



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

TEMA:

**Desarrollo de una interfaz de visualización en matlab para señales
ECG utilizando el sistema arduino almacenadas en un sitio web.**

AUTOR:

Paucar Guaman, Pablo Cesar

Trabajo de Titulación previo la obtención del Grado Académico de
MAGÍSTER EN TELECOMUNICACIONES

TUTOR:

Córdova Rivadeneira, Luis Silvio

Guayaquil

22 de Junio del 2018



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo fue realizado en su totalidad por el Magíster **Pablo Cesar Paucar Guamán** como requerimiento parcial para la obtención del Grado Académico de **MAGÍSTER EN TELECOMUNICACIONES**.

Guayaquil, a los 22 días del mes junio del año 2018

TUTOR

Córdova Rivadeneira, Luis Silvio

DIRECTOR DEL PROGRAMA

Romero Paz, Manuel de Jesús



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES
DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

YO, **Paucar Guamán, Pablo Cesar**

DECLARÓ QUE:

El trabajo de titulación “**Desarrollo de una interfaz de visualización en matlab para señales ecg utilizando el sistema arduino almacenadas en un sitio web**”, previa a la obtención del grado Académico de **Magíster en Telecomunicaciones**, ha sido desarrollado, respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan en el documento, cuyas fuentes se incorporan en las referencias o bibliografías.

Consecuentemente este trabajo es mi total autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance científico del trabajo de titulación del Grado Académico en mención.

Guayaquil, a los 22 días del mes junio del año 2018

EL AUTOR

Pablo Cesar Paucar Guamán



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

AUTORIZACIÓN

YO, Paucar Guamán, Pablo Cesar

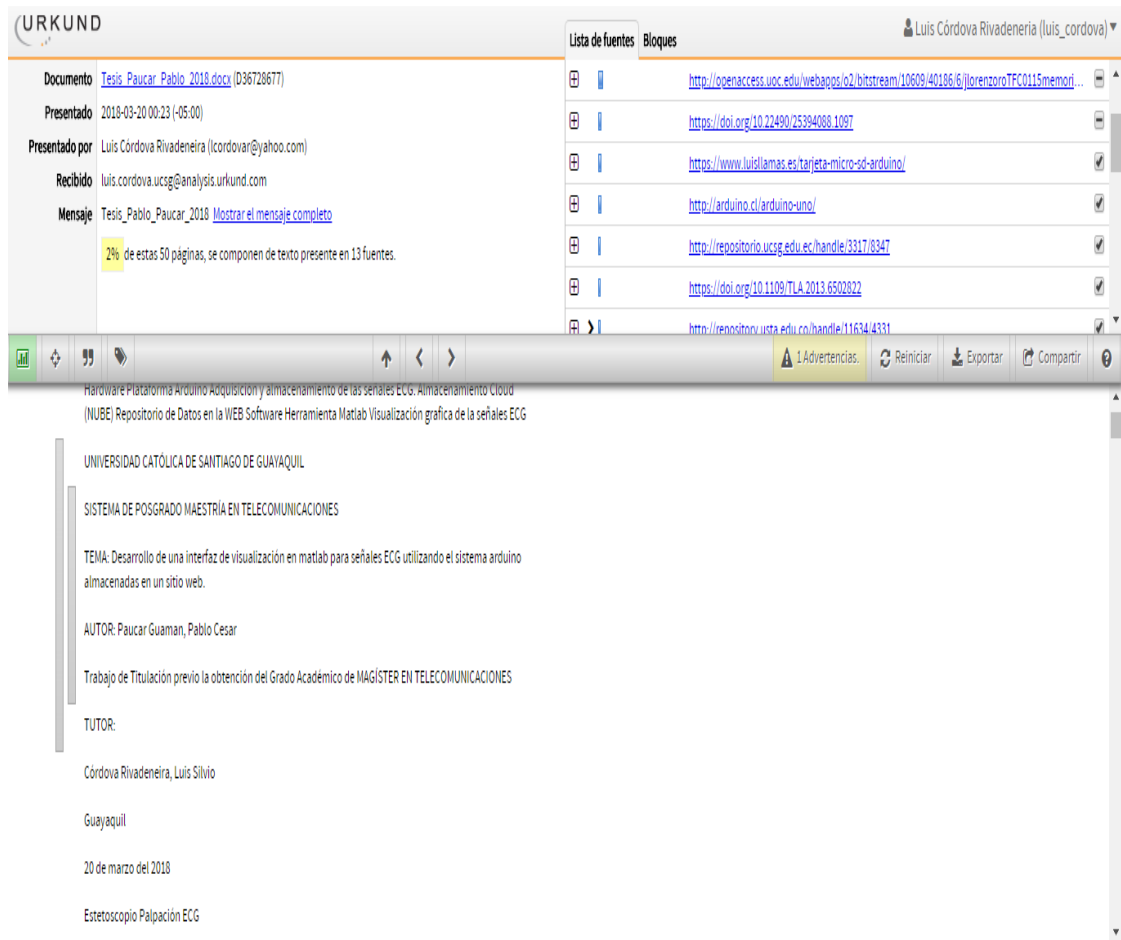
Autorizo a la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, la publicación, en la biblioteca de la institución del Trabajo de titulación de Maestría titulado: **“Desarrollo de una interfaz de visualización en matlab para señales ecg utilizando el sistema arduino almacenadas en un sitio web”**, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y total autoría.

Guayaquil, a los 22 días del mes junio del año 2018

EL AUTOR

Pablo Cesar Paucar Guamán

REPORTE DE URKUND



The screenshot displays the URKUND interface. On the left, document details are shown: 'Documento: Tesis_Paucar_Pablo_2018.docx (D36728677)', 'Presentado: 2018-03-20 00:23 (-05:00)', 'Presentado por: Luis Córdova Rivadeneira (lcordovar@yahoo.com)', 'Recibido: luis.cordova.uccsg@analysis.urkund.com', and 'Mensaje: Tesis_Pablo_Paucar_2018_Mostrar_el_mensaje_completo'. A yellow highlight indicates '2% de estas 50 páginas, se componen de texto presente en 13 fuentes.' On the right, a 'Lista de fuentes' table lists 13 sources with checkboxes. The bottom section contains the document's metadata: 'UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL', 'SISTEMA DE POSGRADO MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES', 'TEMA: Desarrollo de una interfaz de visualización en matlab para señales ECG utilizando el sistema arduino almacenadas en un sitio web.', 'AUTOR: Paucar Guaman, Pablo Cesar', 'Trabajo de Titulación previo la obtención del Grado Académico de MAGÍSTER EN TELECOMUNICACIONES', 'TUTOR: Córdova Rivadeneira, Luis Silvio', 'Guayaquil', '20 de marzo del 2018', and 'Estetoscopio Palpación ECG'.

Documento: Tesis_Paucar_Pablo_2018.docx (D36728677)

Presentado: 2018-03-20 00:23 (-05:00)

Presentado por: Luis Córdova Rivadeneira (lcordovar@yahoo.com)

Recibido: luis.cordova.uccsg@analysis.urkund.com

Mensaje: Tesis_Pablo_Paucar_2018_Mostrar_el_mensaje_completo

2% de estas 50 páginas, se componen de texto presente en 13 fuentes.

Lista de fuentes

Lista de fuentes	Bloques
http://openaccess.uoc.edu/webapps/o2/bitstream/10609/40186/6/jlorenzoTFC0115memori...	<input type="checkbox"/>
https://doi.org/10.22490/25394088.1097	<input type="checkbox"/>
https://www.luislomas.es/tarjeta-micro-ss-arduino/	<input checked="" type="checkbox"/>
http://arduino.cl/arduino-uno/	<input checked="" type="checkbox"/>
http://repositorio.uccsg.edu.ec/handle/3317/8347	<input checked="" type="checkbox"/>
https://doi.org/10.1109/TLA.2013.6502822	<input checked="" type="checkbox"/>
http://repositorio.usta.edu.co/handle/11634/4331	<input checked="" type="checkbox"/>

Hardware Plataforma Arduino Adquisición y almacenamiento de las señales ECG. Almacenamiento Cloud (NUBE) Repositorio de Datos en la WEB Software Herramienta Matlab Visualización grafica de la señales ECG

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

SISTEMA DE POSGRADO MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

TEMA: Desarrollo de una interfaz de visualización en matlab para señales ECG utilizando el sistema arduino almacenadas en un sitio web.

AUTOR: Paucar Guaman, Pablo Cesar

Trabajo de Titulación previo la obtención del Grado Académico de MAGÍSTER EN TELECOMUNICACIONES

TUTOR:

Córdova Rivadeneira, Luis Silvio

Guayaquil

20 de marzo del 2018

Estetoscopio Palpación ECG

El análisis Urkund al Trabajo de Titulación “Desarrollo de una interfaz de visualización en matlab para señales ECG utilizando el sistema arduino almacenadas en un sitio web” a cargo del Ing. Pablo Cesar Paucar Guamán, está al 2% de coincidencias.

Dedicatoria

La mejor decisión en la vida fue permitir que entres a mi vida querido Dios, desde aquel momento mi vida ha dado un giro radical donde mis logros y éxitos son gracias a tu amor y misericordia, la obtención de esta titulación es un logro más que lo dedico a ti.

Mi amada esposa Beronica Jessica Rojas Pilamunga, que con su sabiduría me dio la iniciativa para iniciar este duro camino y quien ha brindado su apoyo incondicional en todo este tiempo.

Gracias a mis padres, Pedro Paucar y Petrona Guamán, por sus esfuerzos y sacrificio sembrados para la obtención del título de tercer nivel ya que sin eso no estaría hoy concluyendo los estudios del cuarto nivel, que me permite ampliar mi carrera profesional.

Pablo Cesar Paucar Guamán

Agradecimientos

Agradezco a mi Dios por darme la oportunidad de iniciar y concluir una etapa más de mi carrera profesional, donde he compartido una linda amistad con todos y cada uno de los compañeros y docentes de la maestría de telecomunicación.

A la universidad Católica de Santiago de Guayaquil, por abrir las puertas de la institución para seguir avanzando con mi preparación profesional, gracias a eso, con mucho esfuerzo, humildad y amor he concluido la maestría en telecomunicación.

Y agradezco a mi tutor de tesis Msc. Luis Silvio Córdova Rivadeneira, por su paciencia, carisma y ayuda incondicional brindada durante la investigación y desarrollo de esta tesis.

Estoy seguro que mi aporte investigativo y desarrollo será de mucha ayuda para las generaciones venideras, ya que a partir de este prototipo podrán realizar muchas mejoras que serán muy útiles para las futuras investigaciones e implementación de la misma.

Pablo Cesar Paucar Guamán



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

f. _____
MSc. Luis Silvio Córdova Rivadeneira
TUTOR

f. _____
MSc. Manuel Romero Paz
DIRECTOR DEL PROGRAMA

f. _____
MSc. Miguel Heras Sánchez
REVISOR

f. _____
MSc. Celso Bohórquez Escobar
REVISOR

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE FIGURAS	XI
ÍNDICE DE TABLAS	XIV
Resumen.....	XV
Abstract	XVI
Capítulo 1: Descripción del proyecto de intervención.	2
1.1. Introducción.	2
1.2. Antecedentes.....	3
1.3. Definición del problema	4
1.4. Justificación del Problema a Investigar.	4
1.5. Objetivos.....	5
1.5.1. Objetivo General:.....	5
1.5.2. Objetivos específicos:.....	5
1.6. Hipótesis o Idea a Defender	6
1.7. Metodología de investigación.	6
Capítulo 2: Fundamentación Teórica de las Señales ECG.	8
2.1. Introducción.....	8
2.2. Sistema de conducción cardiaca en el corazón.....	9
2.3. Electrocardiograma ECG.....	11
2.3.1. Derivaciones.....	12
2.3.1.1. Derivaciones de Extremidades.	12
2.3.1.2. Derivaciones de Extremidades aumentadas	13
2.3.1.3. Derivaciones precordiales	14
2.3.2. Ondas	15
2.3.3. Intervalos.....	15
2.3.4. Segmentos.....	16
2.4. Frecuencia cardiaca	16
2.5. Fuentes de ruido que afectan a la señal ECG	18
2.6. Arduino.....	21
2.6.1. Tipos de placas arduino	22
2.6.2. Módulo cardiaco CJMCU 8232	23
2.6.3. Arduino Uno R3 ATmega328P	31

2.6.4.	Módulos de Arduino SD.....	33
2.7.	Almacenamiento de datos en la nube	33
2.7.1.	Tipos de almacenamiento	34
2.7.2.	Modelos de servicios.....	36
2.8.	Procesamiento digital de señales.....	37
2.8.1.	Filtro digitales	37
Capítulo 3: Diseño e Implementación		40
3.1	Adquisición de las señales cardiacas en arduino.	41
3.1.1	Tratamiento de la señal cardiaca mediante AD8232.....	42
3.1.2	Convertidor Analógico Digital	44
3.1.3	Almacenamiento en micro SD.....	45
3.1.4	Configuración de los pines en los módulos arduinos	46
3.1.5	Conexión de los módulos arduinos	47
3.1.6	Código fuente en arduino	47
3.2	Repositorio de la Señal ECG en la Web.	53
3.2.1	Pasos para la instalación del sitio web uCloud	54
3.2.2	Configuración del sitio web	54
3.2.3	Paquetes de cuentas y usuario definidos en la web.....	57
3.2.4	Compartir archivo	59
3.2.5	Descarga de archivo	60
3.3	Visualización Gráfica de la señal ECG.....	61
3.3.1	Diagrama de flujo del sistema	62
3.3.2	Código fuente en Matlab	63
3.4	Costo de Implementación del prototipo del sistema ecg.	68
Capítulo 4: Pruebas del sistema ecg.....		69
41.	Resultado de la señal ECG con diferentes pacientes.	70
Capítulo 5: Conclusiones y Recomendaciones.....		73
5.1.	Conclusiones.	73
5.2.	Recomendaciones	74
Bibliografía		75

ÍNDICE DE FIGURAS

Capítulo 1: Descripción del Proyecto de intervención.

Figura 1. 1: Diagrama de adquisición de la señal ECG	5
Figura 1.2: Diagrama de Metodología de Investigación.....	7

Capítulo 2: Fundamentación teórica de las señales ECG.

Figura 2. 1: Wilhelm Einthoven en su electrocardiograma de cuerda.	8
Figura 2.2: Anatomía del Corazón	9
Figura 2.3: Acción típica de cada segmento del corazón	10
Figura 2. 4: Señal ECG normal	11
Figura 2. 5: Derivaciones de Extremidades	13
Figura 2. 6: Derivaciones de Extremidades aumentadas	13
Figura 2. 7: Derivaciones precordiales	14
Figura 2. 8: Tipos de medición de la Frecuencia Cardíaca	17
Figura 2. 9: Espectro de Potencia relativa de componentes ECG y ruido	19
Figura 2. 10: Ruido de EMG.	20
Figura 2. 11: Desplazamiento no línea de la señal ECG.	20
Figura 2. 12: Ruido de línea.	21
Figura 2. 13: La Primera tarjeta Arduino	22
Figura 2. 14: Tipos de tarjetas Arduinos	23
Figura 2. 15: Modulo ECG AD8232	23
Figura 2. 16: Diagrama funcional del integrado AD8232.	24
Figura 2. 17: Amplificador de Instrumentación.	25
Figura 2. 18: Filtro pasa alto de segundo orden.....	26
Figura 2. 19: Frecuencia de corte de segundo y tercer orden	27
Figura 2. 20: Circuito de filtro pasa bajo de segundo oprden	27
Figura 2. 21: Circuito de Pierna Derecha (RLD)	29
Figura 2. 22: Buffer de Referencia (A3)	30
Figura 2. 23: Circuito de establecimiento rapido.	30
Figura 2. 24: Arduino UNO R3	32
Figura 2. 25: Servicios de la nube	34

Figura 2. 26: Diseño de la nube pública.	35
Figura 2. 27: Diseño de la nube privada.	35
Figura 2. 28: Modelos de servicios en la nube,	36
Figura 2. 29: Procesamiento digital de señales biomédicas	37

Capítulo 3: Diseño e implementación

Figura 3. 1: Fases del desarrollo del sistema ECG.	40
Figura 3. 2: Diagrama de adquisición de señales ECG.	41
Figura 3. 3: Diagrama de adquisición de las señales cardiacas.	42
Figura 3. 4: Circuito del modulo CJMCU 8232.	43
Figura 3. 5: Frecuencias de cortes del módulo AD8232.	44
Figura 3. 6: ADC en arduino UNO.	45
Figura 3.7: Diagrama de conexión de módulos	47
Figura 3. 8: Software Arduino	48
Figura 3. 9: Diagrama de flujo del programa	49
Figura 3. 10: Declaración de librería y variables	50
Figura 3. 11: Inicio del sistema en arduino	50
Figura 3. 12: Inicialización de modulo SD	51
Figura 3. 13: Función para lectura de datos ECG.....	51
Figura 3.14: Función que verifica o crea el archivo en la micro SD.....	52
Figura 3. 15: Función de escritura en el micro SD.....	52
Figura 3. 16: Función de inicio y pausa del sistema arduino.	53
Figura 3. 17: Página de inicio del repositorio web - uCloud	55
Figura 3. 18: Cambio de idioma del sitio web	56
Figura 3. 19: Paquetes de cuenta.....	58
Figura 3. 20: Usuarios del repositorio web para archivos ECG	59
Figura 3. 21: Compartir directorio y archivo de manera interna en el sitio. ...	60
Figura 3. 22: Archivos compartidos por los pacientes.....	60
Figura 3. 23: Descarga de archivos por el usuario especialista.	61
Figura 3. 24: Aplicaciones en Matlab	62
Figura 3. 25: Diagrama de Flujo para la gráfica de la señal ECG.	62
Figura 3. 26: Software para graficar la señal ECG.	63

Figura 3. 27: Código fuente para abrir cualquier archivo de texto plano.	64
Figura 3. 28: Código fuente para linealizar la señal ECG.....	64
Figura 3. 29: Código fuente para el filtrado de la señal ECG.....	64
Figura 3. 30: Código fuente para la conversión digital-analógica.	65
Figura 3. 31: Código fuente para ingresar las muestras a graficar.	65
Figura 3. 32: Código fuente para definir el tipo de gráfica.....	66
Figura 3. 33: Código fuente para determinar la frecuencia cardiaca.	67
Figura 3. 34: Código fuente para determinar la patología de la señal ECG. .	68

Capítulo 4: Pruebas del sistema ecg

Figura 4. 1: Prototipo para la adquisición, almacenado y visualización de las señales ECG.	69
Figura 4. 2: Conexión de los electrodos en el paciente.	70
Figura 4. 3: Prueba uno de la señal ECG.	71
Figura 4. 4: Prueba dos de la señal ECG.....	71
Figura 4. 5: Prueba tres de la señal ECG.	72

ÍNDICE DE TABLAS

Capítulo 2: Fundamentación teórica de las señales ECG.

Tabla 2. 1: Amplitud de las ondas de la señal ECG.	15
Tabla 2. 2: Duración de los intervalos de la señal ECG.	15
Tabla 2. 3: Duración del intervalo QT por ritmo cardíaco.	16
Tabla 2. 4: Valores medios de la frecuencia cardíaca de reposo en función de edad y sexo	17
Tabla 2. 5: Características técnicas del módulo CJMCU 8232.....	24
Tabla 2. 6: Características técnicas de Arduino UNO R3.....	32
Tabla 2. 7: Características Técnicas del Módulo SD.....	33

Capítulo 3: Diseño e implementación.

Tabla 3. 1: Resistencia de la piel	42
Tabla 3. 2: Configuración del PIN del módulo AD8232 y Arduino UNO.....	46
Tabla 3. 3: Configuración del PIN del módulo micro SD y Arduino UNO.....	46
Tabla 3. 4: Costos de circuitos arduinos.	68

Resumen

El presente trabajo de titulación consiste en desarrollar una interfaz que permita adquirir las señales ECG a través de la plataforma Arduino en un micro SD y posteriormente almacenarla en un sitio web conocido como la nube para su visualización a través de la herramienta Matlab. Es importante mencionar que la clave fundamental para cumplir el objetivo planteado es conocer cómo se origina los pulsos cardiacos en el corazón, una información vital para el avance de esta investigación, la información recolectada proviene de una intensa búsqueda de varias fuentes (tesis, revistas, libros). En el capítulo 1 se muestra los antecedentes del proyecto, definición del problema, justificación del problema, objetivo general, objetivos específicos, hipótesis y la metodología de investigación. En el capítulo 2 se describe sobre el sistema de conducción cardiaca, electrocardiograma ECG, derivaciones, ondas, intervalos, frecuencia cardiaca, Arduino, módulos de arduino (SD, AD8232) y procesamiento digital de señales. En el capítulo 3 se desarrolló el sistema de adquisición en arduino, sistema de almacenamiento en la nube, sistema para la visualización. En el capítulo 4 se realiza las pruebas con varios pacientes y finalmente en el capítulo 5 se muestra las conclusiones y recomendaciones de documento.

Palabra Clave: ECG, DERIVACIONES, ARDUINO UNO, AD8232, MICRO SD, FRECUENCIA CARDIACA.

Abstract

The present work of qualification is to develop an interface that allows acquiring ECG signals through the platform Arduino on a micro SD card and then store it in a web site known as the cloud for viewing through the tool Matlab. It is important to mention that the fundamental key to fulfill the objective is known as cardiac pulses originates in the heart, a vital information for the advance of this research, the information collected comes from an intense search multiple sources (thesis, magazines, books). In chapter 1 shows the background of the project, definition of the problem, justification of the problem, general objective, specific objectives, assumptions and the methodology of research. In Chapter 2 describes on the conduction system of the heart, electrocardiogram ECG leads, waves, intervals, heart rate, Arduino Arduino modules (SD, AD8232) and digital signal processing. In Chapter 3, the acquisition system on Arduino, storage system in the cloud, a system for the display. In chapter 4 is performed tests with several patients and finally in chapter 5 shows the conclusions and recommendations of the document.

KEYWORD: ECG, REFERRALS, ARDUINO ONE, AD8232, MICRO SD, HEART RATE.

Capítulo 1: Descripción del proyecto de intervención.

1.1. Introducción.

Por el siglo XIX, Kolliker y Mueller en 1856, descubren que el corazón del ser humano genera señales eléctricas, abriendo el camino hacia el estudio de las señales electrocardiogramas (ECG), con el pasar del tiempo y el rápido avance de la tecnología tanto en el ámbito de la medicina como en la comunicación, han permitido en la actualidad tener a la mano dispositivos portátiles digitales que permiten monitorear en tiempo real el estado cardiaco del ser humano.

La presente investigación se trata del desarrollo de un sistema prototipo que permitirá adquirir y almacenar las señales ECG a través de la plataforma arduino, esto facilitará al paciente tomar las muestras de la señal ECG, sin la necesidad de acudir a un centro médico u hospital, los datos serán almacenados en una tarjeta micro SD, dando uso de la tecnología informática e internet se desarrollará un sitio Web con una base de datos (BD) la misma que almacenará las muestras de la señal tomada.

Para analizar esta señal el especialista hará uso de la herramienta Matlab dentro de la cual se realizará el acondicionamiento de las muestras almacenadas en la BD, para luego visualizar la gráfica de la señal cardiaca del paciente, brindando un servicio de telemonitoreo.

1.2. Antecedentes.

Tomando como referencia la revista de Ingeniería de la universidad Nacional Abierta y a Distancia (UNAD) realizado por (Quintero & Sierra, 2013) Titulado: *Diseño Construcción de un prototipo de electrocardiografía Dinámica "HOLTER" universal con interface electrónica para cualquier plataforma de instrumentación virtual*, en el cual menciona el funcionamiento de un Holter y las etapas de adquisición y almacenamiento de las señales electrocardiográficas (ECG) de manera analógica y digital dicha señal puede ser transmitida con un sistema de instrumentación virtual sin la necesidad de utilizar un protocolo de comunicación.

(López, Ortega, & Sanabria, 2014) en su trabajo: *Prototipo de electrocardiógrafo bipolar para uso académico*, muestra algunas etapas como el estudio y tratamiento de las señales electrocardiográficas en donde se define la forma de adquisición, valores de voltaje y resistencia; la segunda etapa de pre-procesamiento que determina la forma de amplificar la señal, filtrarla y entregarla al procesador; en la etapa tres se procesa digitalmente, se almacena y a través de los diferentes puertos de comunicación se envía la señal donde mejor estime el diseñador, todo esto se lo realiza a través de la plataforma arduino.

Otra investigación realizada es por (Sánchez, 2014) titulado como *Procesamiento de Señales Biomédicas Mediante Instrumento Virtual Desarrollado con Matlab*, lo interesante de esta investigación es el uso de los tipos de filtros digitales desarrollados en Matlab que fueron aplicados en las señales Biomédicas para su pre procesamiento y eliminación de ruido.

1.3. Definición del problema

Actualmente las patologías cardíacas han incrementado en los últimos años, como es el caso del año 2012, que según fuente de la OMS las enfermedades cardiovasculares produjeron la muerte de 1'7,5 millones de personas, lo que representa el 30% de las muertes a nivel mundial.

Esto se ve en aumento debido a que las personas con estos síntomas no acuden de forma regular a los Centros Especializados para recibir la atención adecuada, ya sea por cuestión de tiempo, por el desarrollo de sus actividades, o incluso por no tener acceso a los dispositivos que ofrece la nueva tecnología por los altos costos que estos representan y las limitaciones que poseen, como ejemplo se cita el equipo holter en el cual los pacientes deben acudir a un consultorio cardiológico en forma rutinaria para que el especialista analice las señales ECG adquiridas, sin olvidar el tiempo que conlleva asistir a un Establecimiento de Salud para la revisión de la misma, existiendo así la necesidad de contar con un equipo que se acople a los requerimientos de los pacientes y que sea accesible económicamente para la mayoría de usuarios.

1.4. Justificación del Problema a Investigar.

Con el avance de la tecnología los especialistas en cardiología pueden llevar el control cardíaco de sus pacientes para prevenir cualquier molestia futura, la única limitación es el tiempo que conlleva en tomar la muestra y su asistencia periódica al especialista, con la implementación del prototipo mencionado anteriormente facilitará a los pacientes poder tomar las muestras de datos de la señal ECG desde cualquier lugar, esto se lo realizará a través de los electrodos ECG de 3 canales. Otro de los beneficios, es facilitar al especialista (cardiólogo) brindar una atención adecuada desde cualquier parte del hemisferio y a cualquier hora sin la necesidad de que el paciente se acerque al consultorio médico, todo esto será gracias a los datos almacenados por el paciente en el repositorio

web. Estos datos permitirán al especialista asignado llevar un control constante del estado de paciente.

Este proyecto puede ser implementado en otras investigaciones las cuales no requerirán de mucha inversión debido a que se propone la utilización de software como Arduino (Open Source) y Matlab, para su uso en el campo de la Biomedicina.

En la Figura 1.1 se muestra el proceso a implementar para la adquisición de la señal ECG, almacenamiento en el repositorio web, acondicionamiento y visualización gráfica.



Figura 1. 1: Diagrama de adquisición de la señal ECG

Elaborado por: Autor.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo General:

Desarrollar una interfaz que permita adquirir las señales ECG a través de la plataforma Arduino y posteriormente almacenarla en un sitio web para su visualización a través de la herramienta Matlab.

1.5.2. Objetivos específicos:

- ✓ Implementar un prototipo a través de Arduino para tomar datos de la señal ECG del paciente.
- ✓ Desarrollar un sitio web para almacenar las señales ECG adquiridas del paciente.

- ✓ Procesar la señal ECG que se encuentra en el repositorio web para su posterior visualización gráfica a través de la herramienta Matlab.
- ✓ Generar un algoritmo que calcule la frecuencia cardiaca y su patología.

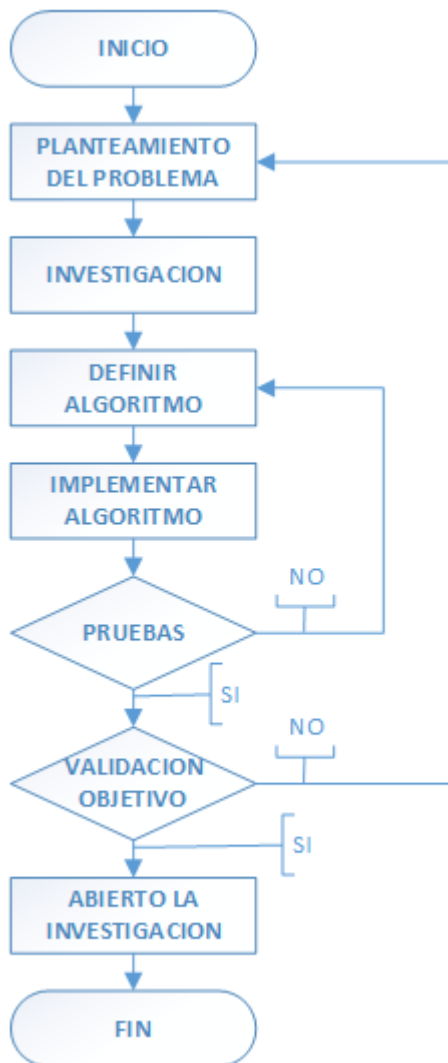
1.6. Hipótesis o Idea a Defender

Con el desarrollo de este prototipo se logrará adquirir las señales ECG desde cualquier punto donde se encuentre el paciente haciendo uso del dispositivo, de tal forma que el médico tratante podrá visualizar a cualquier hora la señal almacenada en la web y determinará el estado del mismo sin la necesidad de tener un contacto directo con el paciente.

1.7. Metodología de investigación.

La metodología a emplear para el desarrollo de esta tesis es la metodología Cuasi-Experimental, por medio de este tipo de investigación podemos aproximarnos a los resultados de una investigación experimental en situaciones en las que no es posible el control y manipulación absolutos de las variables.

En la figura 1.2 se muestra el diagrama de metodología de investigación a ser empleado en el desarrollo del tema antes mencionado.



- Idea a Investigar
- Establecer el Objetivo
- Elaborar el Marco Teórico
- Definición de los algoritmos para la adquisición, Almacenamiento, procesamiento y visualización.
- Implementar el algoritmo en Arduino, Sitio WEB y Matlab.
- Prueba de funcionamiento en cada etapa del tema
- Verificar si cumple la Hipótesis
- Prototipo Abierto para su mejoramiento a través de otra investigación.
- Culminado el proyecto

Figura 1.2: Diagrama de Metodología de Investigación
Elaborado por: Autor.

La diferencia con la investigación experimental es más bien de grado, debido a que no se satisfacen todas las exigencias de ésta, especialmente en cuanto se refiere al control de variables.

Capítulo 2: Fundamentación Teórica de las Señales ECG.

2.1. Introducción

(Goicoechea, 2014) indica en su trabajo: *Diseño de un canal de instrumentación para un sistema electrocardiograma y un pulsioxímetro*, indica que en 1856 la actividad eléctrica del corazón fue descubierta por Kolliker y Mueller, siendo el primer registro médico de la actividad cardíaca realizado en un ser humano en 1869 en Inglaterra por Alexander Muirhead (ver figura 2.1).

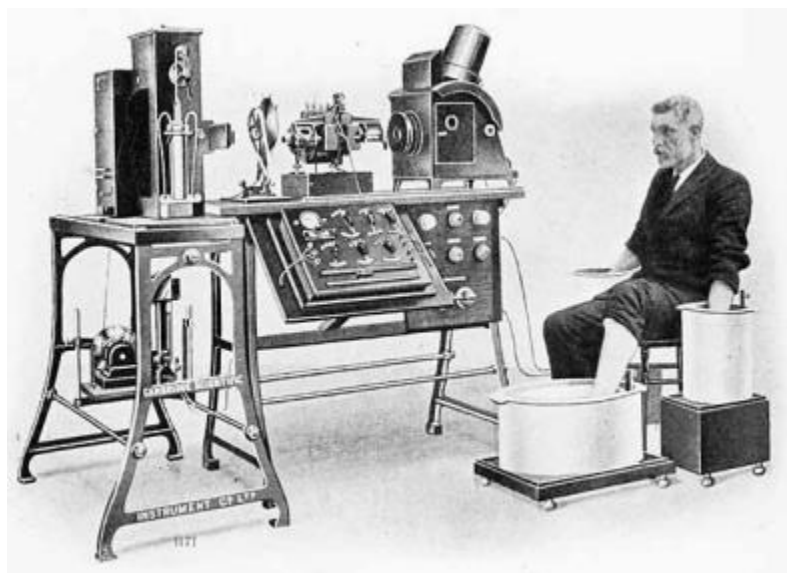


Figura 2. 1: Wilhelm Einthoven en su electrocardiograma de cuerda.

Fuente: (Acevedo, 2017, pág. 43)

Wilhelm Einthoven en el año de 1903 fabricó el primer electrocardiógrafo de cuerda, dando inicio al estudio de las ondas cardíaca (señales ECG), con el pasar de los años y el rápido avance de la tecnología, las compañías han fabricado equipos digitales que realizan diagnósticos rápidos para la prevención de enfermedades cardiacas mediante el análisis de las señales ECG.

2.2. Sistema de conducción cardiaca en el corazón

En el sistema circulatorio cardiovascular de cuerpo humano está el órgano principal que permite el bombeo de la sangre por todo el cuerpo mediante la red de arterias y venas, su tamaño es de un puño y pesa aproximadamente entre 7 y 15 onzas (200 a 425 gramos), bombea aproximadamente 4,73 litros de sangre por minuto y cada latido hace circular la sangre a los pulmones y al cuerpo.

El corazón está dividido en dos partes lado derecho (aurícula y ventrículo derecho) y lado izquierdo (aurícula y ventrículo izquierdo), por lo tanto está constituido por cuatro cámaras que mantienen circulando la sangre en la dirección apropiada, denominado el ciclo cardiaco o actividad cardiaca (ver figura 2.2).

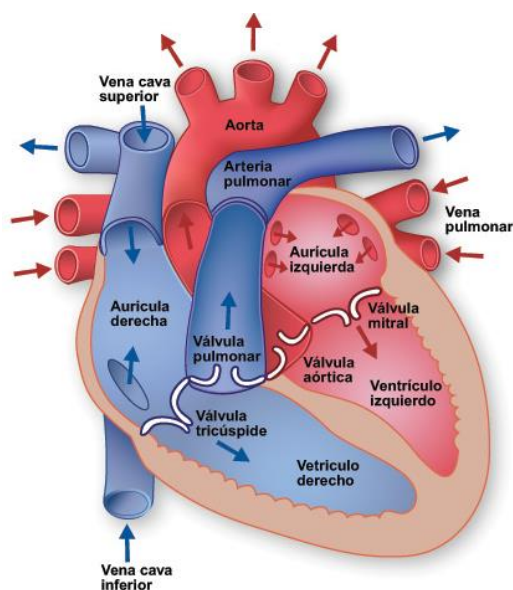


Figura 2.2: Anatomía del Corazón

Fuente: (Romero, 2015, pág. 6)

La activación cardiaca es el resultado de un impulso que se origina en una o más células situados en el nodo sinusal o nódulo sinoauricular (SA) ubicado en la aurícula derecha, iniciando la propagación del impulso a todas las fibras de las aurículas a través de las vías internodales, produciendo la despolarización auricular y su consecuente contracción. En adultos sanos, el nodo sinusal descarga a una velocidad de 60

impulsos por minuto, definiendo así el ritmo sinusal normal, que se traduce en contracciones por minuto (Romero, 2015, pág. 7)

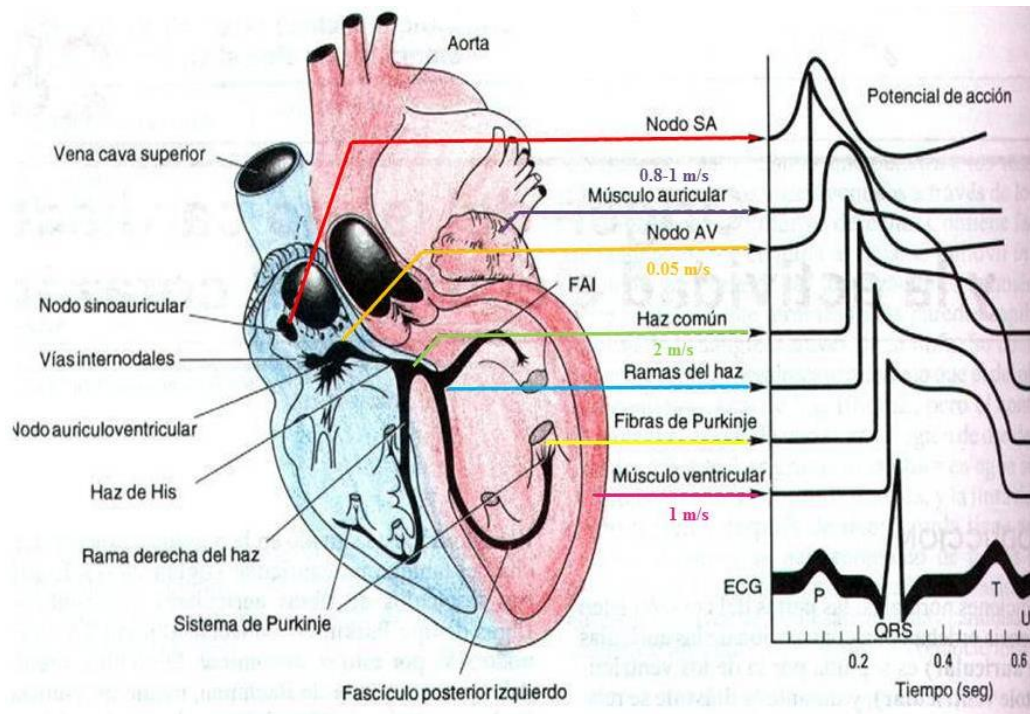


Figura 2.3: Acción típica de cada segmento del corazón

Fuente: (Romero, 2015)

La onda eléctrica llega luego al nodo auriculoventricular o nódulo de aschoff-tawara (AV) ubicado al otro lado de la aurícula derecha cerca de la válvula auriculoventricular. El nodo auriculoventricular sirve como una puerta eléctrica a los ventrículos donde la onda eléctrica sufre una pausa de aproximadamente 0,1 segundos. El impulso cardíaco se disemina luego a través de un haz de fibras que es un puente entre el nódulo auriculoventricular y las ramas ventriculares, llamado haz de his, que se divide en 4 ramas: las ramas derecha e izquierda y esta última se divide en el fascículo izquierdo anterior y el fascículo izquierdo posterior, desde donde el impulso eléctrico es distribuido a los ventrículos mediante una red de fibras que ocasionan la contracción ventricular llamadas fibras de Purkinje, desencadenando la contracción ventricular (Romero, 2015, pág. 7-8).

2.3. Electrocardiograma ECG.

(Srinagesh, Sarala, & Durga, 2013), en su revista internacional de ingeniería y tecnología innovadora (IJETT) titulado: *ECG Wireless Telemetry*, indica que un electrocardiograma (ECG) consiste en la grabación gráfica de la actividad eléctrica del corazón en el tiempo, siendo la señal biológica más reconocida, y con método no invasivo; también indican que se utiliza comúnmente para el diagnóstico de algunas enfermedades mediante la inferencia de la señal. Dichas enfermedades cardiovasculares y las alteraciones modifican la forma de onda del ECG; cada porción de la forma de onda del ECG lleva información que es relevante para el médico para brindar un diagnóstico adecuado.

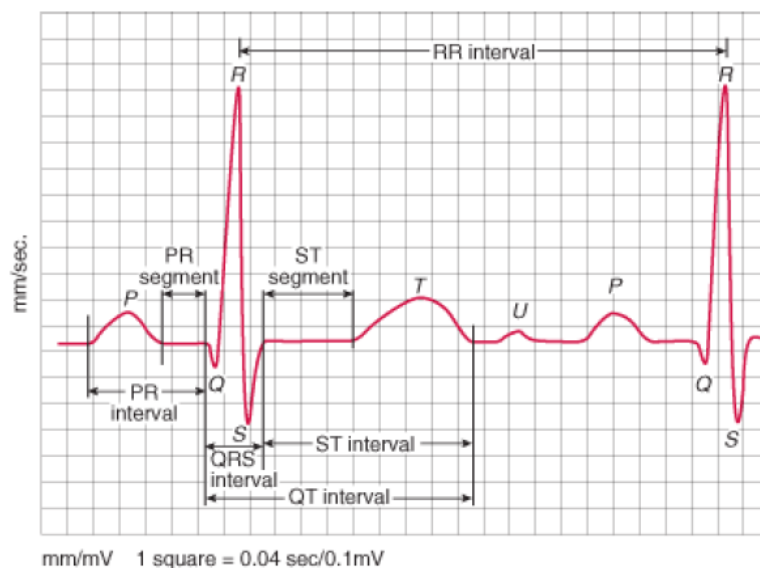


Figura 2. 4: Señal ECG normal

Fuente: (Torres, 2017)

La señal ECG normal consiste en una serie de ondas (P, T, U) intervalos (PR, QT) y segmentos (PR, ST), donde el potencial eléctrico (amplitud) inicia de 0.1 mV hasta 4 mV y un rango de frecuencias que va de 0.05 y 100 Hz como se muestra en la figura 2.4.

2.3.1. Derivaciones

Es la gráfica de la actividad eléctrica del corazón, se lo adquiere en la superficie del cuerpo del paciente a través de electrodos, estos últimos registran las señales generados por la fuente cardiaco para su posterior visualización. Es importante recordar que para obtener una buena señal se debe ubicar de forma correcta los electrodos, para lo cual se considerar las leyes de Eithoven que establece el uso de las derivaciones, las mismas se clasifican en:

- ✓ Derivaciones de Extremidades.
- ✓ Derivaciones de Extremidades aumentadas.
- ✓ Derivaciones precordiales.

Cada una de estas registra una señal concreta del corazón.

2.3.1.1. Derivaciones de Extremidades.

Conocida como derivaciones bipolares que permite la medición del ciclo cardiaco entre dos puntos del cuerpo formando el triángulo de Eithoven como se ve en la Figura 2.5, existen tres tipos de conexión.

- ✓ Derivación I.
Registra las variaciones entre el brazo derecho (polo negativo) y el brazo izquierdo (polo positivo).
- ✓ Derivación II
Registra la diferencia de potencia de los electrodos situados entre la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo derecho (polo negativo).
- ✓ Derivación III
Registra la diferencia de potencia que existe entre la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo izquierdo (polo negativo).

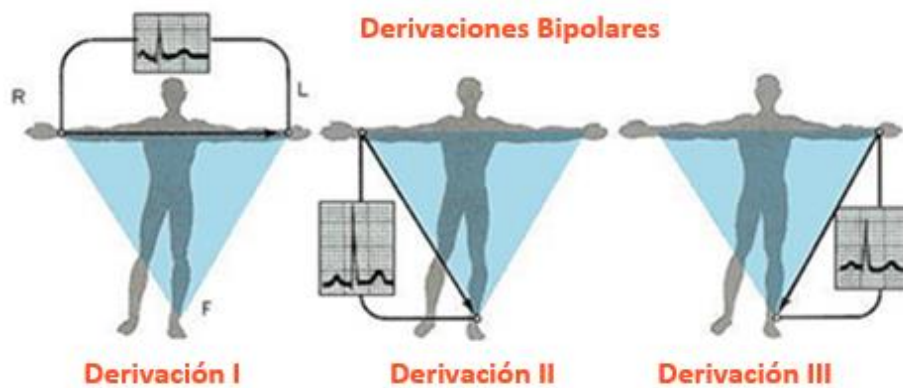


Figura 2. 5: Derivaciones de Extremidades

Elaborado por: El Autor.

2.3.1.2. Derivaciones de Extremidades aumentadas

Estas derivaciones son unipolares y es la mejora de las derivaciones bipolares como se muestra en la figura 2.6, registran las señales eléctricas en un punto, ya sea en el brazo derecho (VR), brazo izquierdo (VL) o pierna izquierda (VF), respecto a otro punto en que la actividad eléctrica no varíe mucho en el momento de la contracción cardiaca dando como resultado una onda de amplitud aumentada.

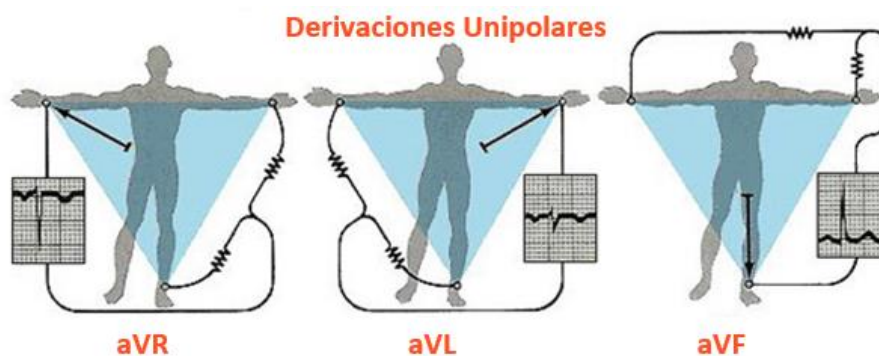


Figura 2. 6: Derivaciones de Extremidades aumentadas

Elaborado por: El Autor.

✓ Derivación aVR

Registra el potencial en el brazo derecho respecto a un punto nulo, el cual se obtiene uniendo los cables del brazo izquierdo y de la pierna izquierda.

✓ Derivación aVL

Registra el potencial en el brazo izquierdo en relación a una conexión hecha mediante la unión de los cables del brazo derecho y del pie izquierdo.

✓ Derivación aVF

Registra el potencial en el pie izquierdo respecto a la conexión hecha con la unión de los cables de los brazos derecho e izquierdo.

2.3.1.3. Derivaciones precordiales

Conocido como derivación de tórax o monopolar, registran las señales eléctricas en un punto absoluto donde está colocado el electrodo. Estas derivaciones permiten registrar las alteraciones del Ventrículo izquierdo, sobre todo de las paredes anterior y posterior (ver figura 2.7).

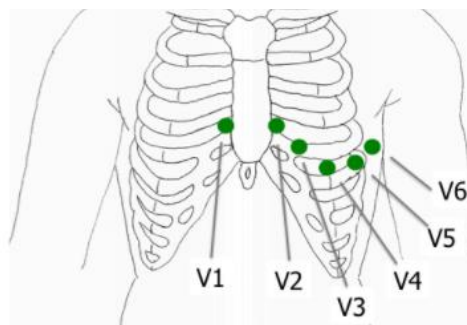


Figura 2. 7: Derivaciones precordiales

Fuente: (Romero, 2015)

✓ Derivación V1

Cuarto espacio intercostal derecho, línea paraesternal derecha.

✓ Derivación V2

Cuarto espacio intercostal izquierdo, línea paraesternal izquierda

✓ Derivación V3

Equidistante de V2 y V4.

✓ Derivación V4

Quinto espacio intercostal izquierdo, línea medioclavicular.

- ✓ Derivación V5
Quinto espacio intercostal izquierdo, línea anterior axilar.
- ✓ Derivación V6
Quinto espacio intercostal izquierdo, línea axilar media.g

2.3.2. Ondas

- ✓ Onda P. En condiciones normales es la primera marca reconocible en el ECG. Corresponde a la llegada de la señal de activación a las aurículas. Su duración es menor de 100ms.
- ✓ Onda T: Corresponde a la re polarización ventricular, aparece al final del segmento ST.
- ✓ Onda U: Esta onda es normalmente invisible

Tabla 2. 1: Amplitud de las ondas de la señal ECG.

Ondas	Amplitud
P	0,25 mV
R	1,60 mV
Q	< 25% (R)
T	0,1 - 0,5 mV

Elaborado por: El Autor.

2.3.3. Intervalos

- ✓ Intervalo PR: Muestra el período de inactividad eléctrica correspondiente al retraso fisiológico que sufre el estímulo en el nodo auriculoventricular.
- ✓ Intervalo QT: Comprende desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la despolarización y repolarización ventricular.

Tabla 2. 2: Duración de los intervalos de la señal ECG.

Intervalo	Duración (segundos)
P-R	0,12 - 0,2
Q-T	0,35 - 0,44
S-T	0,05 - 0,15
Onda P	0,11
QRS	0,09

Elaborado por: El Autor.

Tabla 2. 3: Duración del intervalo QT por ritmo cardiaco.

Ritmo Cardiaco	Duración (s) – Intervalo QT
60	0.33 – 0.43
70	0.31 – 0.41
80	0.29 – 0.38
90	0.28 – 0.36
100	0.27 – 0.53
120	0.25 – 0.32

Elaborado por: El Autor.

2.3.4. Segmentos

- ✓ Segmento PR: comprende desde el final de la onda P hasta el inicio del complejo QRS.
- ✓ Segmento ST: Comprende desde el final del complejo QRS hasta el inicio de la onda T.

2.4. Frecuencia cardiaca

El autor Vizcaíno (2013) define que la frecuencia cardiaca es el número de veces que el corazón se contrae en un minuto (pulsaciones por minuto), a mayor actividad, más frecuencia y más fuerte tendrá que latir el corazón para proporcionar sangre a los tejidos, especialmente al muscular. Por lo tanto, la frecuencia cardiaca es un indicativo del esfuerzo o intensidad a la que se está realizando una cierta actividad física.

Esta frecuencia cardiaca se puede medir mediante auscultación (estetoscopio), palpación y monitor de frecuencia cardiaca (ECG), como se muestra la figura 2.8.



Figura 2. 8: Tipos de medición de la Frecuencia Cardíaca
Elaborado por: Autor.

Frecuencia cardíaca de reposo

Es aquella frecuencia cardíaca mínima que posee el cuerpo humano en un estado de reposo, el promedio de esta frecuencia cardíaca de reposo es de 60 a 80 BPM, (Vizcaíno, 2016).

Tabla 2. 4: Valores medios de la frecuencia cardíaca de reposo en función de edad y sexo

HOMBRES	EDAD	MAL	NORMAL	BIEN	EXELENTE
	20-29	86+	70 - 84	62 – 68	60 o menos
30-39	86+	72 - 84	64 – 70	62 o menos	
40-49	90+	74 - 88	66 – 72	64 o menos	
> 50	90+	76 - 88	68 – 74	66 o menos	
MUJERES	EDAD	MAL	NORMAL	BIEN	EXELENTE
	20-29	96+	78 - 94	72 – 76	70 o menos
30-39	98+	80 - 96	72 – 78	70 o menos	
40-49	100+	80 - 98	74 – 78	72 o menos	
> 50	104+	84 - 102	76 – 86	74 o menos	

Fuente:: (Vizcaíno, 2016).

Para obtener el valor de la frecuencia cardiaca de reposo se debe tomar las muestras en la mañana por 7 días (después de levantarse) para esto se aplica la ecuación 2.1.

$$FC_{rep} = \frac{(FC_{rep \text{ lunes}} + \dots + FC_{rep \text{ domingo}})}{7} \quad (2.1)$$

Frecuencia cardiaca Máxima

La frecuencia cardíaca máxima (FCM) es el valor máximo de la frecuencia cardiaca que un sujeto alcanza en un esfuerzo máximo (Wilmore & Costill, 2010). Se trata de un valor muy fiable, que se mantiene constante a corto plazo y que sólo cambia ligeramente de año en año (Vizcaíno, 2016).

Esta frecuencia puede ser medida a través de la ecuación 2.2, la misma que depende de la edad que posea una persona.

$$\begin{aligned} FC \text{ max (hombre)} &= 209 \text{ lpm} - (0.7 * \text{edad}) \\ FC \text{ max (mujer)} &= 214 \text{ lpm} - (0.8 * \text{edad}) \end{aligned} \quad (2.2)$$

Frecuencia cardiaca de reserva

La frecuencia cardiaca de reserva no es nada más que la diferencia entre la frecuencia cardiaca máxima con la frecuencia cardiaca de reposo, esto se calcula mediante la ecuación 2.3.

$$FC \text{ res} = FC \text{ max} - FC \text{ rep} \quad (2.3)$$

2.5. Fuentes de ruido que afectan a la señal ECG

La señal ECG durante todo el tiempo es variante, motivo por el cual se denomina señales no estacionarias, en cada individuo se presenta una gran variabilidad de ruido esto se debe a que la señal ECG es de amplitud muy pequeña (mV) y durante la adquisición está en constante movimiento dando a ser más susceptibles a ruido, ver figura 2.9.

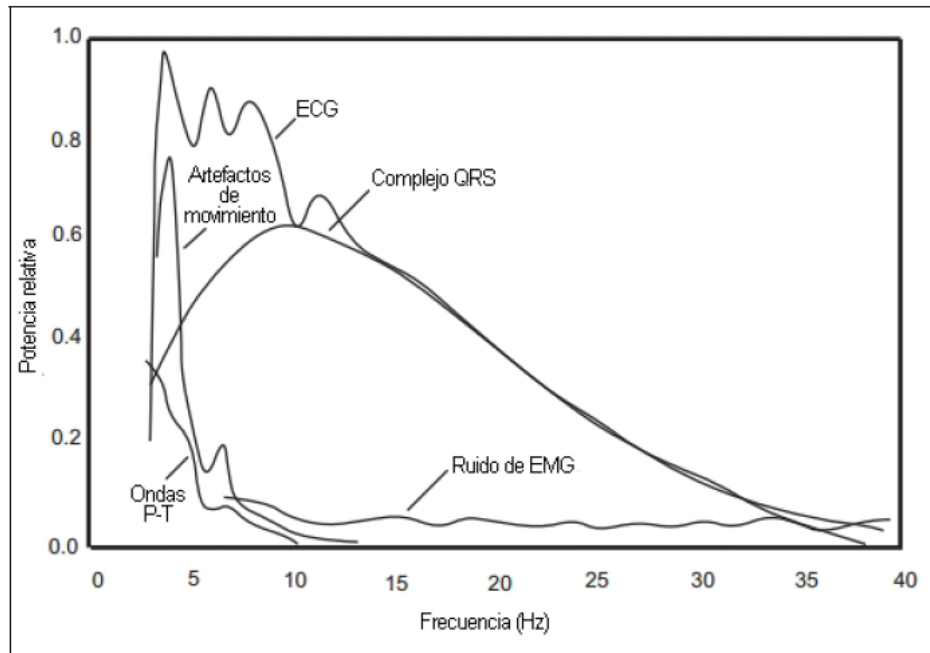


Figura 2. 9: Espectro de Potencia relativa de componentes ECG y ruido

Fuente: (Sgarlatta, 2016)

A continuación se detalla las principales fuentes que emiten ruido en las señales ECG

EMG

La señal de electromiografía (EMG) corresponde a la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos. La amplitud de esta señal, medida en la superficie corporal está entre los 0.1 y 1 mV, y sus componentes de frecuencia van de los 5 a los 500 Hz.

La actividad muscular puede causar interferencia en la señal de ECG, esto es particularmente problemático en las aplicaciones ambulatorias, en las que el paciente se encuentra en movimiento mientras se realiza el registro, como se muestra en la figura 2.10, (Sgarlatta, 2016).



Figura 2. 10: Ruido de EMG.

Fuente: (Sgarlatta, 2016).

Desplazamiento de la línea de base

Idealmente, la línea de base del ECG debería ser isoelectrónica. Sin embargo, cuando el paciente llena sus pulmones al respirar, hace que cambie la posición de los electrodos con respecto al corazón y que se produzca un desplazamiento de la línea de base. El contacto variable entre los electrodos y la piel (artefacto de movimiento) también puede provocar este tipo de ruido como se muestra en la figura 2.11, (Sgarlatta, 2016).



Figura 2. 11: Desplazamiento no línea de la señal ECG.

Fuente: (Sgarlatta, 2016).

Ruido de línea

Los cables de los electrodos que registran el ECG y la línea eléctrica están acoplados por caminos capacitivos, lo cual hace que una corriente de 60 Hz fluya por cada cable y de allí a través del cuerpo hacia la masa común. Parte de esta corriente es común a los dos cables que permiten

medir una derivación, y por lo tanto puede ser eliminada utilizando un amplificador diferencial con un CMRR (factor de rechazo al modo común) muy alto. Sin embargo, como los caminos recorridos a través del cuerpo por la corriente que ingresa por cada uno de los dos cables tienen diferentes valores de impedancia, la interferencia de la línea hace que exista una diferencia de potencial extra que ingresa al amplificador diferencial y es amplificada por el mismo, ver figura 2.12, (Sgarlatta, 2016).



Figura 2. 12: Ruido de línea.

Fuente: (Sgarlatta, 2016).

2.6. Arduino

El autor (Goilav & Loi, 2016) indica que el sistema arduino se originó a través de un proyecto de estudiantes de la escuela de diseño de interacción de Irea, en Italia. Al inicio de los años 2000, las herramientas de diseño de proyectos de interacción eran costosas alrededor de cien euros, la mayor parte de estas herramientas se diseñaban para el ámbito de la ingeniería y robótica.

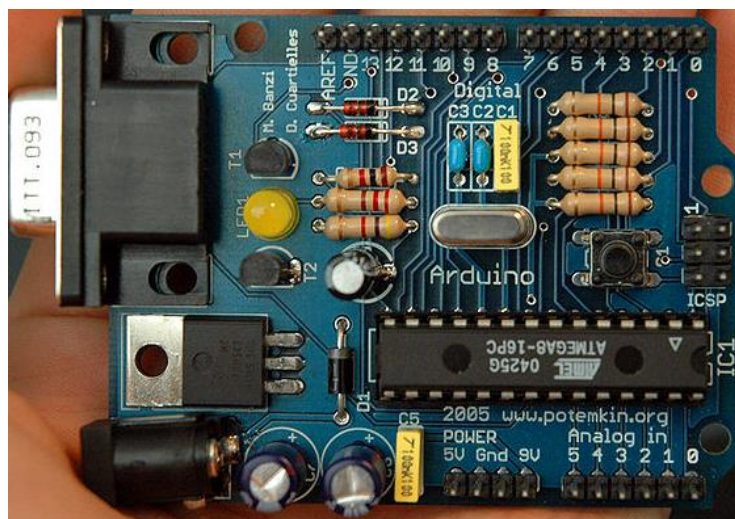


Figura 2. 13: La Primera tarjeta Arduino

Fuente: (Goilav & Loi, 2016).

En el 2001 por estudiantes de MIT tuvieron la idea de crear una plataforma más abordable y sencilla de utilizar basada en el entorno de desarrollo Processing. En el año 2003, para un proyecto fin de carrera, se diseñó la tarjeta Wiring, siendo esta la base para la creación de Arduino. Con el objetivo de hacer la plataforma más barata y accesible, un equipo de estudiantes y profesores diseñaron la primera tarjeta Arduino en el 2005 ver figura 2.13, totalmente open source, arduino tenía la ventaja de ser multiplataforma y estar en continua optimización por parte de la comunidad de usuarios (Goilav & Loi, 2016).

Actualmente arduino es una compañía de hardware libre, y comunidad tecnológica, que diseña y manufactura placas de desarrollo de hardware y software compuesta respectivamente por circuitos impresos que integran un microcontrolador, y un entorno de desarrollo (IDE) en donde se programa cada placa (Vásquez, 2017).

2.6.1. Tipos de placas arduino

Hoy en día existen varios tipos de placas open source arduino como: Uno R3, Mega, Nano, Mini, Leonardo, Duemilanove y Lilypad, cada uno cumple una función específica en el campo de la telemática, robótica,

electrónica y entre otros. Estas placas permiten el acople de varios módulos tales como: micro SD, ECG, EKG, WIFI, BLUETOOTH y LCD, se puede observar en la figura 2.14 los tipos de arduino.

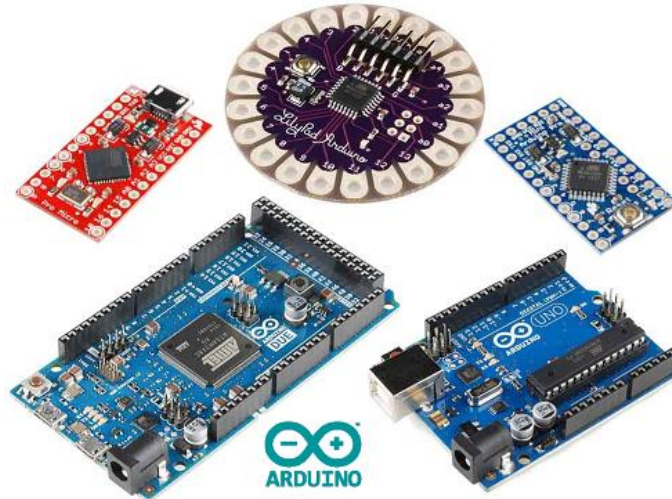


Figura 2. 14: Tipos de tarjetas Arduinos

Elaborado por: Autor.

2.6.2. Módulo cardiaco CJMCU 8232

El módulo cardiaco es la encargada de medir la actividad cardiaca de corazón. El conjunto de muestras tomadas en un periodo de tiempo determinado se denomina electrocardiograma o ECG. Este módulo es de tres derivaciones y permite la toma de datos a través de electrodos, ver figura 2.15.

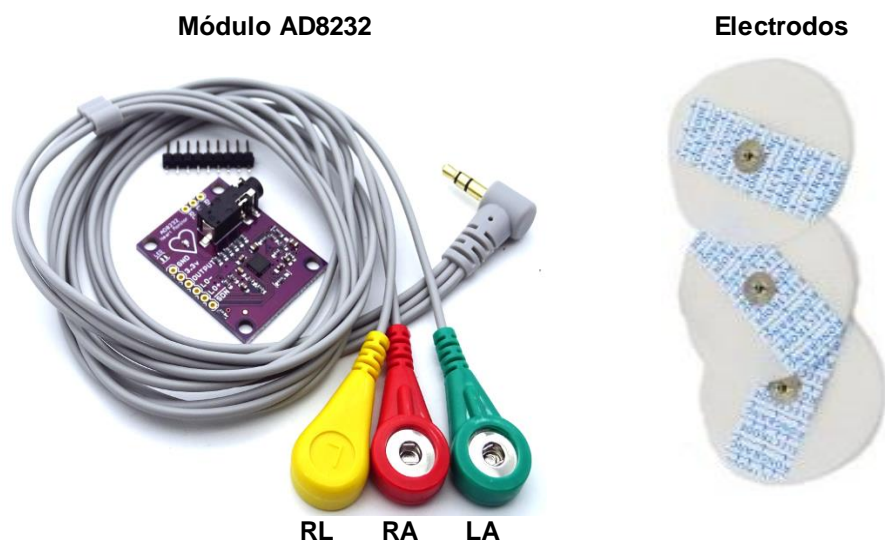


Figura 2. 15: Modulo ECG AD8232

Elaborado por: Autor.

Este módulo incorpora un poderoso integrado AD8232 que está diseñado para extraer, amplificar y filtrar pequeñas señales biopotenciales en presencia de condiciones ruidosas, como las creadas por el movimiento de los electrodos. Este integrado permite realizar el acondicionamiento de la señal de manera sencilla gracias a que tiene incorporado un amplificador de instrumentación (IA), amplificador operacional (A1), amplificador de la pierna derecha RLD (A2), un buffer (A3) y un circuito de estabilizador rápido, ver figura 2.16.

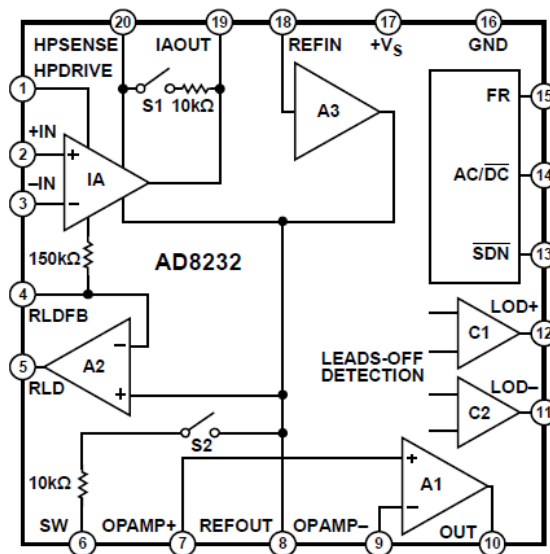


Figura 2. 16: Diagrama funcional del integrado AD8232.

Fuente: (Analog-Devices, 2017).

Tabla 2. 5: Características técnicas del módulo CJMCU 8232

DETALLE	CARACTERISTICAS
Voltaje de funcionamiento	3.3 V (dc)
Bajo consumo de corriente	170 uA
Salida de la señal	Analógico
Rechazo de ruido	60 Hz (80 dB)
Configuraciones	3 electrodos
Ganancia elevada	G=100, (con bloqueo de corriente DC)
Amplificador de la señal	Integrado
Filtrado de la señal	Integrado (RFI)
Pagado	PIN SDN
Entrada de electrodos	Mini plus 3.5 mm
Tamaño	28x35 mm

Fuente: (Analog-Devices, 2017)

Amplificador de Instrumentación

El amplificador de instrumentación está compuesta por dos amplificadores de transconductancia (GM1 y GM2), un amplificador de bloque dc (HPA), un integrador formado por un Condensador (C1) con un amplificador operacional (OP-AMP). GM1 genera una corriente de salida que es directamente proporcional a la tensión de entrada, cuando la retroalimentación es satisfactoria GM2 obtiene la tensión de entrada igual a la tensión de entrada de GM1, concediendo así la corriente de salida generada por GM1 y GM2. La corriente de error generado por GM1 y GM2 será integrado en el condensador C1, dando el voltaje resultante en la salida del amplificador de instrumentación IAOUT (pin 19).

Está diseñado para realizar el acondicionamiento de las señales pequeñas, permitiendo amplificar y filtrar las señales DC casi simultáneamente. El circuito de la figura 2.17 permite amplificar la señal de ECG en un factor de 100 (veces), pero rechaza las compensaciones de electrodo tan grande como $\pm 300\text{mV}$. Para lograr compensar el rechazo se adiciona un circuito RC entre la salida del amplificador de instrumentación HPSENSE (pin 20) y HPDRIVE (pin 1).

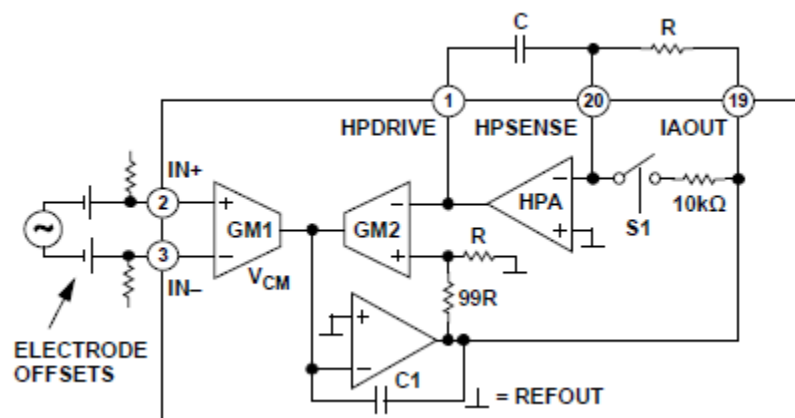


Figura 2. 17: Amplificador de Instrumentación.

Fuente: (Analog-Devices, 2017).

Para obtener un mayor filtrado o atenuación de las señales de baja frecuencia, se debe agregar un circuito RC (R_2 , C_2) y una resistencia

(R_{comp}) en el circuito del amplificador de instrumentación, formando un filtro pasa alto de segundo orden como se muestra en la figura 2.18.

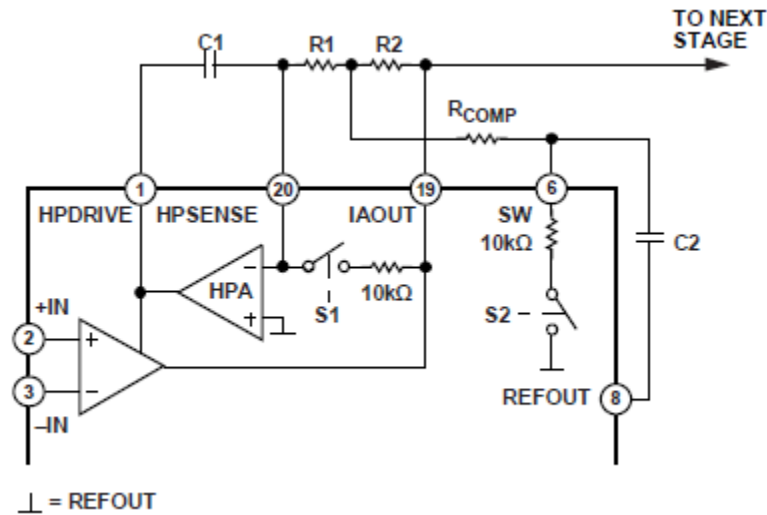


Figura 2. 18: Filtro pasa alto de segundo orden

Fuente: (Analog-Devices, 2017, pág. 22).

Una ventaja adicional de este circuito es que permite una frecuencia de corte más baja con valores de R , C y la resistencia R_{comp} bajos, se puede usar para controlar la Q del filtro para lograr filtros de pasa banda estrecha (para la detección de la frecuencia cardiaca) o el máximo de banda de paso plana (para monitoreo cardíaco), para obtener un buen filtrado de las señales se debe considerar que los valores de $R_1 = R_2$, $C_1 = C_2$ y $R_{COMP} = 0.14 R_1$, donde la fórmula para calcular la frecuencia de corte es la ecuación 2.4.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(R_1 C_1 R_2 C_2)}} \quad (2.4)$$

Se debe considerar que un valor muy bajo de R_{COMP} puede provocar que el circuito sea inestable para el filtrado de las señales ECG.

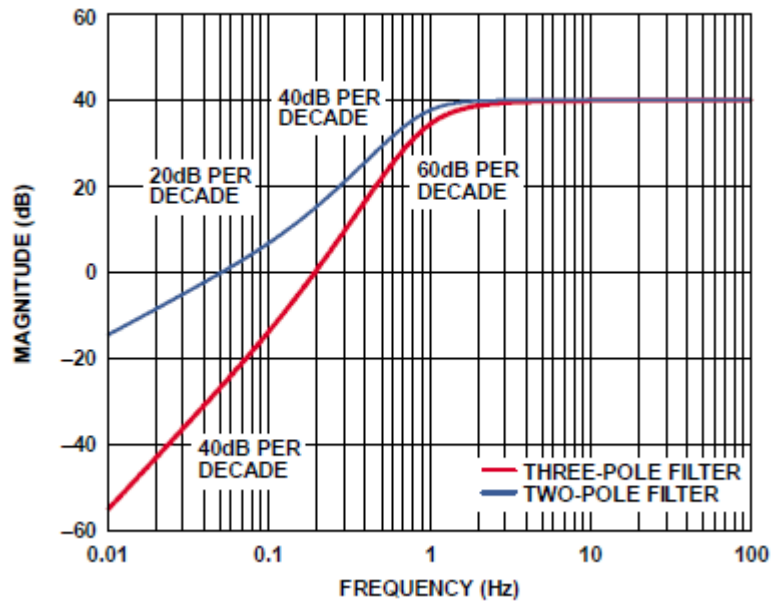


Figura 2. 19: Frecuencia de corte de segundo y tercer orden
 Fuente: (Analog-Devices, 2017, pág. 22).

Amplificador operacional (A1)

Este amplificador operacional incorporado en el integrado AD8232 se utiliza como un filtro pasa bajo, que permite filtrar ruido de alta frecuencia y añade una mayor ganancia a la señal de salida, en la figura 2.20 se muestra el circuito del filtro pasa bajo de dos polos con topología Sallen-Key, esto se logra con un sencillo filtro RC.

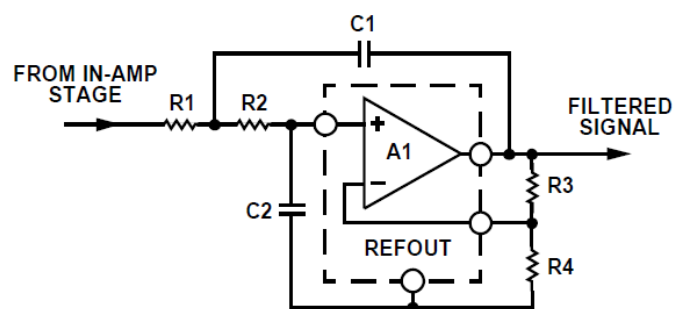


Figura 2. 20: Circuito de filtro pasa bajo de segundo orden
 Fuente: (Analog-Devices, 2017, pág. 23).

Para el cálculo de la frecuencia de corte del circuito (ver figura 2.20) se utiliza de la ecuación 2.5, de la cual forma para el cálculo de la ganancia que se aplica la ecuación 2.6.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(R_1C_1R_2C_2)}} \quad (2.5)$$

$$Gain = 1 + \frac{R_3}{R_4} \quad (2.6)$$

$$Q = \frac{\sqrt{(R_1C_1R_2C_2)}}{R_1C_2 + R_2C_2 + R_1C_1(1 - Gain)}$$

Tenga en cuenta que cambiar la ganancia tiene un efecto en Q y viceversa. Los valores comunes para Q son 0.5 para evitar picos, 0.7 para amplitud máxima y corte brusco. Un alto valor de Q se puede utilizar en aplicaciones de banda estrecha para aumentar el pico y la selectividad del filtro pasa banda. Un procedimiento de diseño común es establecer $R_1 = R_2 = R$ y $C_1 = C_2 = C$, reemplazando estas variables en la ecuación 3.4 se obtiene la ecuación 2.7.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.7)$$

$$Q = \frac{1}{3 - Gain}$$

Q se puede controlar ajustando la ganancia con R3 y R4, sin embargo esto limita la ganancia a ser menor que 3, para valores de ganancia iguales o mayores que 3 el circuito se vuelve inestable. Una modificación simple que permite mayores ganancias es hacer que el valor de C2 sea al menos cuatro veces mayor que C1.

Amplificador de pierna derecha (A2)

El amplificador de pierna derecha RLD (pin 5) invierte la señal de modo común que está presente en las entradas del amplificador de instrumentación (IA). Cuando la corriente de salida del amplificador (A2) es inyectado en la pierna derecha del paciente esto compensa las variaciones de voltaje de modo común, mejorando así el rechazo de modo común del circuito RLD.

Se puede construir un integrador solo con conectar un condensador entre las terminales RLD FB (pin 4) y RLD (pin 5) como se muestra en la figura 2.21. De acuerdo a la hoja de datos de AD8232 indica que un buen valor del condensador es de 1nF, colocando a la frecuencia de cruce alrededor de 1 kHz (la frecuencia con la que el amplificador tiene una ganancia de unidad de inversión). Esta configuración resulta en aproximadamente 26dB de ganancia de bucle disponible en un rango de frecuencia de 50 Hz a 60 Hz para línea de rechazo de modo común.

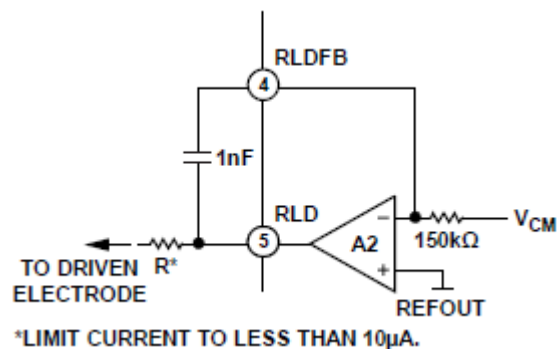


Figura 2. 21: Circuito de Pierna Derecha (RLD)

Fuente: (Analog-Devices, 2017, pág. 17).

Cuando el capacitor tenga mayor valor se reduce la frecuencia de cruce, reduciendo así la ganancia que está disponible en el amplificador, aumentando así el ruido. El condensador con un valor inferior moverá la frecuencia de cruce a la frecuencia más alta, permitiendo una mayor ganancia.

Buffer de referencia (A3)

El integrado AD8232 incluye un búfer de referencia para crear una conexión virtual entre la tensión de alimentación y la masa del sistema. Las señales presentes en la salida del amplificador de instrumentación están referenciadas alrededor de esta tensión. Por ejemplo, si hay tensión de entrada con el valor cero, la tensión en la salida del amplificador de instrumentación es esta tensión de referencia (cero).

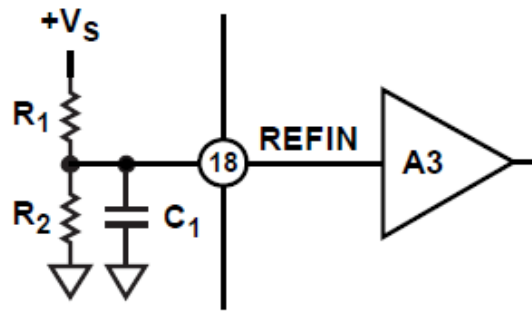


Figura 2. 22: Buffer de Referencia (A3)

Fuente: (Analog-Devices, 2017, pág. 17).

Tenga en cuenta que un capacitor grande se traduce en un mejor filtrado de ruido pero se tarda más en resolver la referencia después del encendido. El tiempo total que tarda la referencia a resolver es dentro de 1%, puede ser calculado por la ecuación 3.8.

$$T_{resolver_refetencia} = 5 \times \frac{R_1 R_2 C_1}{R_1 + R_2} \quad (2.8)$$

Circuito de establecimiento rápido.

Debido a la baja frecuencia de corte utilizado en los filtros pasa alto, las señales de baja frecuencia que pasaron requieren de varios segundos para estabilizarse. Este tiempo de retraso puede resultar frustrante para el usuario, cuando se conecta por primera vez los electrodos. Para mejorar esto, la salida del amplificador de instrumentación (IA) se conecta a un comparador que detecta una condición de saturación cuando su tensión enfoque 50mV, cerrando los interruptores S1 y S2.

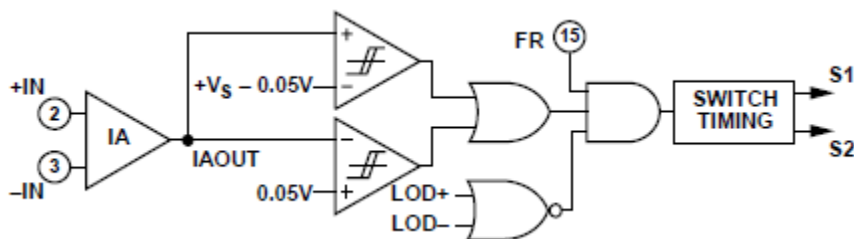


Figura 2. 23: Circuito de establecimiento rapido.

Fuente: (Analog-Devices, 2017, pág. 17).

Al cerrarse los interruptores, permiten dos diferentes tipos de caminos con una resistencia de 10 k ohm, uno camino seria entre IAOUT (pin 19) e HPSENSE (pin 20) y otro entre SW (pin 6) y REFOUT (pin 8) ver figura 2.23. Durante el tiempo que lleve el interruptor S1 y S2 activado las resistencias internas quedan en paralelo con las externas formando filtros pasa alto con una frecuencia de corte más alta que la anterior, y permitiendo de esta manera filtrar temporalmente las señales de baja frecuencia que demoran el tiempo de establecimiento.

2.6.3. Arduino Uno R3 ATmega328P

En la revista de tecnología e innovación de (Vargas, Castillo, Sandoval, & Brambila, 2015) indica que es una placa electrónica basada en ATmega328P (ver figura 2.17), cuenta con 14 pines digitales de entrada / salida (de los cuales 6 pueden ser utilizado como salidas PWM), 6 entradas analógicas, un cristal de cuarzo de 16 MHz, una conexión USB, un conector de alimentación, una cabecera ICSP y un botón de reinicio. Contiene todo lo necesario para apoyar el microcontrolador; basta con conectarlo a un ordenador con un cable USB, o la corriente con un adaptador de CA a CC o una batería para empezar.

(Ingeniería MCI Ltda., 2017) Indica que el arduino Uno R3 utiliza el ATmega16U2 para el manejo de USB en lugar del 8U2 (o del FTDI encontrado en generaciones anteriores). Esto permite ratios de transferencia más rápida y memoria adicionales. Añade pines SDA y SCL cercanos al AREF. Es más, hay dos nuevos pines cerca del pin RESET. Uno es el IOREF, que permite a los shields adaptarse al voltaje brindado por la tarjeta.

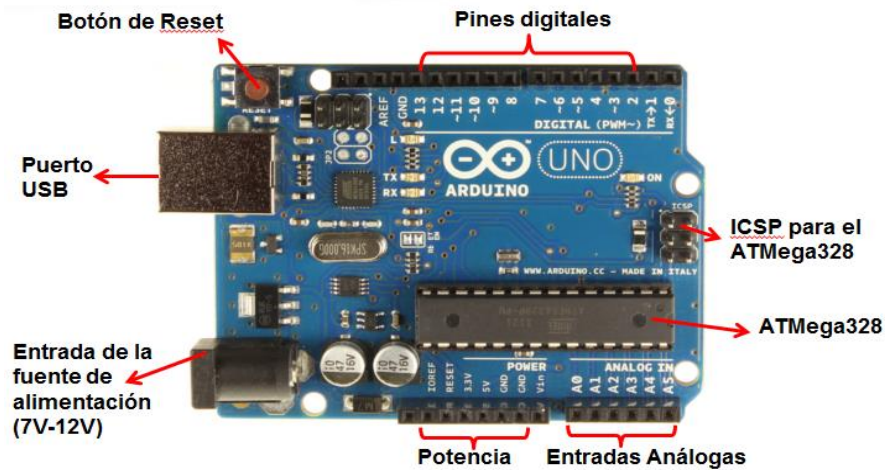


Figura 2. 24: Arduino UNO R3

Elaborado por: Autor.

Existen dos versiones de arduino UNO, la diferencia está en el uso del microcontrolador. El uno usa un microcontrolador Atmega en formato DIP llamado convencional (ver figura 2.17 y el otro utiliza un microcontrolador en formato SMD.

Tabla 2. 6: Características técnicas de Arduino UNO R3

DETALLE	CARACTERISTICAS
Microcontrolador (DIP)	ATmega328P-PU
Voltaje de funcionamiento	5 V
Voltaje de alimentación	7 – 12 V
Pines Digitales	14 (6 salida PWM)
Pines Analógicos	6
Corriente DC pin I/O	20 mA
Corriente CC para pin 3.3V	50 mA
Memoria Flash	32KB (ATmega328P) de los cuales 0,5KB utilizado por cargador de arranque
SRAM	2 KB (ATmega328P)
EEPROM	1 KB (ATmega328P)
Velocidad de reloj	16 MHz
LED_BUILTIN	13
Tamaño	68,6 x 53,4 mm
Peso	25 g

Fuente: (Ingeniería MCI Ltda, 2017)

2.6.4. Módulos de Arduino SD

Este módulo SD permite almacenar la información de manera digital en una tarjeta micro SD, la lectura puede realizarse a través de bus SPI, aunque pueden disponer de otros interfaces, como bus I2C o UART, normalmente es preferible emplear SPI por su alta tasa de transferencia (Llamas, 2017).

Tabla 2. 7: Características Técnicas del Módulo SD

DETALLE	CARACTERISTICAS
Voltaje de funcionamiento	3.3 V - 5 V
Corriente	0.2 – 200 mA
Tamaño	20x28mm
Comunicación o Interfaz	SPI
Compatible	MicroSD (TF)

Fuente: (Llamas, 2017).

2.7. Almacenamiento de datos en la nube

El desarrollo y la investigación de las grandes industrias y compañías han permitido que la informática evolucione a tal magnitud, que actualmente las empresas y usuarios finales están usando equipos virtuales como estación de trabajo, donde todo el sistema y la información están almacenados de manera digital en un punto denominado la nube (cloud storage).

Esta nueva tecnología de almacenamiento facilita al usuario o empresas a tener sus datos disponibles en todo tiempo con la facilidad de acceder desde cualquier sitio del mundo, ofrece una fiabilidad y seguridad a la información almacenada ante cualquier ataque de intrusos que intenten acceder de manera maliciosa.

En la actualidad el internet dispone de varias compañías como: Mega, Google Drive, iCloud, Onedrive, Skydrive, Dropbox y entre otros que ofrecen un espacio de almacenamiento de manera gratuita, cada uno de estas industrias asigna un espacio de tamaño determinado.



Figura 2. 25: Servicios de la nube
Elaborado por: Autor.

2.7.1. Tipos de almacenamiento

El almacenamiento en la nube se ha convertido en un negocio para las grandes compañías, existen tres formas de almacenar la información en la nube.

Almacenamiento publico

Se refiere al escenario donde toda la infraestructura se encuentra en manos de terceros y a la cual se accede vía internet. Los recursos son compartidos siendo esto transparente para los usuarios quien ignoran la forma en que se administran los recursos. El mantener acceso a los recursos y administrar la infraestructura que lo sostiene recae sobre el proveedor de los servicios o administrador de la nube. La inversión que se realiza en este tipo de nube es muy baja ya que solo se paga por lo que se consume (Cruz, Daniel, Gutiérrez, Agustín, & Blacio Abad, 2014).

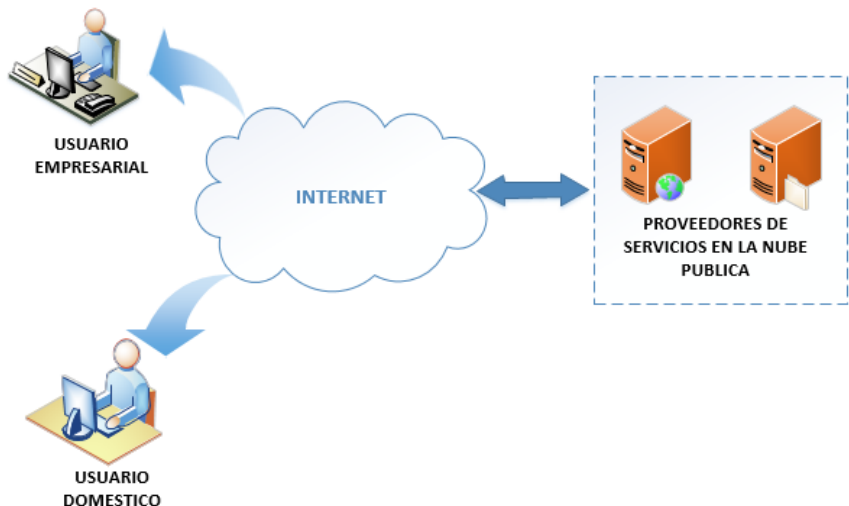


Figura 2. 26: Diseño de la nube pública.
Elaborado por: Autor.

Almacenamiento privado

El almacenamiento en la nube privada está diseñado específicamente para cubrir las necesidades de una persona o empresa. Este modelo es más usado por empresas, no tanto así de forma personal. En este modelo la empresa tiene el control administrativo, y por lo tanto le es posible diseñar y operar el sistema de acuerdo a sus necesidades específicas (Cruz, Daniel, Gutiérrez, Agustín, & Blacio Abad, 2014).

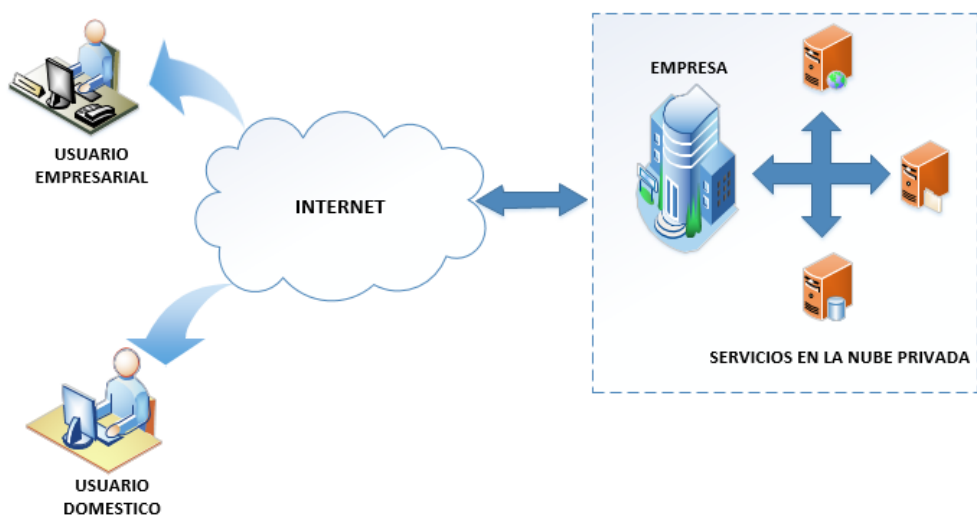


Figura 2. 27: Diseño de la nube privada.
Elaborado por: Autor.

Almacenamiento Híbrido

Es una combinación de la nube pública y la nube privada, utiliza los máximos beneficios de ambos, es decir permite preservar el acceso y control directo a los datos críticos de la organización, y economizan en cuanto a los accesos de aplicaciones y servicios que no son primordiales para la empresa (Cruz, Daniel, Gutiérrez, Agustín, & Blacio Abad, 2014).

2.7.2. Modelos de servicios

El pilar fundamental de la nube son los servicios que provee a través del internet, el software como servicio (SaaS), la plataforma como servicio (PaaS), y la infraestructura como servicio (IaaS).

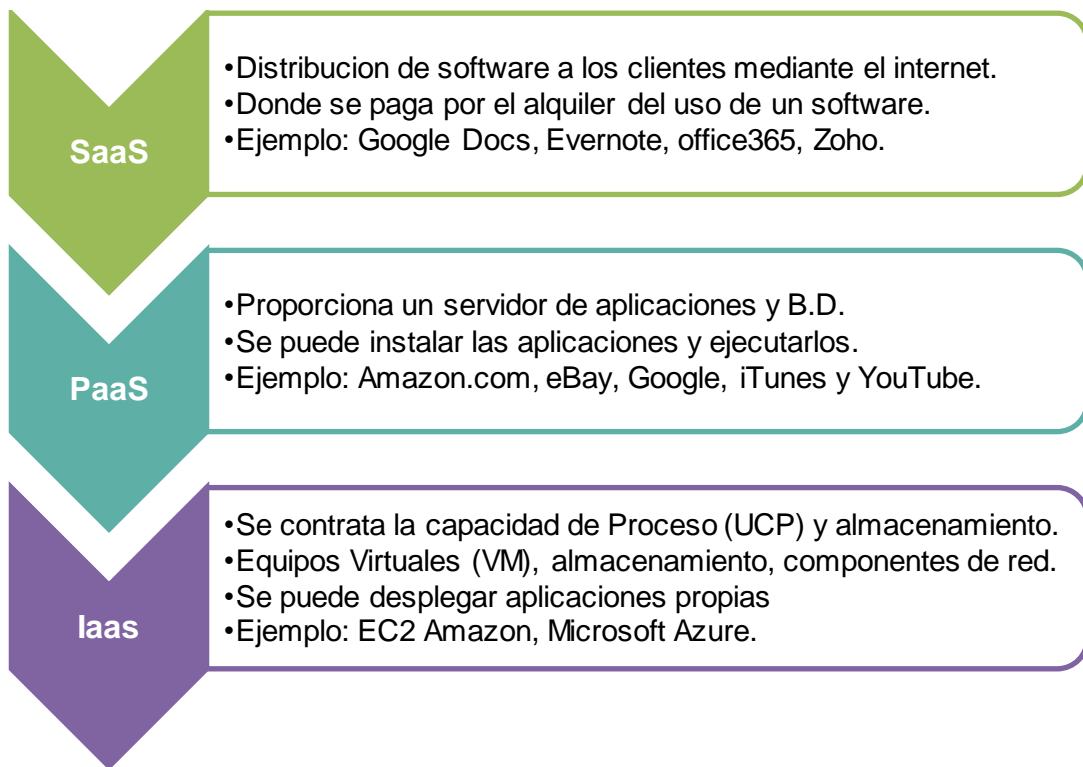


Figura 2. 28: Modelos de servicios en la nube.

Elaborado por: Autor.

2.8. Procesamiento digital de señales.

(Torres, 2017) en su trabajo titulado: *Caracterización de métodos y parámetros de detección de ondas en señales ECG*, describe sobre la importancia del procesamiento digital de señales ECG, los métodos y procedimiento para la adquisición de la señal.

Es un sistema de algoritmos matemáticos que permite modificar la señal de entrada analógica o digital, obteniendo como resultado una señal de salida mejorada, a este proceso se le conoce como procesamiento de señales digitales (DSP), que puede aplicarse a señales de todo tipo como: sonidos, imágenes, vídeo, vibraciones sísmicas, biomedicina etc.

DSP dio inicio en la segunda mitad del siglo XX, con el pasar del tiempo ha tenido una gran evolución, hoy en día se tiene aplicaciones integradas en las tecnologías de comunicación digital (telefonía móvil, Router, ADSL, etc.), equipos médicos (Electrocardiograma, Ecógrafos, Neuronavegador, etc.), entre otros.



Figura 2. 29: Procesamiento digital de señales biomédicas

Elaborado por: Autor.

Una vez que se tenga las señales biomédicas muestreadas se podrá realizar el acondicionamiento mediante los filtros digitales.

2.8.1. Filtro digitales

En la actualidad existen un gran número de filtros digitales que me permiten eliminar el ruido o interferencia en las señales ECG, los más usados para el tratamiento de la señal son los filtros digitales recursivos

(FIR) y no recursivos (IIR), cada uno maneja sus polos y ceros que son los parámetros que determina el nivel de filtrado de las señales.

Filtro promediador

(Urbano, 2017) en su trabajo titulado “*Diseño de algoritmo para cuantificación de frecuencia cardiaca promedio en dispositivo arm (máquinas avanzadas tipo risc)*” describe sobre el uso del filtro promediador para suavizar las señales adquiridas y atenuar las componentes de altas frecuencias. Este tipo de filtro es óptimo para la reducción de ruido aleatorio y es destacado por su linealidad en la fase, permitiendo que la señal de salida no presente desplazamientos irregulares en el tiempo. Como su nombre lo indica opera un promedio de un número de puntos de la señal de entrada para producir cada punto de la señal de salida.

$$y(n) = \frac{1}{L} \sum_{k=0}^{M-1} x(n-k) \quad (2.9)$$

Con la ecuación 2.9 se podrá realizar el filtrado promedio, donde la variable L determina el orden del filtro y la cantidad de muestras que deben ser almacenadas para el cálculo del promedio. Las variables x y y representan los datos de entrada y los datos de salida respectivamente. La variable n indica la posición de la muestra actual y la variable k la posición de las muestras anteriores para el cálculo de la salida (Urbano, 2017).

Filtro derivador

Este tipo de filtro se implementa a través de una ecuación en diferencia denominada primera diferencia (ecuación 2.10). Da un efecto pasa altos a la señal de entrada, y para su implementación solo requiere el cálculo de la diferencia entre la muestra actual y la anterior de la señal de entrada.

$$y(n) = x(n) - x(n-1) \quad (2.10)$$

En una señal electrocardiográfica el objetivo del filtro derivador es dar realce a las componentes de alta frecuencia que posee la onda R de la señal. Posterior al filtrado de la señal se realiza el cálculo del histograma de la señal electrocardiográfica (Urbano, 2017).

Umbralización de la señal cardíaca

Este proceso tiene como objetivo encontrar la ubicación en el tiempo de cada una de las ondas R del complejo cardíaco. Es un proceso en el cual se somete la señal a una comparación con respecto a un valor de referencia. Si la señal posee un valor igual o superior al valor de referencia, se generará un "1" a la señal de salida. Si no se cumple esta condición, se generará un "0". En el caso de la señal ECG, si el umbral es escogido de manera adecuada, se convierte en una herramienta para la detección de la onda R (Urbano, 2017).

Capítulo 3: Diseño e Implementación

El desarrollo del sistema de adquisición, almacenamiento y visualización de la señal ECG está constituido por tres etapas: la primera etapa de ensamblaje de varios módulos arduinos que permitirán la adquisición de la señal cardiaca del paciente y su almacenamiento en un micro SD.

Posteriormente en la segunda etapa se hará uso de la nube como repositorio de archivos en la web, en donde se almacenará las muestras de las señales cardiacas de los pacientes y el especialista a través del uso del internet podrá acceder a toda la información adquirida de manera rápida.

En la tercera etapa se hará uso de la herramienta Matlab para elaborar un software que permita visualizar de forma gráfica los datos adquiridos.

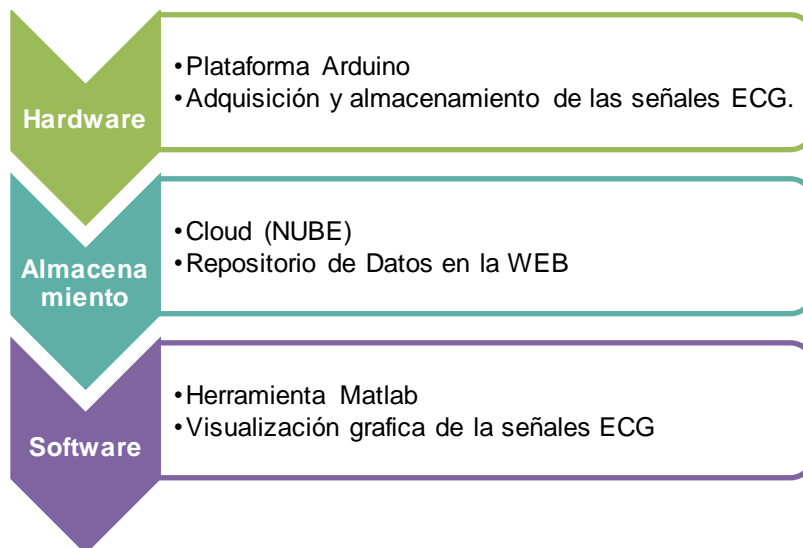


Figura 3. 1: Fases del desarrollo del sistema ECG.

Elaborado por: El autor

En la figura 3.2 se muestra el diagrama completo del sistema de adquisición de las señales cardiacas de las tres etapas (hardware, repositorio y software).

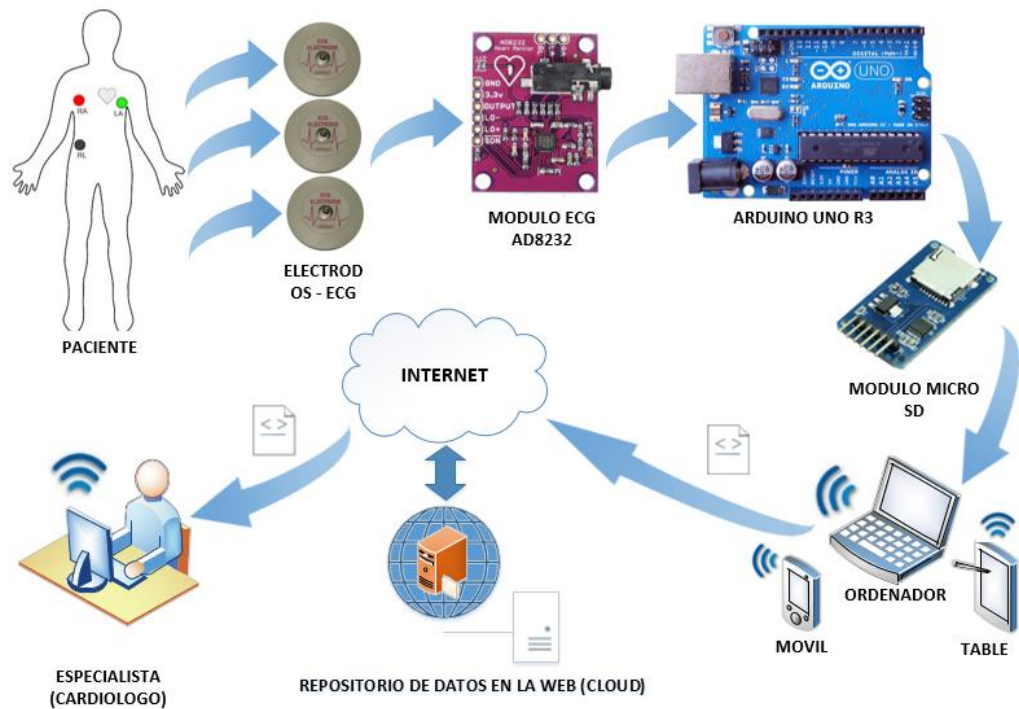


Figura 3. 2: Diagrama de adquisición de señales ECG.

Elaborado por: Autor.

3.1 Adquisición de las señales cardiacas en arduino.

Para tomar las muestras de los pulsos cardiacos se usará los módulos arduinos ECG AD8232, UNO R3, micro SD, como se muestra en la figura 3.3, dichos módulos permite que la adquisición de datos sea más sencillo y rápido haciendo de lado el desarrollo de circuitos para dicho trabajo.

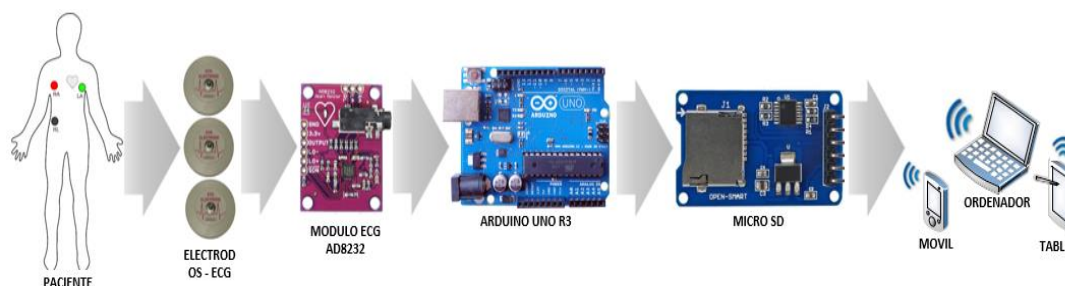


Figura 3. 3: Diagrama de adquisición de las señales cardíacas.

Elaborado por: Autor.

Para tener una buena contracción muscular hacemos uso del gel conductor del estímulo eléctrico que permite disminuir la alteración de datos durante la adquisición, la impedancia de la piel varía de $0,3K\Omega$ hasta $1,5K\Omega$ dependiendo del tipo de piel, ver la tabla 3.1.

Tabla 3. 1: Resistencia de la piel

Estado de la piel	Resistencia
Piel Seca	1500 Ohm
Piel Húmeda	1000 Ohm
Piel Mojada	650 Ohm
Piel Sumergida	325 Ohm

Elaborado por: Autor.

El módulo ECG incorpora el integrado AD8232 que juntamente con los elementos pasivos como las resistencias y los capacitores forman un diseño más robusto para extraer, amplificar y filtrar las señales de baja amplitud. Posteriormente se hará uso del arduino UNO R3 para la conversión de la señal analógica a digital. Y por último se usará el módulo micro SD para almacenar los datos de manera digital.

3.1.1 Tratamiento de la señal cardíaca mediante AD8232

El chip AD8232 incorpora algunos amplificadores que conjuntamente con los elementos pasivos forman circuitos RC que están constituido como un filtro pasa alto y un filtro pasa bajo de 2 polos, que permiten el acoplamiento de las señales de baja amplitud.

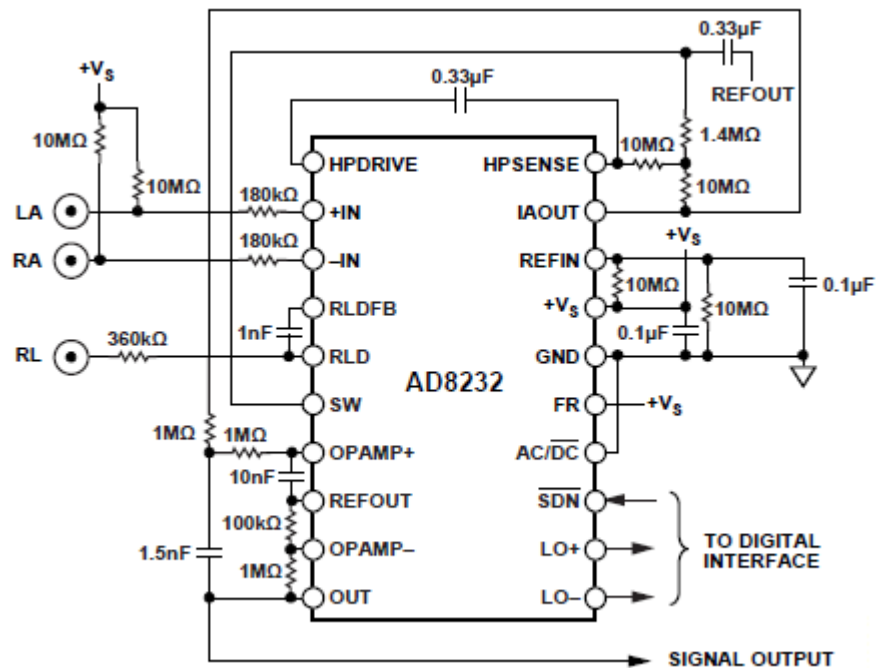


Figura 3. 4: Circuito del módulo CJMCU 8232.

Fuente: (Analog-Devices, 2017, pág. 25).

Con la finalidad de verificar la frecuencia de corte con la que trabaja los filtros del módulo AD8232 según lo menciona en datasheet, se procede a realizar el cálculo matemático.

Calculamos la frecuencia de corte del filtro pasa alto de segundo orden del amplificador de instrumentación (IA) con la ecuación 2.4, para el filtro pasa bajo del amplificador (A1) se usa la ecuación 2.5 y finalmente la ganancia se obtiene a través de la ecuación 2.6.

Para obtener un buen filtrado de las señales, el datasheet recomienda el uso de los siguientes valores tanto en resistencias y capacitores: $R_1 = R_2 \geq 100 \text{ Kohm}$, $C_1 = C_2$ y $R_{\text{COMP}} = 0.14 R_1$.

$$f_c(HP) = \frac{1}{2\pi\sqrt{(R_1 C_1 R_2 C_2)}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(10M.0.33\mu \times 10M.0.33\mu)}} = 0.5 \text{ Hz}$$

$$f_c(LP) = \frac{1}{2\pi\sqrt{(R_1 C_1 R_2 C_2)}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(1M.1.5n \times 1M.10n)}} = 40 \text{ Hz}$$

$$Gain = 1 + \frac{R_3}{R_4} = 1 + \frac{1 M}{100 K} = 1 + 10 = 11$$

$$Q = \frac{1}{3 - Gain} = \frac{1}{3 - 11} = -0,125$$

Con los cálculos realizados se comprobó que el integrado AD8232 está configurado con un filtro paso alto de segundo orden con una frecuencia de corte de 0,5 Hz seguido de un filtro paso bajo de segundo orden con frecuencia de corte de 40 Hz. En el amplificador operación (A1) se obtiene una ganancia de 11, lo que resulta una ganancia total del sistema de 1100.

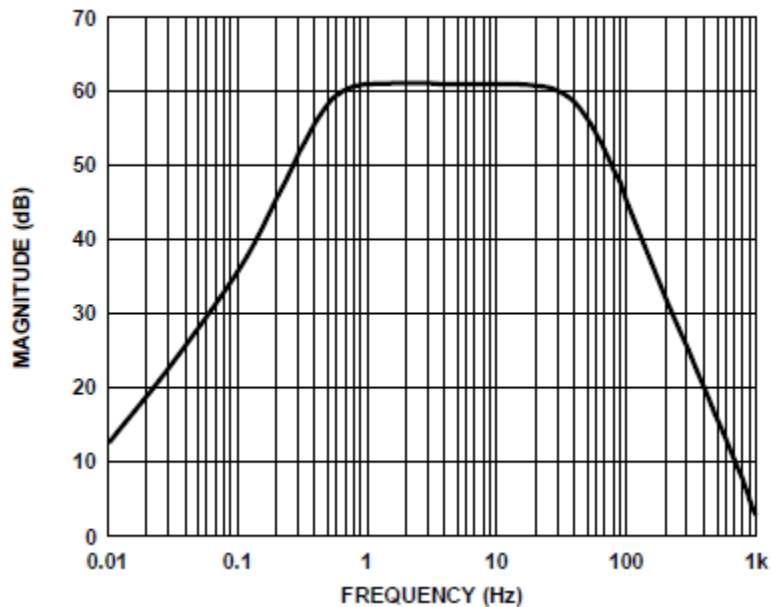


Figura 3. 5: Frecuencias de cortes del módulo AD8232.

Fuente: (Analog-Devices, 2017, pág. 25).

3.1.2 Convertidor Analógico Digital

Como se requiere almacenar los datos de las señales cardiacas en un micro SD es necesario realizar la conversión de la señal analógica a digital, para lo cual se hace uso del micro controlador incorporado en el arduino Uno R3, mismo que contiene un conversor análogo/digital de 6 canales con una resolución de 10 bits, dando como resultado valores

enteros que varían de 0 a 1023, el intervalo de estas señales analógicas puede ser de $-V_{CC}$ a $+V_{CC}$.

La conversión de la señal análogo a digital en el sistema arduino UNO viene definido con una resolución de 10 bits (N), dando como resultado 2^N niveles digitales discretos que representa 1024 intervalos.

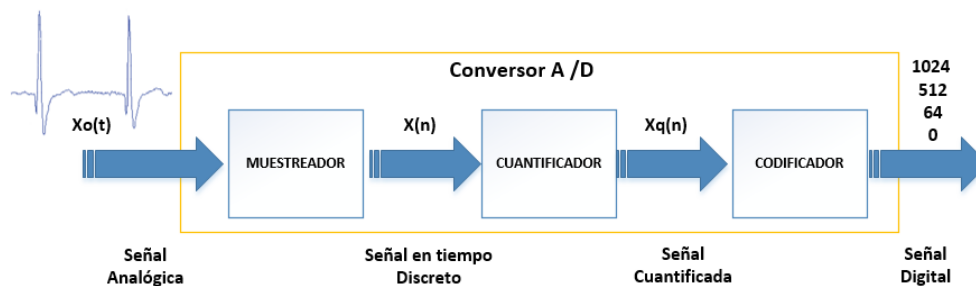


Figura 3. 6: ADC en arduino UNO.

Elaborado por: Autor.

Los valores que genera la plataforma arduino como salida digital se lo realizar a través de la ecuación 3.1.

$$Lectura\ de\ ADC = \frac{Resolucion\ de\ ADC}{Voltaje\ de\ systema} * Voltaje\ analogico$$

$$Lectura\ de\ ADC = \frac{2^N - 1}{5\ V} * Voltaje\ analogico \quad (3.1)$$

El arduino UNO consta de 6 pines analógicos que están definidos como A0...A5, mismos que tienen todas las funcionalidades que los pines digitales, es decir que pueden ser utilizados los pines analógicos como digitales. Se recomienda añadir un pequeño retraso antes de la lectura de los datos ya que esto evitara a que se genere ruido eléctrico e que sea introducido en el sistema.

3.1.3 Almacenamiento en micro SD

La comunicación de la tarjeta micro SD con otros dispositivos arduino es mediante el protocolo SPI, además incluye un regulador de

voltaje básico AMS1117, que permite operar con niveles de voltaje de alimentación de 3.3V o 5V.

3.1.4 Configuración de los pines en los módulos arduinos

A continuación se detalla en la tabla 3.2, la función que realiza cada pin del módulo ECG y el pin del arduino UNO R3 con el cual debe estar conectado.

Tabla 3. 2: Configuración del PIN del módulo AD8232 y Arduino UNO.

Módulo AD8232		Pin de arduino UNO R3
Pin	Función	
SDN	Entrada de control de apagado (Shutdown)	No se usa
LO+	Dirige la salida del comparador. En dc, desconecta el modo de detección. LO+ es alto (+IN, desconectado) LO+ es bajo (+IN, conectado) En ac, desconecta el modo de detección. LO+ es alto (-IN o +IN, desconectado) LO+ es bajo (-IN y +IN, conectado)	10
LO-	Dirige la salida del comparador. En dc, inicia el modo de detección. LO- es alto (-IN, desconectado) LO- es bajo (-IN, conectado) En ac, lleva el modo de detección. LO- siempre es bajo	11
OUTPUT	Salida de la Señal Cardíaca (acondicionada, para conectar a un ADC)	A0
3.3v	Voltaje de alimentación	3.3 V
GND	Fuente de alimentación a tierra.	GND

Elaborado por: Autor.

En la tabla 3.3, de muestra la función de cada pin del módulo micro SD y el pin de arduino UNO R3 con el cual deben estar conectados para su operación.

Tabla 3. 3: Configuración del PIN del módulo micro SD y Arduino UNO

Modulo Micro SD		Pin de arduino UNO R3
Pin	Función	
CS	Señal Seleccionada	10
SCK	Selección de bus (SPI)	13
MOSI	Entrada de datos	11
MOSO	Salida de datos	12
VCC	Voltaje de alimentación	3.3 V
GND	Fuente de alimentación a tierra.	GND

Elaborado por: Autor.

3.1.5 Conexión de los módulos arduinos

Antes de proceder con el ensamblaje de los módulos arduinos para el sistema de adquisición de datos cardiacos, se debe tener claro la configuración de los pines de cada circuito. La tensión de alimentación para el módulos ECG AD8232 y modulo SD será tomado del arduino UNO R3 que distribuye las tensiones de +5V y 3.3V, como se muestra en la figura 3.7.

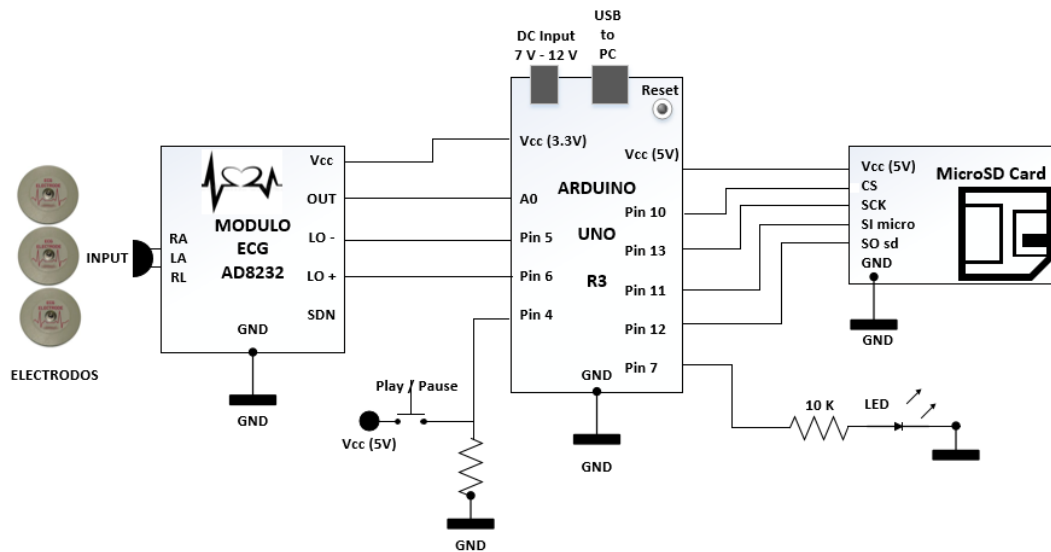


Figura 3.7: Diagrama de conexión de módulos

Elaborado por: Autor.

Para la adquisición de datos se hará uso de electrodos de 3 derivaciones, los cuales se colocan en el pecho del paciente (puntos estratégicos) y son los encargados de tomar la información eléctrica del corazón, posteriormente se conectará al módulo ECG en los pines RA, LA y RL, este módulo incorpora el chip AD8232 y con la combinación de un conjunto de circuito RC realiza el tratamiento de la señal en tiempo real.

3.1.6 Código fuente en arduino

En la actualidad existen varios software que permite la elaboración del código fuente para la plataforma arduino, sin embargo para la adquisición de las señales ECG de la figura 3.4 se hará uso del entorno de desarrollo integrado (IDE) (ver figura 3.8), este es un programa

informático compuesto por un conjunto de herramientas de programación que contiene un editor de código, un compilador, un depurador y un constructor de interfaz gráfica (GUI).

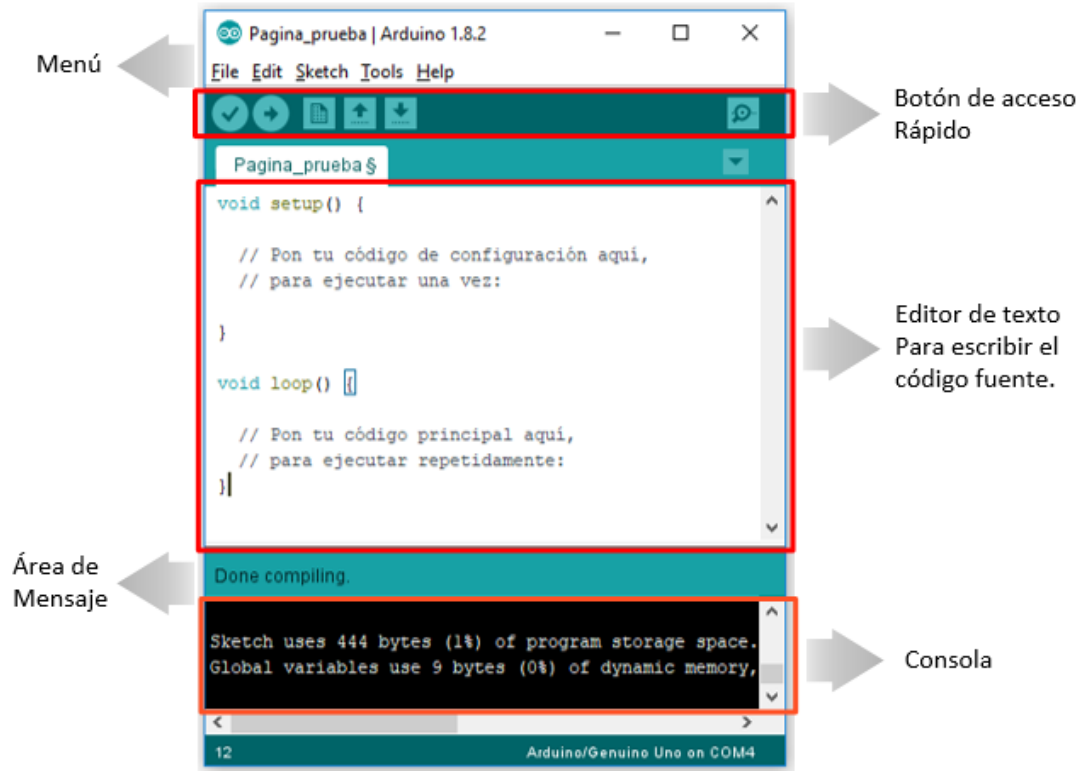


Figura 3. 8: Software Arduino.

Elaborado por: Autor.

Una de las ventajas de este software es el costo, fácil de programar, compilación amigable y carga de código fuente en la memoria flash de cualquier tipo de hardware arduino, permitiendo visualizar las pruebas de ejecución en tiempo real.

Antes de proceder con el desarrollo del código fuente se elaboró un diagrama de flujo en donde se detalla los procesos que conlleva cada etapa de programación, ver figura 3.9. Para este sistema se ha hecho uso de varias funciones que ejecutan una tarea específica del sistema.

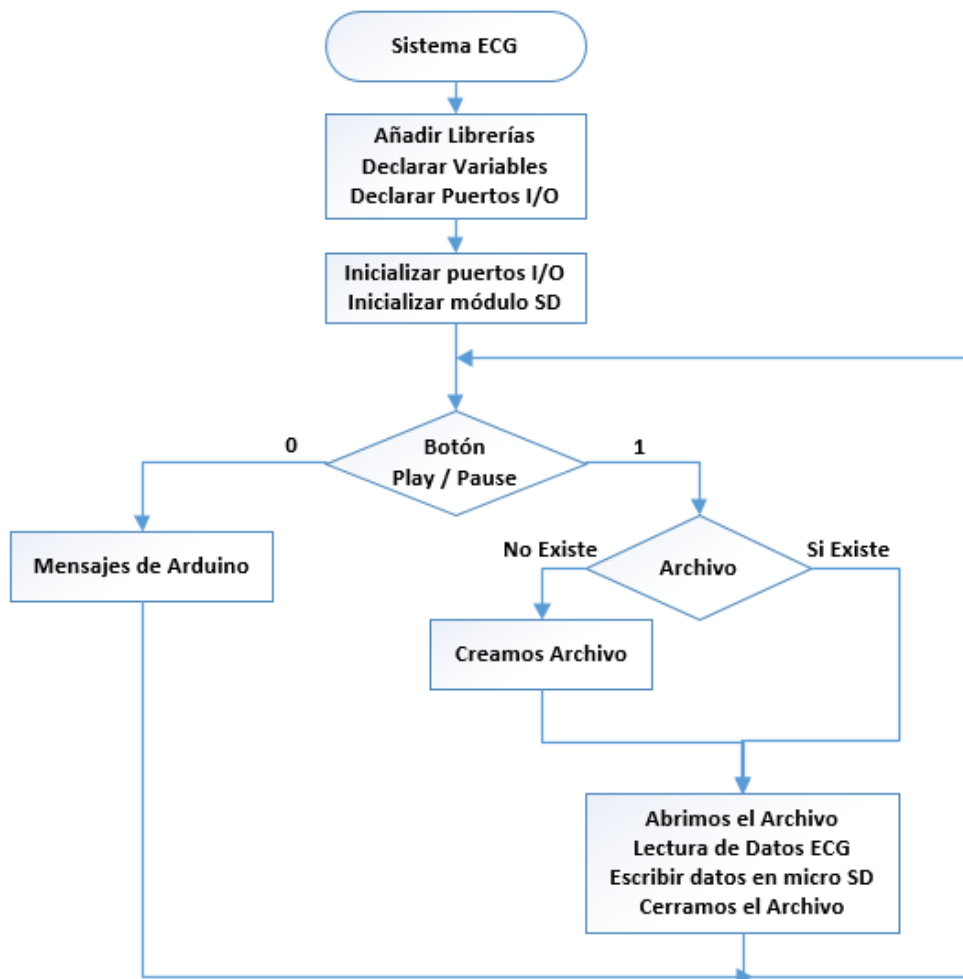


Figura 3. 9: Diagrama de flujo del programa

Elaborado por: Autor.

Para leer y escribir en la tarjeta SD desde el microcontrolador se debe declarar la librería (`#include <SD.h>`) en la cabecera del programa (ver figura 3.10), posteriormente definimos la variable `pin10_CS` para seleccionar la tarjeta SD, considerando que en la placa arduino la comunicación se establece por el bus SPI mediante los pines digitales 11, 12, y 13.


```

#include <SD.h>          //Libreria para MICRO SD
//-----
//                      variables de control
//-----
int pin_A0in_ECG = A0;    // Entrada Analogica de señal ECG
int pin_5_LOn = 5;       // LO -
int pin_6_LOp = 6;       // LO +

int pin10_CS = 10 ;      // pin CS - Select
String nombre_archivo;
File archivo;

int pin_A4boton = A4;    // Entrada de Boton PLAY / PUASE
int valor_boton = 0;     // Valor del Boton
int old_valor_boton = 0; // Antiguo valor del boton
int estado = 0 ;        // 0 -> apagado , 1 -> Prendido
int pin_7_LED = 7;      // visualiza la adquisicion de datos ECG

```

Figura 3. 10: Declaración de librería y variables

Elaborado por: Autor.

En la figura 3.11 se muestra la función setup(), esta función se ejecuta una sola vez cuando se inicia el programa y es utilizada para configurar los pines de entrada (A0, 5 y 6), pines de salida (7) y permite inicializar el módulo micro SD (ver figura 3:12). La función Loop() como su nombre lo indica realizar la ejecución repetitiva del programa durante todo tiempo.

```

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(pin_A0in_ECG, INPUT);
  pinMode(pin_5_LOn, INPUT);
  pinMode(pin_6_LOp, INPUT);
  pinMode(pin_7_LED, OUTPUT);
  digitalWrite(pin_7_LED, LOW);
  Serial.print("SISTEMA ECG AD8232");
  Serial.write(10);
  fun_ini_SD();
  Serial.write(10);
  delay (1000);
}
void loop() {
  fun_play_pause();
}

```

Figura 3. 11: Inicio del sistema en arduino

Elaborado por: Autor.

```

//----- Inicializando el modulo SD -----

int fun_ini_SD(){
  Serial.print("Iniciando el modulo SD ..... ");
  if (!SD.begin(pin10_CS)) {
    Serial.println("Error al iniciar la Tarjeta SD...");
    Serial.write(pin10_CS);
    return;
  }
  Serial.write(10);
  Serial.println("Se inicio exitosamente");
  fun_verifica_archivo();
  Serial.write(10);
  delay(1);
}

```

Figura 3. 12: Inicialización de modulo SD

Elaborado por: Autor.

La función fun_lecturaECG() verifica si el módulo AD8232 está conectado a la tarjeta arduino para iniciar la lectura de los datos por el pin A0 (ver figura 3:13).

```

//----- Adquisicion de la Señal ECG mediante el Modulo AD8232 -----

float fun_lecturaECG() {
  int valor;
  if((digitalRead(pin_5_LOn) == 1)|| (digitalRead(pin_6_LOp) == 1)){
    Serial.println("!");
  }
  else{
    valor = analogRead(pin_A0in_ECG);    // Lectura de la señal ECG del pin A0
  }
  delay(1);
  return valor;
}

```

Figura 3. 13: Función para lectura de datos ECG

Elaborado por: Autor.

La función fun_verifica_archivo() verifica si existe creado el archivo de texto plano en la memoria de micro SD, si no existe lo crea uno con el nombre ECG.txt (ver figura 3:14).

```

//----- Verificar si existe el archivo ECG.TXT -----

int fun_verifica_archivo(){
  nombre_archivo = "ECG.txt";
  if (SD.exists("ECG.txt")){
    SD.remove("ECG.txt");
    Serial.println("El archivo ECG.txt ya existe se procederá a eliminar...");
  }
  Serial.println("El nuevo archivo de almacenamiento es ECG.txt");
  Serial.write(10); // Salto de Linea
}

```

Figura 3.14: Función que verifica o crea el archivo en la micro SD.

Elaborado por: Autor.

La función `fun_escribir_SD()` permite abrir el archivo de texto plano para ir escribiendo los datos de las señales cardíacas leídas desde el módulo AD8232 (ver figura 3:15).

```

//----- Escritura de Datos ECG en Micro SD-----

int fun_escribir_SD(){
//int fun_escrib_ECG(int signal_ECG){
  archivo = SD.open("ECG.txt", FILE_WRITE); //abrimos el archivo y se crea a
  if (archivo) {
    archivo.println(fun_lecturaECG()); //Escribimos en el archivo ECG
    archivo.close(); //cerramos el archivo
    Serial.println(fun_lecturaECG()); // Visualizo por el puerto Serial
    Serial.write(10);
  }
  else {
    Serial.println("Error al abrir el archivo");
  }
  delay(10);
}

```

Figura 3. 15: Función de escritura en el micro SD.

Elaborado por: Autor.

La función `fun_play_pause()` como su nombre lo dice permite a todo el sistema de arduino poner en operación o detenido, esto permitirá al paciente tomar los datos de la señal cardíaca durante cualquier tiempo y desde cualquier lugar(ver figura 3:16).

```

//----- PLAY/PAUSE Directo -----
int fun_play_pause() {
  int cont_tiempo;
  valor_boton = digitalRead(pin_A4boton);
  if ((valor_boton == HIGH) && (old_valor_boton == LOW)) {
    estado = 1 - estado;
  }
  old_valor_boton = valor_boton;
  if (estado == 1) {
    fun_escribir_SD(); // llamada a la funcion de SD - Escribir
    //Serial.print("play");
    cont_tiempo = cont_tiempo + 1;
    digitalWrite(pin_7_LED, HIGH); // muestra el Led la adquisicion de datos ECG
  }
  else {
    Serial.print("Pause");
    digitalWrite(pin_7_LED, LOW);
  }
  Serial.write(10);
}

```

Figura 3. 16: Función de inicio y pausa del sistema arduino.

Elaborado por: Autor.

3.2 Repositorio de la Señal ECG en la Web.

Un repositorio Web no es nada más que un espacio de almacenamiento en la nube que se lo realiza a través de un sitio Web mediante el uso del internet, esto facilita el acceso a la información desde cualquier sitio, siempre y cuando tenga acceso a internet.

En la actualidad existen compañías que ofrecen plantillas ya diseñadas que permiten realizar el alojamiento de datos en la nube, una de ellas es uCloud, una aplicación robusta, segura y rápida. Para ponerlo en funcionamiento solo se requiere de dos cosas, tener un dominio y un hosting.

El dominio es la dirección de la página o el nombre con el cual será ubicado en el internet (ejemplo: www.mipagina.com), y el hosting es el espacio de almacenamiento en la nube, durante la configuración las dos deben estar ligadas. Para la prueba de este aplicativo se hará uso del

dominio www.cfsinlimites.com, que fue adquirido con el proveedor RESELLERCLUB.

3.2.1 Pasos para la instalación del sitio web uCloud

Antes de realizar la instalación de la página web en el dominio, se debe descargar la plantilla que contiene todo el lenguaje de programación del sitio web desde el link <https://codecanyon.net>.

- Ingresar al proveedor de dominio (<https://www.resellerclub.com/>)
- Dentro del dominio sinlimite.com crear un subdominio con el nombre [ecgdrive](http://ecgdrive.com).
- Ingresar al directorio creado y subir el archivo uCloud en formato .zip y luego descomprimir.
- Desde el navegador procedemos con la instalación de este sitio a través de la dirección <http://ecgdrive.cfsinlimites.com/install/>
- Durante la instalación solicitará que ingrese la Base de Datos con la cual se vinculará el sitio web.
- La base de datos se debe crear dentro del hosting.
- Luego se debe crear un usuario de administrador de la BD, que me permitirá conectar la base de datos con el usuario.
- Listo ya podemos disfrutar del sitio web para almacenar los datos mediante el link <http://ecgdrive.cfsinlimites.com>.

3.2.2 Configuración del sitio web

El manejo de este sitio web es muy sencillo, al igual que los sitios públicos como el drive, Onedrive, mega y otros, en la figura 3.17 se observa la página de inicio al repositorio web de la señal ECG; como todo sitio, si el usuario es nuevo lo primero que debe realizar es registrarse con un usuario y una clave, esto se lo puede hacer en la página de inicio en la parte inferior ubicado con el nombre registro (ver figura 3.17), y a su vez si el usuario ha olvidado la clave de ingreso puede realizar una recuperación

de la misma a través de la sentencia “se te olvidó tu contraseña?” (ver figura 3.17).

Se iniciará sesión en el sitio web mediante el usuario: **administrador** y contraseña: **contraseña**, que viene por defecto en la página web para realizar la configuración, de manera gráfica.



uCloud

Por favor ingrese su nombre de usuario y contraseña a continuación para iniciar sesión.

Administrador

.....|

Iniciar Sesión

Registro Se Te Olvidó Tu Contraseña?

Figura 3. 17: Página de inicio del repositorio web - uCloud
Elaborado por: Autor.

Cabe mencionar que la plantilla instalada tenía todo su contenido web en el idioma inglés, para realizar el cambio de idioma al español se lo realizó a través de una herramienta de traducción automática (Google Translate Api Key), la clave de API se obtiene desde la plataforma de google, para lo cual solo se requiere tener una cuenta gmail y posteriormente activar la cuenta en Google Cloud Platform mediante el link <https://console.cloud.google.com/start>, es totalmente gratuito.

Una vez que se ingresa la clave de google translate en el sitio de configuración se debe cambiar el campo lenguaje de sitio a español, guardamos los cambios y listo tenemos nuestra página en español. Cabe recordar que todo esto se realizar mediante el usuario administrador como se muestra en la figura 3:18.

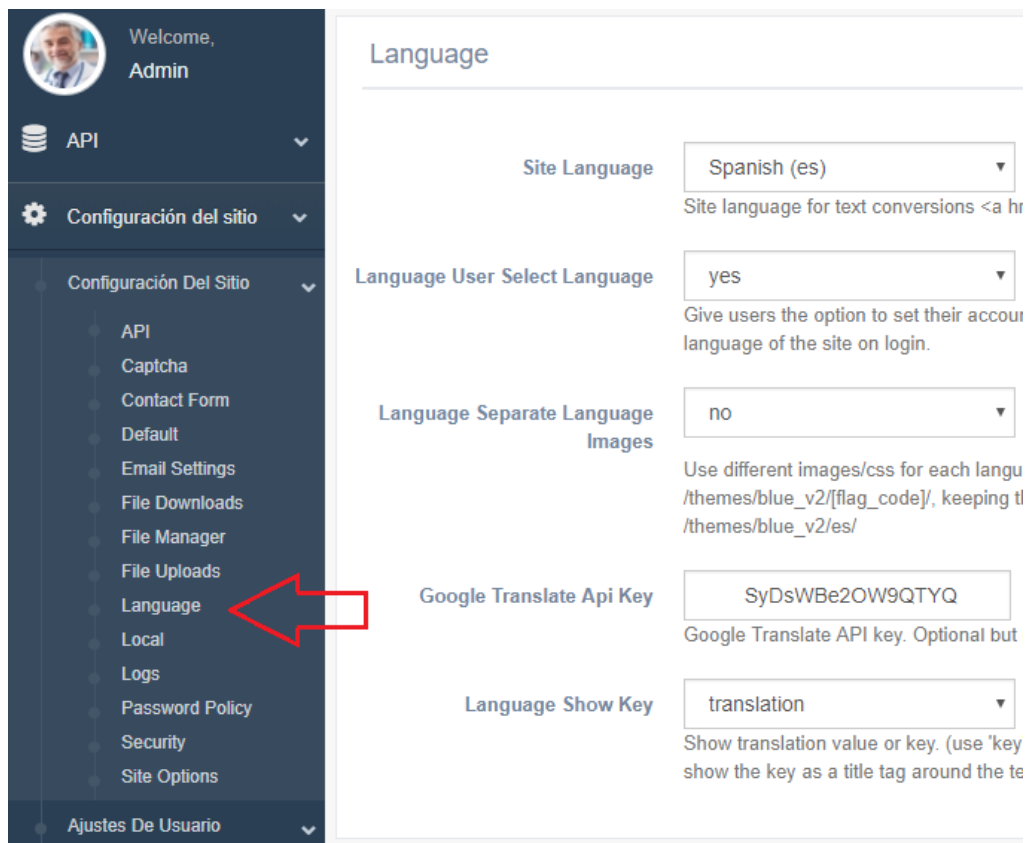


Figura 3. 18: Cambio de idioma del sitio web

Elaborado por: Autor.

Con el usuario administrador se accede al menú de configuración, en donde se puede realizar un sin número de configuraciones (ver figura 3.18), a continuación se detalla las configuraciones usadas para este sitio.

- **Administrador de archivos**

Se configuró la visualización en modo de icono.

- **Subir archivo**

Permite subir el archivo de manera local o remota con las extensiones .txt, .jpg, .gif.

- **Descargas de archivos**

Las descargas se realiza utilizando un hash de acceso seguro que caduca después del uso.

- **Estadísticas detalles de archivos**

Muestran las descargas diarias, semanales, mensuales y sitios de referencia.

- **Compartir**

Permite compartir la URL de los archivos y carpetas a través de Facebook, Twitter, LinkedIn y más. Para compartir de manera interna a los usuarios se lo realiza mediante el correo electrónico registrado por el usuario.

- **Seguridad**

La seguridad configurada es en la contraseña de la cuenta es mediante el extensor SHA256 y PBKDF2, para este sitio podrá el usuario realizar un intento máximo de 10, cuando se sobrepase el número de intentos se bloqueará el usuario por 5 minutos.

- **Área de administración**

Permite administrar los archivos de todos los usuarios

- **Paquetes de usuarios**

Permite la administración de usuarios y grupos.

3.2.3 Paquetes de cuentas y usuario definidos en la web

En el menú “*configuración de sitio – ajuste de usuarios*” se puede crear los “*paquetes de cuentas*” (ver figura 3.19), el sitio web por defecto tiene establecido dos paquetes, admin y usuario. Para este sitio web se definirá al usuario especialista como admin y a los usuarios pacientes como usuarios normales (ver figura 3.20).

Etiqueta Del Paquete	Usuarios	Permitir La Carga	Tamaño Máximo De Carga
Usuarios	2	Yes	5 GB
Admin	1	Yes	5 GB

Showing 1 to 3 of 3 entries

Note: Only packages which have a "Package Type" of "Paid" have the option to set price

[New Account Package](#)

Figura 3. 19: Paquetes de cuenta

Elaborado por: Autor.

El usuario especialista cuenta con permisos de administrador, las mismas que permitiré:

- Crear, eliminar y editar usuario (especialista y pacientes).
- Restablece contraseñas de usuarios (especialista y paciente).
- Acceso a los contenidos de archivos.
- Compartir información.
- Actualización del sitio web.

Los usuarios normales (pacientes) solo podrán ejecutar las funciones:

- Crear usuario (pacientes).
- Compartir información.

Figure 3.20 shows a screenshot of a web application interface. On the left is a dark blue sidebar with navigation options: 'Tablero', 'Archivos', 'Usuarios', 'Administrar Usuarios', 'Agregar Usuario', 'Servidores De Archivos', 'Temas', and 'API'. A red arrow points to 'Administrar Usuarios'. The main content area is titled 'User List' and features a search filter and a table of users. The table has columns for 'Nombre de usuario', 'Dirección de correo electrónico', 'Tipo', 'Último acceso', and 'HD Usado'. The data in the table is as follows:

Nombre de usuario	Dirección de correo electrónico	Tipo	Último acceso	HD Usado
especialista01	pablopaucar1983@gmail.com	Admin	15/02/2018 09:14:25	0
paciente02	pablo_paucar@hotmail.com	Usuarios	15/02/2018 10:14:36	63 KB
paciente03	mariopg2@hotmail.es	Usuarios	26/01/2018 15:57:31	31 KB

Figura 3. 20: Usuarios del repositorio web para archivos ECG

Elaborado por: Autor.

3.2.4 Compartir archivo

Los usuarios pacientes podrán compartir la información a través de cualquiera de los siguientes métodos.

- *“Externally share”*, es la creación de un URL del archivo, que puede ser compartido en cualquier red social para su correspondiente descarga.
- *“Internal User”*, se compartirá internamente las carpetas con el usuario especialista, simplemente ingresamos la dirección de correo electrónico y nivel de permiso de los usuarios adscritos en este sitio web. Se Puede compartir con más de un usuario a la vez, esto se logra solo con separar con una coma cada dirección de correo electrónico.
- *“Send vía Email”*, mediante correo electrónico se envía el link de descarga a cualquier usuario, sin importar que éste no conste como usuario dentro del repositorio web.

Para el desarrollo de este prototipo se hará uso de la opción compartir mediante *“Internal User”*, es decir a través de una compartida compartida, ver figura 3.21.

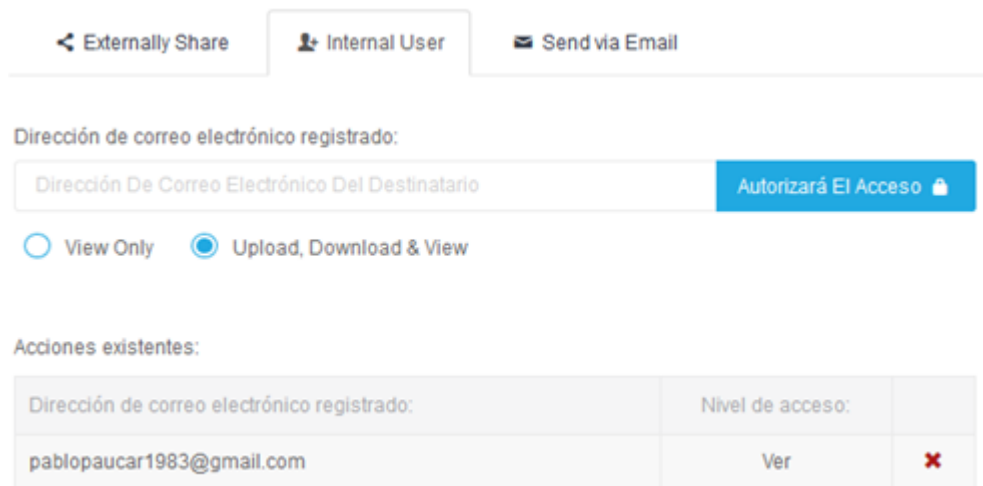


Figura 3. 21: Compartir directorio y archivo de manera interna en el sitio.
Elaborado por: Autor.

Una vez que los pacientes compartan la información al especialista, este podrá visualizar en el directorio de la administración de archivo, en la figura 3.22 se muestra las carpetas compartidas por el paciente 02 y paciente 03.

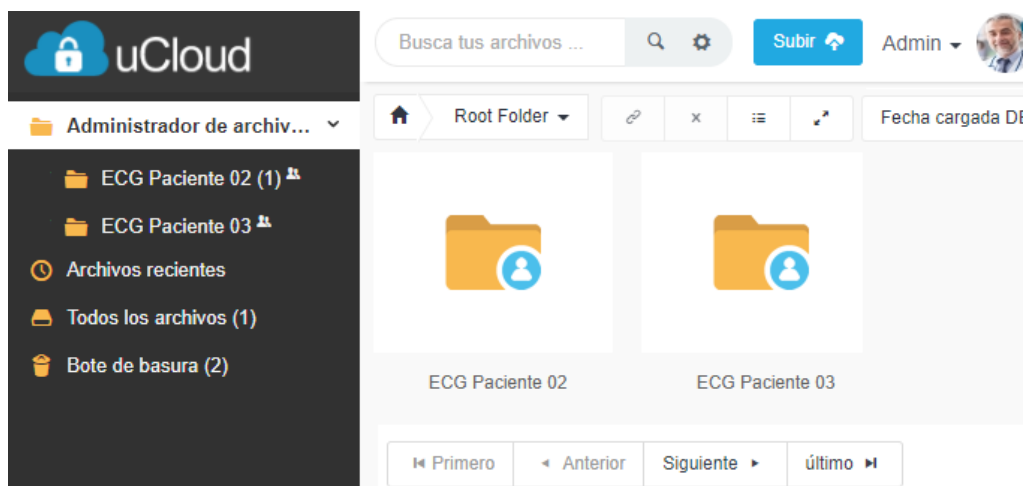


Figura 3. 22: Archivos compartidos por los pacientes
Elaborado por: Autor.

3.2.5 Descarga de archivo

El especialista ingresará al sitio web y podrá visualizar o descargar el archivo .txt en la misma plataforma, esto facilitará al médico tratante

poder llevar un control cardiaco de sus pacientes desde cualquier sitio donde se encuentre (ver figura 3.23).

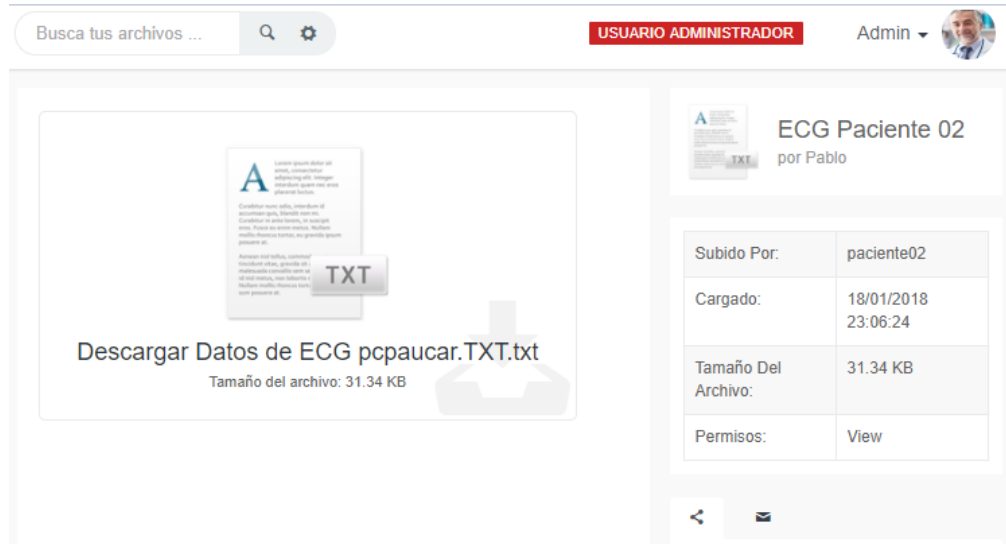


Figura 3. 23: Descarga de archivos por el usuario especialista.

Elaborado por: Autor.

3.3 Visualización Gráfica de la señal ECG.

Para la visualización de la señal cardiaca ECG, se hará uso de la herramienta MATLAB, es un programa muy potente para realizar cálculos numéricos con vectores y matrices como lo indica en su abreviatura (Matrix Laboratory o Laboratorio de matrices), la misma que posee una interface GUIDE (entorno de desarrollo de GUI), que permitirá visualizar de manera gráfica el ingreso de datos y la visualización gráfica.

Actualmente millones de ingenieros y científicos de todo el mundo utilizan esta herramienta para analizar y diseñar los sistemas y productos que transforman el mundo de hoy. Con el avance de la tecnología MATLAB ha desarrollado herramientas o funciones que permite graficar los datos en tiempo real desde cualquier interface de entrada (ver figura 3.24).



Figura 3. 24: Aplicaciones en Matlab
Elaborado por: Autor.

3.3.1 Diagrama de flujo del sistema

En la figura 3.25, se muestra el diagrama de flujo del algoritmo diseñado para abrir cualquier archivo de texto plano (adquisición), la misma que será almacenada en una variable de tipo vector, esta pasara por varios procesos de filtrado (DSP) y conversión digital-análogo (amplitud) para al final ser visualizado (grafica).

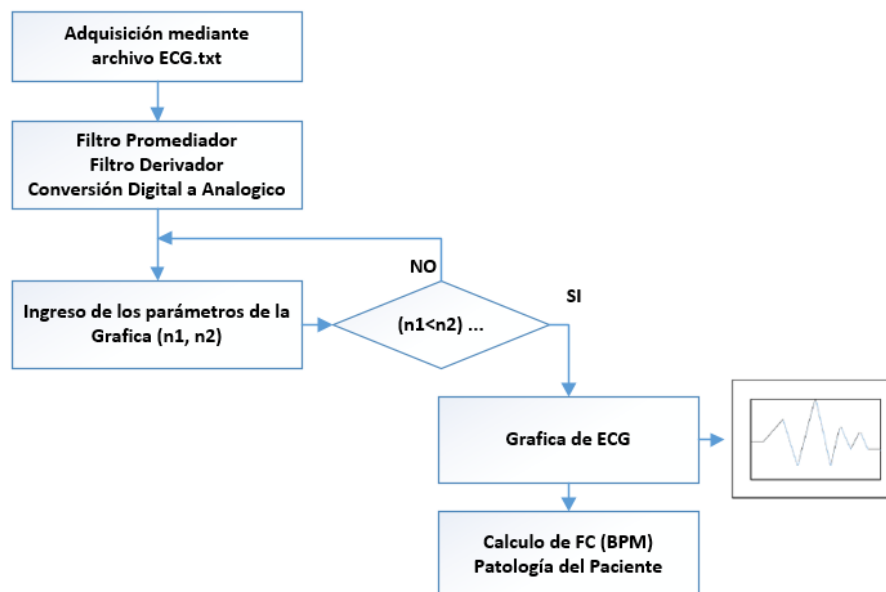


Figura 3. 25: Diagrama de Flujo para la gráfica de la señal ECG.

Elaborado por: Autor.

3.3.2 Código fuente en Matlab

La elaboración de este sistema es mediante la interface GUIDE, esto implica que el desarrollo del código fuente es en cada objeto, su ejecución será cuando haya efectuado un evento con el mouse sobre dicho objeto, como se muestra en la figura 3.26.

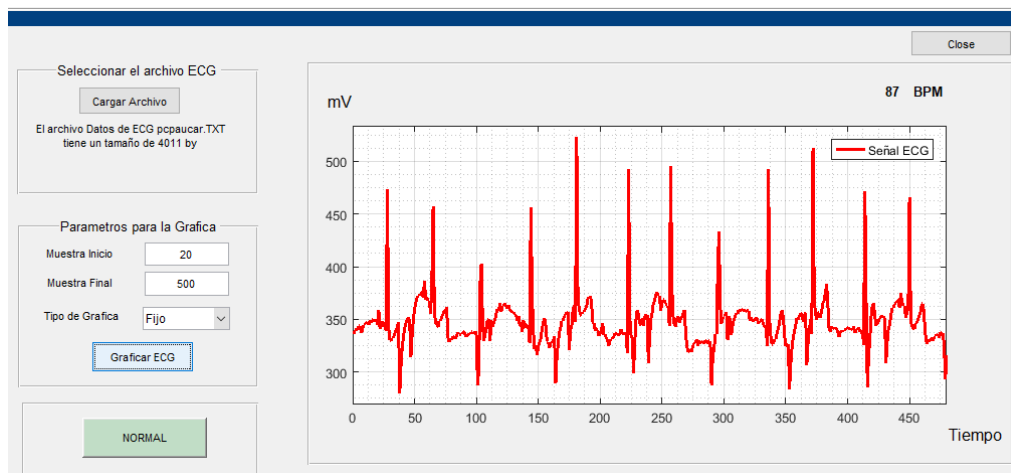


Figura 3. 26: Software para graficar la señal ECG.

Elaborado por: Autor.

El botón “*cargar archivo*” (ver figura 3.26) contiene el código fuente que permite abrir cualquier archivo de texto plano, almacena las muestras de la señal cardiaca en un variable de tipo vector (Y), posteriormente a través de un editor de texto visualizar el nombre del archivo y el número de muestras que éste contiene (ver figura 3.27). .

```

function btn_archivo_ecg_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to btn_archivo_ecg (see GCBO)
global VNOMBRE Y YBPM
[nombre,path]=uigetfile('*.txt','Abrir el archivo de datos ECG');
archivo = fullfile(path,nombre); % archivo = C:\archivo_ecg\ecg.txt
Y = load(archivo);
YBPM = Y;
Ya = Y;
[szf,szc]=size(Y);
set(handles.txt_archivo,'Visible','on')
st = ['El archivo ', nombre , ' tiene ',num2str(szf),'muestras capturadas '];
set(handles.txt_archivo,'String',st);
VNOMBRE = archivo;
%VPATH = path;

```

Figura 3. 27: Código fuente para abrir cualquier archivo de texto plano.

Elaborado por: Autor.

Para establecer la gráfica de la señal ECG como lineal se desarrolló la siguiente función que contiene el código fuente (ver figura 3.28)

```

function ecg_ln = f_ecg_lineal(y)
nt = length(y);
t = (1:nt)';
pln = 6; % Ordene de Polinomio
[p,s,mu] = polyfit(t,y,pln);
f_y = polyval(p,t,[],mu);
ecg_ln = y - f_y; % linealiza desde el cero

```

Figura 3. 28: Código fuente para linealizar la señal ECG.

Elaborado por: Autor.

El siguiente código es una función que permite suavizar los datos de la señal ECG utilizando un filtro de promedio, el método “lowess”, realiza un ajuste lineal. Esto permitirá eliminar ruidos indeseables en la muestra (ver figura 3.29 el código fuente).

```

%Filtrado de la señal ECG (suaviza la señal)
function ecg_filt = f_filtrecg(y)
ecg_filt = smooth(y,'lowess');

```

Figura 3. 29: Código fuente para el filtrado de la señal ECG.

Elaborado por: Autor.

Para determinar la amplitud de la señal cardiaca se debe realizar la conversión digital-analógica, para la codificación se considerara los mismos bits con el cual se codifico de analógico-digital que es 10 bits (ver figura 3.30).

```

function y_cda = f_CDA_ECG(Yn_mv);
    digito = 10;
    resl = 2^digito;
    K = 1100; % Ganancia del AD8232
    Y_cda = ((5./resl).*Yn_mv)./K;

```

Figura 3. 30: Código fuente para la conversión digital-analógica.

Elaborado por: Autor.

El botón “*Graficar ECG*” (ver figura 3.26) contiene el código fuente donde está programado para tomar los datos ingresados en el editor de texto como el rango de muestra establecidas para graficar (ver figura 3.31).

```

% --- Executes on button press in btn_grafica_ecg.
function btn_grafica_ecg_Callback(hObject, eventdata, handles)
    global Y
    n1 = str2double(get(handles.edt_muestra_ini, 'String'));
    n2 = str2double(get(handles.edt_muestra_fin, 'String'));
    nt = n2 - n1; % numero de muestras a visualizar
    if ((n1>n2)||isnan(n1)||isnan(n2))
        warndlg('Verifique que los Datos ingresados esten correctos o
    else
    if (n1==0)
        n1=1;
    end
    for(i=1:nt)
        n1 = n1 +1;
        Yn(i)=Y(n1);
    end

```

Figura 3. 31: Código fuente para ingresar las muestras a graficar.

Elaborado por: Autor.


```

%% Tipo de Grafica FIJO / MOVIL - LISTBOX
axes(handles.axes1)
Ymin = min(Yn);
Ymax = max(Yn);
Xmin = 0;
Xmax = nt;
estado_lib = get(handles.pm_tg, 'Value');
switch estado_lib
    case 1
        plot(Yn, 'Color', 'r', 'LineWidth', 2);
        grid on; grid MINOR;
        legend('Señal ECG');
        axis([Xmin Xmax Ymin Ymax]);
    case 2
        for k=1:Xmax
            ejex(k,1)=k;
            Ynl(k,1)= Yn(k);
            plot(ejex, Ynl, 'Color', 'r', 'LineWidth', 2); grid on; grid MINOR;
            legend('Señal ECG');
            axis([Xmin Xmax Ymin Ymax]);
            pause(0.00001)
        end
end
end

```

Figura 3. 32: Código fuente para definir el tipo de gráfica.

Elaborado por: Autor.

Para hallar la frecuencia cardiaca de la señal ECG, se desarrolló un algoritmo que permita determinar los intervalos QRS que nos ayuda a determinar la frecuencia cardiaca en BPM (ver figura 3.33).

```

nm = 3683;
% Tiempo de captua de muestras
t_seg = [length(yecg)*60]/nm;
t_mnt = t_seg/60;
for (i=1:nm)
    x_ecg(i)=yecg(i);
end
% Calculo de BPM
energia = x_ecg.^2;
[col tam ]=size(x_ecg);
yl = smooth(x_ecg,'lowess');
yd1 = diff(yl);
yd2 = diff(yd1);
y = 1.3*yd1(1:tam-2)+1.1*yd2;
th = abs(max(y));
th1 = th/2;
c=0;
for(i=1:1:tam-2)
    if(y(i)>th1)
        qrs(i)= 1;
        c=c+1;
        i=i+15;
    else
        qrs(i) = 0;
    end
end
index = find(diff(sign(diff([0; qrs(:); 0]))) < 0 );
li =length(index);

```

Figura 3. 33: Código fuente para determinar la frecuencia cardiaca.

Elaborado por: Autor.

En la figura 3.34 se muestra el algoritmo que determina la patología de la señal ECG, esto se logró estableciendo las siguientes condiciones de la FC en el código fuente.

- Si la FC se encuentra entre los 60 bpm a 100 bpm despliega un botón con el mensaje “NORMAL”, es decir el paciente se encuentra en estado normal.
- Si la FC es mayor a 100 bpm despliega un botón con el mensaje “TAQUICARDIA”
- Si la FC es menor a 60 bpm despliega un botón con el mensaje “BRAQUICARDIA”.

```

% Determina la Patologia
if ((vbpm > 60)&&(vbpm < 100))
set(handles.btn_n,'Visible','on'); % NORMAL
set(handles.btn_t,'Visible','off');
set(handles.btn_b,'Visible','off');
else if(vbpm > 100 )
set(handles.btn_n,'Visible','off');
set(handles.btn_t,'Visible','on'); %TRAQUICARDIA
set(handles.btn_b,'Visible','off');
else (vbpm < 60)
set(handles.btn_n,'Visible','off');
set(handles.btn_t,'Visible','off');
set(handles.btn_b,'Visible','on'); % BRAQUICARDIA
end
end
end

```

Figura 3. 34: Código fuente para determinar la patología de la señal ECG.

Elaborado por: Autor.

3.4 Costo de Implementación del prototipo del sistema ecg.

El costo de la placa y los módulos arduinos se detalla en la tabla 3.4, con sus valores unitarios.

Tabla 3. 4: Costos de circuitos arduinos.

Detalle	Costo (\$)
Módulo CJMCU 8232	\$ 25,00
Placa Arduino UNO R3	\$ 16,00
Modulo SD	\$ 4,00
Tarjeta micro SD 8 GB	\$ 6,00
Pulsadores y Led	\$ 0,50
Dominio y hosting (para 1 año)	\$ 48,00
Varios	\$ 10,00
TOTAL	\$ 109,50

Elaborado por: Autor.

Capítulo 4: Pruebas del sistema ecg

Mediante el prototipo desarrollado en arduino (ver figura 4.1) se procedió tomar las muestras de la señal cardiaca que a su vez es almacenada en una tarjeta micro SD, la misma que posteriormente es guardada y compartida en un repositorio WEB. Este archivo puede ser descargado desde cualquier sitio del mundo por el especialista para realizar el análisis de la señal mediante el software desarrollado para graficar, determinar la frecuencia cardiaca y patología del paciente.

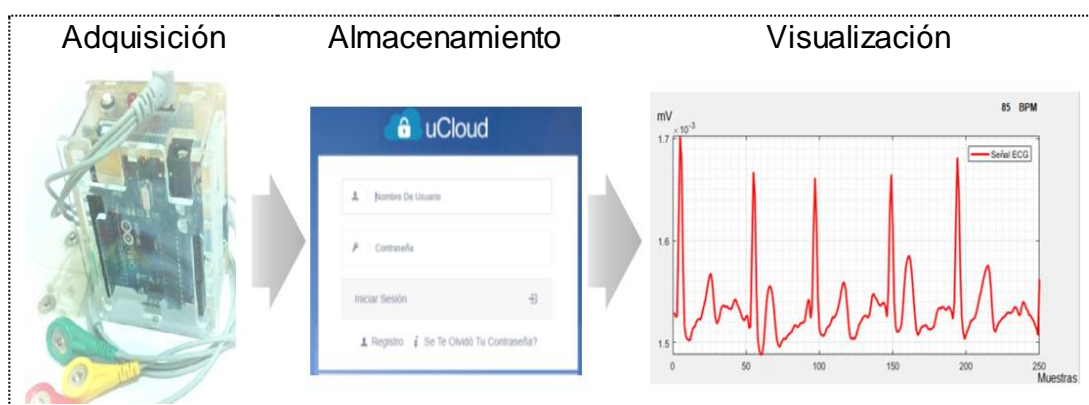


Figura 4. 1: Prototipo para la adquisición, almacenado y visualización de las señales ECG.

Elaborado por: Autor.

Es importante mencionar que con el algoritmo implementado en la plataforma arduino en 60 segundos se puede adquirir 3683 muestras de la señal cardiaca.

En la figura 4.2, se muestra la forma como debe ser ubicado los electrodos en la piel del paciente que a su vez está conectado al prototipo de adquisición ECG elaborado en la plataforma arduino. Este tipo de conexión es considerado como la derivación bipolar, que más adelante será usado para realizar todas las pruebas que se visualiza en las figuras, 4.3, 4.4 y 4.5.

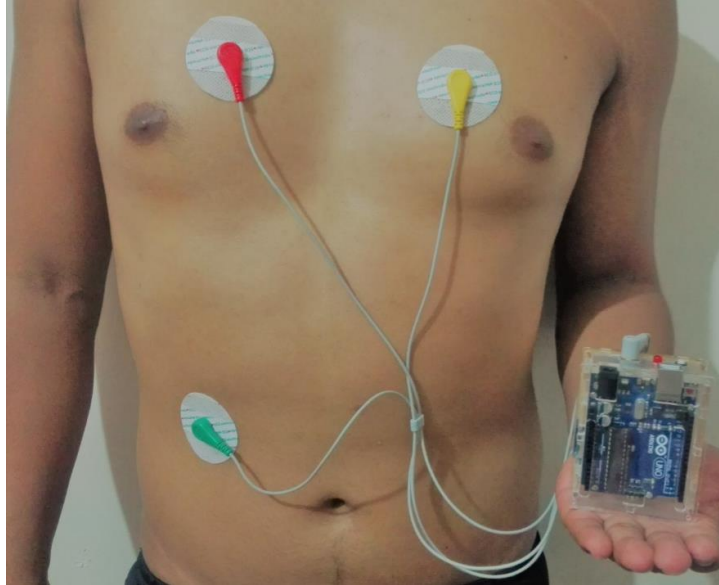


Figura 4. 2: Conexión de los electrodos en el paciente.

Elaborado por: Autor.

41. Resultado de la señal ECG con diferentes pacientes.

Una vez que se determinó el correcto funcionamiento de este sistema ECG, se procede a realiza las pruebas con diferentes pacientes.

- **Prueba uno**

En la figura 4.3 se muestra la señal ECG, en donde se determinó que el archivo de texto plano contiene 36831 muestras adquiridas, de las cuales se definió solo 300 muestras para su gráfica, la frecuencia cardiaca es de 62 BPM que está dentro del rango de la frecuencia normal y su amplitud varía entre 1.8mV y 1.95 mV.

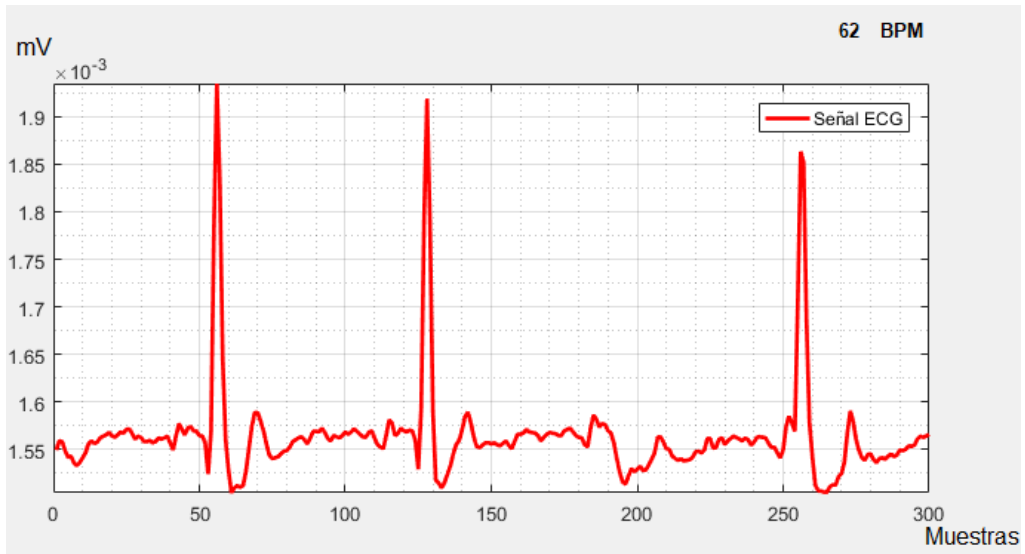


Figura 4. 3: Prueba uno de la señal ECG.

Elaborado por: Autor.

- **Prueba dos**

En la figura 4.4 se muestra la señal ECG, en donde se determinó que el archivo de texto plano contiene 3790 muestras adquiridas, de las cuales se definió solo 200 muestras para su gráfica, la frecuencia cardíaca es de 85 BPM que está dentro del rango de la frecuencia normal y su amplitud varía entre 1.6mV y 1.8 mV.

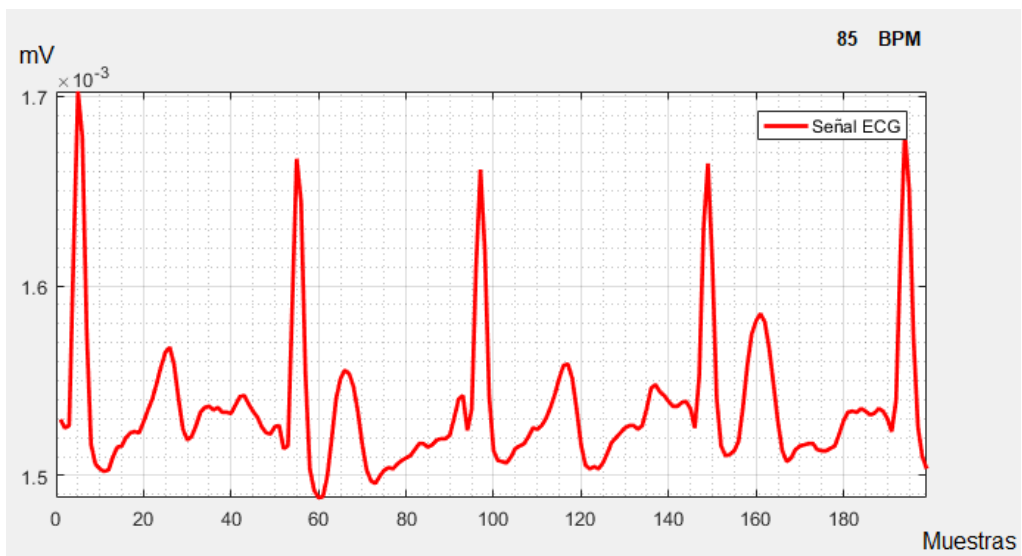


Figura 4. 4: Prueba dos de la señal ECG.

Elaborado por: Autor.

- **Prueba tres**

En la figura 4.5 se muestra la señal ECG, en donde se determinó que el archivo de texto plano contiene 59739 muestras adquiridas, de las cuales se definió solo 300 muestras para su gráfica, la frecuencia cardiaca es de 104 BPM que está dentro del rango de la frecuencia con principios de taquicardia y su amplitud varía entre 1.65mV y 1.72 mV.

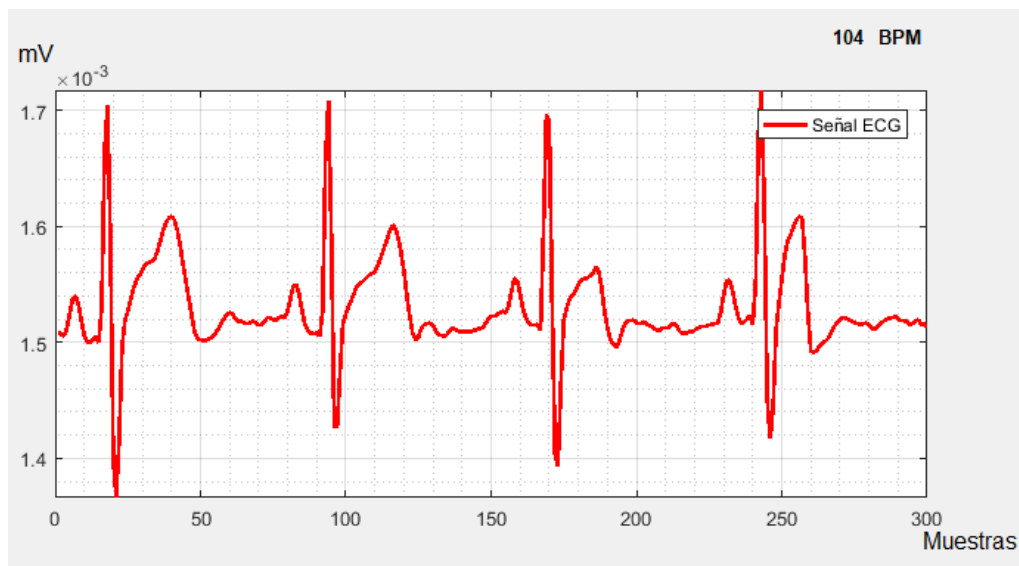


Figura 4. 5: Prueba tres de la señal ECG.

Elaborado por: Autor.

Capítulo 5: Conclusiones y Recomendaciones.

5.1. Conclusiones.

- Con el desarrollo de este prototipo el paciente no tendrá la necesidad de acercarse al consultorio de un especialista para que pueda realizar el análisis y diagnóstico de la señal cardiaca, simplemente se lo realizara de manera virtual.
- Luego de una larga investigación para la adquisición de las señales ECG en la plataforma arduino, se halló con la existencia de un módulo AD8232 que permitía tomar señales cardiacas de una manera sencilla, adicionalmente realiza el procesado de la señal en tiempo real.
- Actualmente las grandes compañías han optado por centralizar los sistemas, información, infraestructura en una nube, motivando a encaminar este tema a la tendencia del almacenamiento en un espacio en el internet (Ucloud), el espacio de almacenamiento depende tipo de hosting adquirido.
- El procesado de la señal ECG se realizó mediante un algoritmo desarrollado en la herramienta Matlab, las mismas que no requirió de muchos parámetros matemáticos, permitiendo eliminar los ruidos indeseables que se adquirieron durante la toma de muestras.
- El cálculo de la frecuencia cardiaca se lo realizó mediante la detección de los complejos QRS determinados en 60 segundos.

5.2. Recomendaciones

A continuación se detalla una serie de recomendaciones para una futura mejora para esta investigación.

- Para tener una buena adquisición de las señales ECG mediante arduino es necesario usar electrodos nuevos para cada medición ya que estos pierden la capacidad para la toma de señales, de la misma manera se recomienda siempre limpiar el área donde se va a colocar los electrodos para tener una buena conducción.
- El sistema arduino es una plataforma muy extensa y consta con varios módulos en el mercado que pueden ser adquiridos para realizar una futura mejora de esta investigación, como ejemplo se puede mencionar la transmisión inalámbrica de datos.
- Cabe mencionar que el dominio y hosting es más económico cuando se realiza una contratación de mínimo un año, pero en caso de que ya lo tengan se recomienda simplemente crear un simple subdirectorio y con esto ya no tendrá la necesidad de adquirir un nuevo, simplemente compartida el dominio existente y podrá subir el sitio web al internet, como se hizo en esta investigación.
- Partiendo de la interface y algoritmo desarrollado en la herramienta matlab se puede realizar futuras mejoras para determinar la patología mediante el análisis de las ondas e intervalos de la señal ECG.
- Se recomienda realizar un estudio profundo de las funciones relacionados a la biomedicina en herramienta matlab, ya que este software posee muchas funciones que le facilitara el procesamiento de señales de una manera sencilla y rápida para realizar futuras mejoras.

Bibliografía

- Acevedo, P. C. (2017). Einthoven y el electrocardiograma. *Revista de Hospital Italiano - Buenos Aires MCMLXXXI*, Vol. 29, Pág. 43. Recuperado a partir de https://www1.hospitalitaliano.org.ar/multimedia/archivos/noticias_attachs/47/documentos/7536_11-29-1-resena.pdf
- Aguilar, J. (2017). *Implementación de procesamiento de señales ECG mediante filtrado digital FIR utilizando el dispositivo programable FPGA*. (Trabajo de Titulación). Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, Guayaquil, Ecuador. Recuperado a partir de <http://repositorio.ucsg.edu.ec/handle/3317/8346>
- Almeida, E. (2014). *Análisis de métodos y herramientas para el procesamiento de señales electrocardiográficas ambulatorias*. (Trabajo de Titulación). Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, Guayaquil, Ecuador. Recuperado a partir de <http://repositorio.ucsg.edu.ec/handle/3317/1897>
- Analog-Devices. (2017). Documento técnico de AD8232. Recuperado a partir de <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>
- Cruz, V., Daniel, J., Gutiérrez, G., Agustín, M., & Blacio Abad, G. (2014). *Almacenamiento en la nube* (Trabajo de Titulación). ESPOL, Guayaquil, Ecuador. Recuperado a partir de <http://www.dspace.espol.edu.ec/handle/123456789/29734>
- Cumbal, D., & Jorge, P. (2015). *Diseño e implementación de un prototipo para el monitoreo ECG a través de Internet para aplicaciones de telemedicina* (Trabajo de Titulación). Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, Sangolquí,

Ecuador. Recuperado a partir de <http://repositorio.espe.edu.ec/jspui/handle/21000/11380>

Gavilema, J., & Mullo, E. (2014). Diseño y construcción de un sistema electrónico de medición de señales fisiológicas, que ayuda al diagnóstico médico utilizando FPGA, con comunicación inalámbrica a tablet, con monitoreo remoto en tiempo real. *Publicacion e Investigación de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE*, Pág. 9. <https://doi.org/ENI-0333>

Goicoechea, A. (2014). *Diseño de un canal de instrumentación para un sistema electrocardiograma y un pulsioxímetro* (Trabajo de Titulación). Pública de Navarra, Pamplona - España. Recuperado a partir de <http://academica-e.unavarra.es/xmlui/handle/2454/13348>

Goilav, N., & Loi, G. (2016). *Arduino: Aprender a desarrollar para crear objetos inteligentes*. Barcelona: Ediciones ENI. Recuperado a partir de <https://www.ediciones-eni.com/buscar?exp=Goilav%2c+Nicol%C3%A1s>

Ingeniería MCI Ltda. (2017). Arduino UNO R3. Recuperado 24 de agosto de 2017, a partir de <http://arduino.cl/arduino-uno/>

José Lorenzo Romero. (2015). *Análisis de señales electrocardiográficas usando técnicas de procesamiento digital*. Universitat Oberta de Catalunya (UOC). Recuperado a partir de <http://openaccess.uoc.edu/webapps/o2/bitstream/10609/40186/6/jlorencor oTFC0115memoria.pdf>

Llamas, L. (2017). Leer y escribir en una tarjeta SD o micro SD con Arduino. Recuperado 25 de agosto de 2017, a partir de <https://www.luisllamas.es/tarjeta-micro-sd-arduino/>

López, L. R., Ortega, Y. P. R., & Sanabria, Y. P. C. (2014). Prototipo de electrocardiógrafo bipolar para uso académico. *Ciencia y poder aéreo*,

Vol. 9(1), Pág. 115-123. Recuperado a partir de <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=5682916>

Quintero, J., & Sierra, J. (2013). Diseño y Construcción de un Prototipo de Electrocardiografía Dinámica “Holter” Universal de Tres Canales con Interfaz Electrónica para Cualquier Plataforma de Instrumentación Virtual. *Publicaciones e Investigación*, 7, 99. <https://doi.org/10.22490/25394088.1097>

Romero, J. L. (2015). *Ingeniería Técnica de Telecomunicación* (Trabajo de Titulación). Catalunya, Barcelona. Recuperado a partir de <http://openaccess.uoc.edu/webapps/o2/bitstream/10609/40186/6/jlorencor oTFC0115memoria.pdf>

Sánchez, C. (2014). Procesamiento de señales biomédicas mediante instrumento virtual desarrollado con Matlab. *Revista Electrónica de la Facultad de Ingeniería*, Vol. 2(1), Pág. 9. Recuperado a partir de <https://refi.upn.edu.pe/index.php/refi/article/view/19>

Sgarlatta, A. (2016). *Sensor inalámbrico de ECG conectado vía bluetooth a aplicación de análisis automático en el teléfono móvil* (Trabajo de Titulación). Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba, Argentina. Recuperado a partir de <https://rdu.unc.edu.ar/handle/11086/4802>

Srinagesh, M., Sarala, P., & Durga, K. (2013). ECG Wireless Telemetry. *International Journal of Engineering and Innovative Technology (IJEIT)*, Vol. 2. Recuperado a partir de http://www.ijeit.com/vol%202/Issue%208/IJEIT1412201302_16.pdf

Tello, J. P., Manjarres, O., Quijano, M., Blanco, A., Varona, F., & Manrique, M. (2013). Remote Monitoring System of ECG and Human Body Temperature Signals. *IEEE Latin America Transactions*, Vol. 11(1), Pág. 314-318. <https://doi.org/10.1109/TLA.2013.6502822>

- Torres, G. (2017). *Caracterización de métodos y parámetros de detección de ondas en señales ECG*. (Trabajo de Titulación). Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, Guayaquil. Recuperado a partir de <http://repositorio.ucsg.edu.ec/handle/3317/8347>
- Urbano, J. (2017, julio 27). *Diseño de algoritmo para cuantificación de frecuencia cardíaca promedio en dispositivo ARM (máquinas avanzadas Tipo RISC)* (Trabajo de Titulación). Universidad Santo Tomas, Colombia. Recuperado a partir de <http://repository.usta.edu.co/handle/11634/4331>
- Valera, J. L., Rivera, J. O., Espina, J. H., & de la Rosa, J. M. (2015). Electrodo capacitivo de alta sensibilidad para la detección de biopotenciales eléctricos. *Scielo - Revista mexicana de ingeniería biomédica*, Vol. 36, Pág. 131-142. Recuperado a partir de <http://dx.doi.org/10.17488/RMIB.36.2.1pdf>
- Vargas, M., Castillo, G., Sandoval, J., & Brambila, A. (2015). Arduino una herramienta accesible para el aprendizaje de programación., Vol. 2, Pág. 810-815. Recuperado a partir de http://www.ecorfan.org/bolivia/researchjournals/Tecnologia_e_innovacion/vol2num4/Revista-de-Tecnologia-e-Innovacion--Volumen-4-164-169.pdf
- Vásquez, J. (2017). Arduino. SCRIBD. Recuperado a partir de <https://es.scribd.com/document/331050015/Arduino>

Glosario de Términos

ECG	Electrocardiograma
BD	Base de datos
UNAD	Universidad Nacional Abierta y a Distancia
SA	Nodo sinusal o nódulo sinoauricular
AV	Nodo auriculoventricular o nódulo de aschoff-tawara
IJEIT	Internacional de ingeniería y tecnología innovadora
VR	Brazo derecho
VL	Brazo izquierdo
VF	Pierna izquierda
Fc	Frecuencia cardiaca
FCrep	Frecuencia cardiaca de reposo
FCM	Frecuencia cardiaca máxima
EMG	Señal de electromiografía
IA	Amplificador de instrumentación
A	Buffer
GM	amplificadores de transconductancia
HPA	Amplificador de bloque
OP-AMP	Amplificador operacional
C	Condensador
R	Resistencia
SaaS	Software como servicio
PaaS	Plataforma como servicio
IaaS	Infraestructura como servicio
DSP	Procesamiento de señal digital
ADC	Convertor analógico digital



Presidencia
de la República
del Ecuador



Plan Nacional
de Ciencia, Tecnología,
Innovación y Saberes



SENESCYT
Secretaría Nacional de Educación Superior,
Ciencia, Tecnología e Innovación

DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, Pablo Cesar Paucar Guamán, con C.C: # 0603465766 autor/a del trabajo de titulación: Desarrollo de una interfaz de visualización en matlab para señales ECG utilizando el sistema arduino almacenadas en un sitio web, previo a la obtención del título de Magister en Telecomunicaciones en la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil.

1. Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las instituciones de educación superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de titulación para que sea integrado al Sistema Nacional de Información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.
2. Autorizo a la SENESCYT a tener una copia del referido trabajo de titulación, con el propósito de generar un repositorio que democratice la información, respetando las políticas de propiedad intelectual vigentes.

Guayaquil, a los 22 días del mes junio del año 2018

f. _____

Nombre: Pablo Cesar Paucar Guamán
C.C: 0603465766

REPOSITORIO NACIONAL EN CIENCIAS Y TECNOLOGÍA

FICHA DE REGISTRO DE TESIS/TRABAJO DE TITULACIÓN

TÍTULO Y SUBTÍTULO:	Desarrollo de una interfaz de visualización en matlab para señales ECG utilizando el sistema arduino almacenadas en un sitio web		
AUTOR(ES):	Ing. Pablo Cesar Paucar Guamán		
REVISOR(ES)/TUTOR(ES):	MSc. Miguel Heras Sánchez / MSc. Celso Bohórquez Escobar/ MSc. Luis Silvio Córdova Rivadeneira		
INSTITUCIÓN:	Universidad Católica de Santiago de Guayaquil		
FACULTAD:	Sistema de Posgrado		
CARRERA:	Maestría en Telecomunicaciones		
TITULO OBTENIDO:	Magister en Telecomunicaciones		
FECHA DE PUBLICACIÓN:	Guayaquil, 22 de junio de 2018	No. DE PÁGINAS:	77
ÁREAS TEMÁTICAS:	Procesamiento de señales digitales, Plataforma arduino, señales cardiacas, Multimedia, Nube y Matlab		
PALABRAS CLAVES / KEYWORDS:	ECG, Derivaciones, Arduino Uno, AD8232, Micro SD, Frecuencia Cardiaca.		
RESUMEN:	<p>El presente trabajo de titulación consiste en desarrollar una interfaz que permita adquirir las señales ECG a través de la plataforma Arduino en un micro SD y posteriormente almacenarla en un sitio web conocido como la nube para su visualización a través de la herramienta Matlab. Es importante mencionar que la clave fundamental para cumplir el objetivo planteado es conocer cómo se origina los pulsos cardiacos en el corazón, una información vital para el avance de esta investigación, la información recolectada proviene de una intensa búsqueda de varias fuentes (tesis, revistas, libros). En el capítulo 1 se muestra los antecedentes del proyecto, definición del problema, justificación del problema, objetivo general, objetivos específicos, hipótesis y la metodología de investigación. En el capítulo 2 se describe sobre el sistema de conducción cardiaca, electrocardiograma ECG, derivaciones, ondas, intervalos, frecuencia cardiaca, Arduino, módulos de arduino (SD, AD8232) y procesamiento digital de señales. En el capítulo 3 se desarrolló el sistema de adquisición en arduino, sistema de almacenamiento en la nube, sistema para la visualización. En el capítulo 4 se realiza las pruebas con varios pacientes y finalmente en el capítulo 5 se muestra las conclusiones y recomendaciones de documento.</p>		
ADJUNTO PDF:	<input checked="" type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO	
CONTACTO CON AUTOR/ES:	Teléfono: 0984047439	E-mail: pablo_paucar@hotmail.com	
CONTACTO CON LA INSTITUCIÓN (COORDINADOR DEL PROCESO UTF):	Nombre: Manuel de Jesús Romero Paz Teléfono: +593-4-2202935 / 0994606932 E-mail: manuel.romero@cu.ucsg.edu.ec mromeropaz@yahoo.com		
SECCIÓN PARA USO DE BIBLIOTECA			
N°. DE REGISTRO (en base a datos):			
N°. DE CLASIFICACIÓN:			
DIRECCIÓN URL (tesis en la web)			

