o final de la onda según sea el caso.

El número de muestras para construir las rectas fue determinado experimentalmente de tal manera que los intervalos que estas representan no se salgan de los límites permitidos para realizar la linealización: onda Q, onda S, segmento PQ y segmento ST. De acuerdo a lo anterior, se calculó cada uno de los parámetros médicos establecidos para la interpretación de un electrocardiograma, obteniendo los resultados que se listan en la Tabla 3.

4.5 Latencia en la transmisión de la información

Para determinar la latencia en la transmisión de los datos hacia el servidor, se ejecuta una prueba de envío en la que se incluye el envío del dato con espera de un acuse de recibo por parte del servidor como se muestra a continuación:

```
rxByte = GPRS.read();  
Serial.write(rxByte);
```

La respuesta a esta solicitud dada por el servidor es la hora exacta de recepción de los datos si se la compara con la hora en que estos datos llegan a prototipo se tiene la demora que la red presenta. Dado esta teoría se ejecutan una ronda de 30 envíos para determinar la latencia promedio la cual es de alrededor de 1.233 s, si se compara con el estándar GPRS que menciona que la latencia admisible para comunicaciones es de alrededor de 500a700 ms, entonces la comunicación presenta ciertas demoras.

4.6 Capacidad por canal y costo generado

La cantidad de información que se transmite con el prototipo es de alrededor de 1 Kb por cada lectura realizada, si a esto se suma la información que proviene del examen de ECG que equivale alrededor de 4.8Kb, el total de datos es de alrededor de 6 Kb, lo cual no sobrecarga la capacidad del canal GPRS.

En relación a costos de la transmisión si tomamos con base el costo de 0.023 centavos por cada Kb transmitido con el operador seleccionado, el costo por cada transmisión es de 0.138 centavos.

4.7 Aceptación del prototipo

Para determinar los principales parámetros de aceptación del prototipo del cliente se ha realizado una encuesta misma que se encuentra en el Anexo A del presente documento. De un universo de 100 encuestados, los resultados arrojados son los siguientes:

- Medición por grado de importancia de motorizar a un adulto mayor.

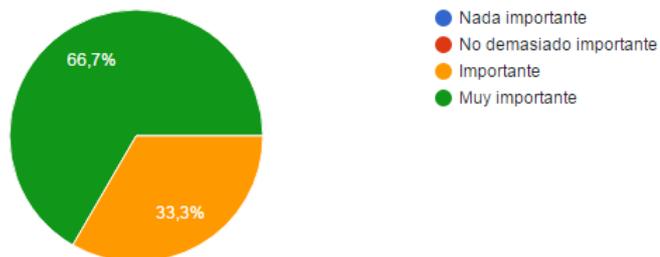


Figura 25: Estadística de importancia de la motorización

Un 66.7 % de los encuestados afirman que es muy importante el cuidado de un adulto mayor, tomando como referencia este resultado se realiza la siguiente pregunta.

- Comodidad del paciente con el prototipo.

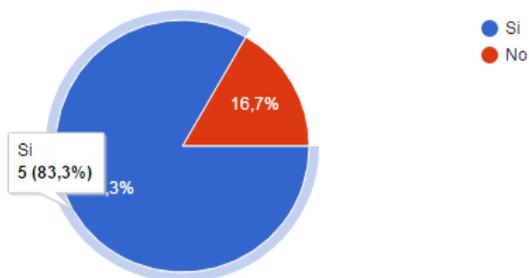


Figura 26: Estadística de la comodidad del paciente

A la cual un 16.7% de los encuestados afirma que no utilizaría el prototipo debido a la gran cantidad de cables y lo incómodo que puede ser esto para un adulto mayor.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

5.1 Conclusiones

- En el presente desarrollo se ha logrado diseñar e implementar un prototipo que permita obtener una valoración del estado de salud de una persona de edad avanzada, pudiendo probar diversas teorías en cuanto a comportamiento, capacidades, exactitud y confiabilidad del hardware y software diseñados e implementados, así como la evaluación de la factibilidad de uso y confort del segmento social al que esta destinado el prototipo.
- En base a los resultados obtenidos durante la rutina de recepción de datos, tanto los tiempos de la lectura de datos y el porcentaje de error, se concluye que el desempeño en la adquisición es bueno, ya que se pueden tener lecturas de los sensores a intervalos menores a un minuto. Además, al no tener retardos significativos en la lectura remota de los sensores, se garantiza una pronta detección

de una posible emergencia.

- Los datos capturados por el ECG, a una frecuencia de muestreo de 250 Hz, ocasionan demoras en la transmisión de la información hacia el servidor al enviar dato a dato. Esto genera pérdidas en las trazas del registro electrocardiógrafo. La solución a estos retardos es la concatenación de un conjunto significativo de muestras capturadas por el ECG y su envío en lote (*batch*) al servidor. Sin embargo, debe tomarse en cuenta que la latencia en la transmisión de los mensajes varía de acuerdo a la arquitectura de red de cada operador, de la velocidad de transmisión fijada por el operador, e incluso de la distancia del móvil a la antena de servicio, como lo muestra el análisis realizado en (Minango & Duque, 2011)
- De acuerdo a los resultados obtenidos por el análisis de la señal ECG, la diferencia en cuanto a los parámetros médicos establecidos con respecto al complejo QRS y la Onda P, en lo correspondiente a su duración en tiempo, no sobrepasa el 5% de error. Con respecto a la frecuencia cardíaca obtenida (*i.e.*, 46 latidos por minuto), esta corresponde a una arritmia en el paciente. Este último dato coincide con el resultado previamente extendido por parte de un especialista en cardiología, ya que el paciente sobrepasa los 70 años de edad con un deterioro causado por esta anomalía cardíaca.
- La dificultad para determinar un cambio desde la posición del paciente sentado a cuando el paciente está recostado se debe a la similitud en alturas que se tiene en este escenario, ya que el comportamiento del acelerómetro incluido dentro del sensor basa su funcionamiento en el cambio de aceleraciones de los tres ejes coordenados, en este caso el cambio de la aceleración del eje vertical es casi imperceptible para el sensor por tanto debe evaluar conjuntamente las aceleraciones de los ejes restantes y así determinar el cambio, esto lo hace por repetidas ocasiones ocasionando demora en entregar la respuesta.

- En base a la latencia calculada en las pruebas del equipo se determina que la zona geográfica tomada como escenario principal tiene una baja cobertura GPRS o a su vez la red saturada de tráfico, se realizo por tanto una prueba adicional que permita determinar si efectivamente existe trafico en la red, mediante el comando ping desde un computador hasta la dirección IP adoptada por el dispositivo, con lo cual se determina que el tiempo es similar al arrojado en las pruebas iniciales, demostrando que noes trafico en la red sino falta de cobertura en la zona.
- Debido al modulo transmisor GPRS empleado en este prototipo el consumo de energía por parte del sistema se eleva mientras mas lejos se encuentre de un APN de conexión, adicional al tratarse de un prototipo que tiene como procesador central Arduino, el sistema presenta problemas los cuales se reflejan mientras tiempo se encuentra en ejecución, por ejemplo luego de 30 minutos de transmisión y procesamiento constante Arduino pierde datos debido a que su memoria flash desborda.
- Analizando los mapas de cobertura obtenidos mediante el aplicativo Señal Móvil Ecuador desarrollado por el ente regulador con el fin de establecer y controlar los niveles de calidad de servicio, se establecieron puntos específicos establecidos para efectos de prueba, en cuanto a cobertura es posible determinar las zonas que presentan bajos índices de desempeño de acuerdo a cada operadora, entre los problemas que causan un mal desempeño de la red, se pudieron evidenciar altos niveles de interferencia, bajos niveles de potencia o una calidad baja en cuanto a voz y datos. De acuerdo con estos resultados se decidió trabajar con la red de datos de la Operadora Claro de Conocel S.A., pues esta brinda mejores cualidades de servicio como por ejemplo menor latencia en la red, cobertura geográfica y estadísticas de cobertura, todas analizadas mediante el aplicativo publico diseñado por el ente regulador para este fin.

5.2 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 SpO2 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 ya que el sensor empleado reacciona al mínimo cambio que se presente en la piel del paciente.
- De la experiencia que se obtuvo durante las pruebas de transmisión de paquetes de información sobre GPRS, se puede recomendar que el envío de mayor cantidad de bytes agrupados en cada trama resulta menos costoso que enviar tramas con poca cantidad de bytes, según la estimación realizada la media del costo por Kb es 2.48 centavos de dolar. Con lo cual se evidencia un importante ahorro en cuanto al costo de transmisión de los datos en el prototipo.
- Debido a lo primitivo del prototipo existe un porcentaje tentativo de personas que no lo utilizarán por tal razón debería mejorarse el prototipo estéticamente para lo cual se puede utilizar una caja de acrílico de manera de concentrar la mayor parte del prototipo y mejorar la experiencia del paciente.

5.3 Trabajo Futuro

- Finalmente, como trabajos futuros se ha planteado la opción de reducir el tiempo entre lecturas de los sensores, asegurando el nivel de confiabilidad previamente establecido. También se prevé emprender un análisis acerca de como incide en el

desempeño del sistema la adición de nuevas funcionalidades (*e.g.*, nuevas variables corporales, ambientes controlados que permitan conocer la ubicación del paciente dentro de su domicilio) y así generar alertas más relevantes en cuanto al estado de salud del paciente.

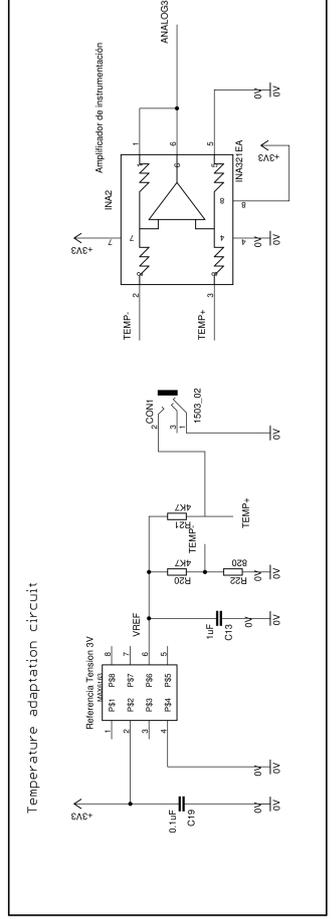
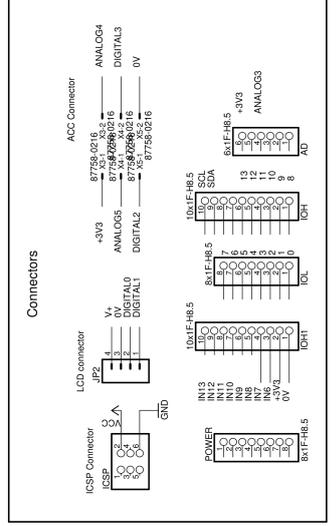
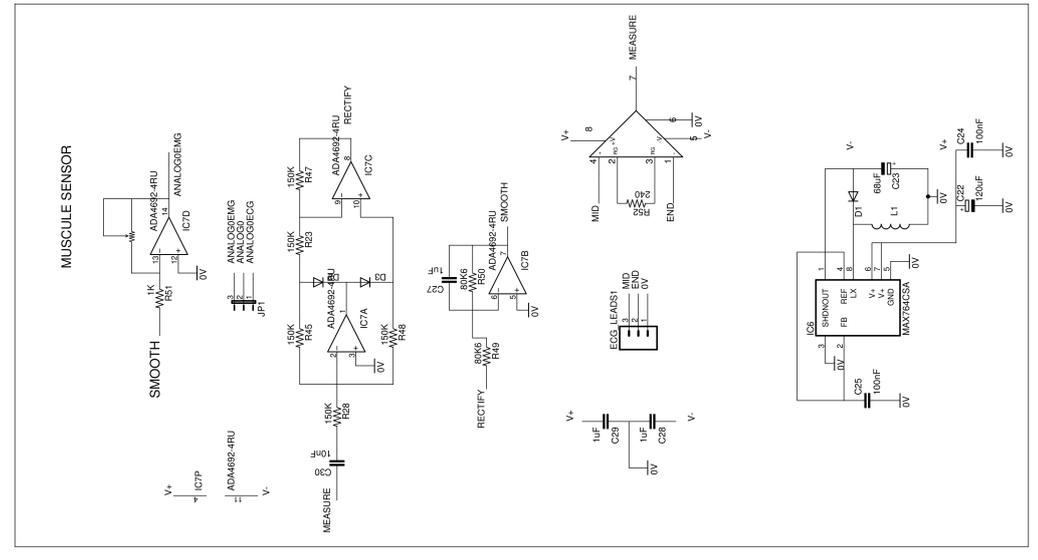
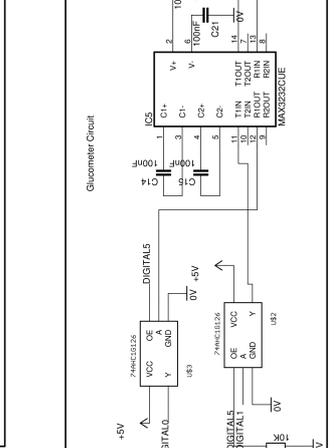
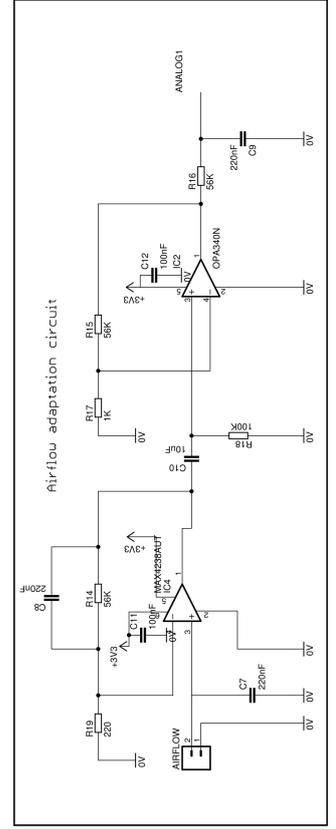
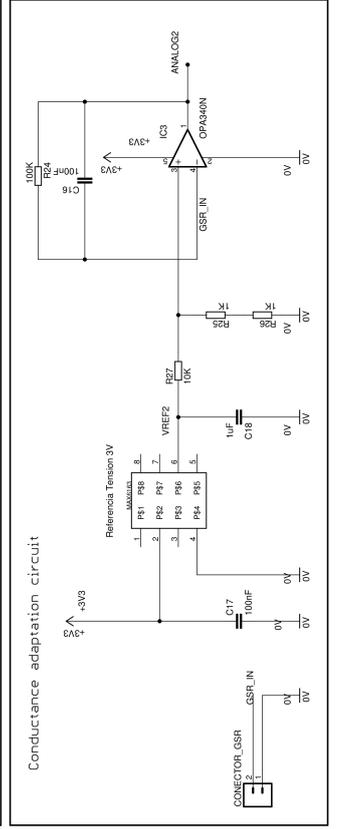
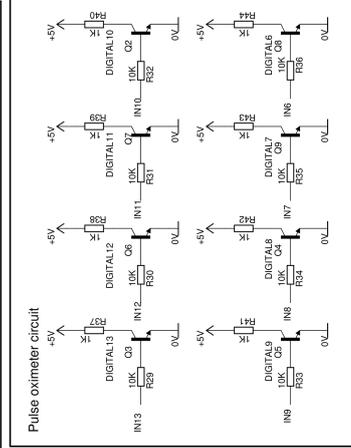
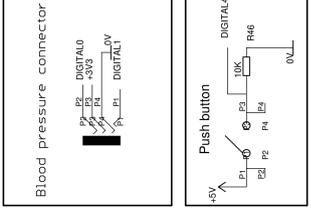
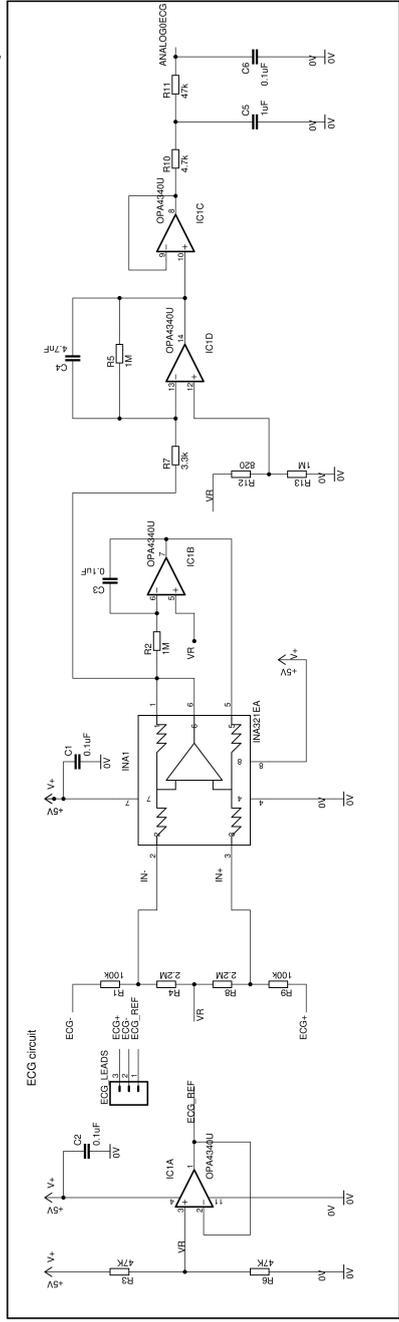
Anexo

ANEXOS A

Circuito de la tarjeta e-Health Sensor

Platform

eHealth sensor platform schematic



Anexo

ANEXOS A

Encuesta de factibilidad de uso del prototipo

Monitorización G&S

El objetivo de la presenta es determinar el grado de aceptación de una nueva propuesta en cuanto al monitoreo del estado de salud de personas en edad avanzada.

*Obligatorio

1. Cuan Importante cree usted que es conocer permanente el estado de salud de un adulto mayor. *

Marca solo un óvalo.

- Nada importante
- No demasiado importante
- Importante
- Muy importante

2. Actualmente que mecanismos emplea para la valoración periodica del estado de salud de un adulto mayor *

Marca solo un óvalo.

- Cita médica general
- Valoración visual
- Control permanente con un especialista
- Otro:

3. Estaría dispuesto a probar nuevas herramientas tecnológicas para la valoración del estado de salud de un adulto mayor *

Marca solo un óvalo.

- SI
- NO

4. Si su respuesta fue no, describa los motivos

5. Que variables considera usted, para determinar que un adulto mayor tiene complicaciones en su salud *

Marca solo un óvalo.

- Cambios repentinos en la temperatura corporal
- Problemas para respirar
- Desmayos constantes
- Arritmia (Taquicardia o bradicardia)

6. En referencia a la siguiente imagen estaría dispuesto a emplear el siguiente sistema de monitorización del estado de salud *

Marca solo un óvalo.

Si

No

7. Si su respuesta fue No, ¿por qué?

.....

.....

.....

Con la tecnología de



BIBLIOGRAFÍA

- Andrews, G. S. (2000). Los desafíos del proceso de envejecimiento en las sociedades de hoy y del futuro. *En: Encuentro Latinoamericano y Caribeño sobre las Personas de Edad: ponencias presentadas al Seminario Técnico-LC/L. 1399-P-2000-p. 247-256.*
- Anthony, R. N., Govindarajan, V., Jaime, J. V., & Gómez, F. G. (2003). *Sistemas de control de gestión*. McGraw-Hill.
- Ballesteros, D. M., Melo, H. E., & Quintero, A. J. M. (2010). Sistema de transmisión inalámbrica de señales ecg y de temperatura para ambientes hospitalarios (sinhó)-wireless transmission system of ecg and temperatura for hospital areas. *Revista Ingeniería Biomédica, 4(7), 52–60.*
- Borsini, E., Bosio, M., Quadrelli, S., Campos, J., Décima, T., & Chertcoff, J. (2012). Poligrafía respiratoria en el diagnóstico de los trastornos respiratorios durante el sueño: Una herramienta necesaria para el neumonólogo. *Revista americana de medicina respiratoria, 12(4), 152–160.*
- Briceño, I. (2005). Sepsis: Definiciones y aspectos fisiopatológicos. *Medicrit, 2(8), 164–178.*
- Bustamante, J., Sáenz, J. F., & Amaya, A. A. (2007). Monitor de eventos electrocardíacos implementado en plataforma pda. *Revista colombiana de cardiología, 14(2), 78–86.*
- Cahuasquí, V., & Germán, M. (2013). *Diseño e implementación de un dispositivo de*

- monitorización de la presión arterial*. (Tech. Rep. No. 1). Sangolquí, Ecuador: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Carrera de Ingeniería en electrónica, automatización y control.
- Carrera, E. V., & Morales, P. (2012). ECG signal monitoring using networked mobile devices. In *Andean region international conference (andescon), 2012 vi* (pp. 35–38).
- Coral, M., & Elena, R. (2015). Análisis de conocimientos y técnica de la oximetría de pulso en el personal de salud: médicos, enfermeras, terapeutas respiratorios e internos rotativos del hospital metropolitano de quito.
- Desirée, D. V. R. (2013). *Ecg, principios de electrocardiografía*. (2nd ed., Vol. 1). Hospital del Sureste, Arganda del Rey, Madrid, España: MARBAN.
- Domínguez, J., Harriague, C., García-Rojas, I., González, G., Aparicio, T., & González-Reyes, A. (2010). Insuficiencia cardiaca aguda en pacientes de 70 años o más: factores precipitantes de descompensación. *Revista clinica española, 210*(10), 497–504.
- Forouzan, B. A., Pérez, J. C., & Caballeria, F. G. (2002). *Transmisión de datos y redes de comunicaciones*. McGraw-Hill.
- Jardines Méndez, J. B. (2005). Tele-educación y tele-salud en cuba: mucho más que desarrollo tecnológico. *Acimed, 13*(4), 1–1.
- Katz, R. L. (2009). *El papel de las tic en el desarrollo* (Vol. 19). Raul Katz.
- López-Herranz, G. P. (2003). Oximetría de pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación. *Rev Med Hosp Gen Mex, 66*(3), 160–169.
- Martínez, E. (2001). La evolución de la telefonía móvil. *Artículo publicado en la revista RED*.
- Minango, J., & Duque, D. (2011). Monitorización del interfaz aire de las operadoras móviles en la espe para determinar la qos. *VI Congreso de Ciencia Y Tecnología., 6*(1).

- Osorno, J. B., Sáenz, J., & Amaya, A. (2008). Sistema de tele-monitoreo inalámbrico de eventos cardiacos para seguimiento de arritmias. In *Iv latin american congress on biomedical engineering 2007, bioengineering solutions for latin america health* (pp. 948–952).
- Postel, J. (1981, 9). Transmission control protocol. *Information Sciences Institute University of Southern California 4676 Admiralty Way Marina del Rey, California 90291*, 4(2), 201-213.
- Pubiano, J., & Aguilar, N. (2002). Sistema telemétrico de monitoreo cardiaco y variables hombre-maquina aplicado al ciclismo. In *Facultad de ingeniería, escuela de ingeniería electrónica, universidad central, vi congreso de la sociedad cubana de bioingeniería* (pp. 2–5).
- Regalado, F. P., & Sifuentes, W. R. (2010). Promoción y desarrollo de las tic en américa latina. *Proceedings of the 4th ACORN-REDECOM Conference. Brasilia, DF, 1(1)*.
- Sánchez, R. A., Ayala, M., Baglivo, H., Velázquez, C., Burlando, G., Kohlmann, O., . . . others (2010). Guías latinoamericanas de hipertensión arterial. *Revista chilena de cardiología*, 29(1), 117–144.
- Sánchez Morillo, D. (2008). Procesado y transmisión de señales biomédicas para el diagnóstico de trastornos y enfermedades del sueño.
- Silver, J. H. (2002, August 27). *Implantable sensor*. Google Patents. (US Patent 6,442,413)
- Sun, X., Joseph, J., & Crothall, K. (2000, September 19). *Implantable sensor and system for measurement and control of blood constituent levels*. Google Patents. Retrieved from <https://www.google.com/patents/US6122536> (US Patent 6,122,536)
- Yokota, T., Inoue, Y., Terakawa, Y., Reeder, J., Kaltenbrunner, M., Ware, T., . . . others (2015, 11). Ultraflexible, large-area, physiological temperature sensors for

multipoint measurements. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 112(47), 14533–14538.