

CUBIERTA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROCARDIÓGRAFO PORTÁTIL IOT
PARA EL MONITOREO Y DETECCIÓN DE ANOMALÍAS CARDIACAS EN
TIEMPO REAL**

REYK SAYK ALEMAN ACUÑA

MIGUEL ANGEL BURGOS MARTINEZ

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
MONTERÍA
2022**

PORTADA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROCARDIÓGRAFO PORTÁTIL IOT
PARA EL MONITOREO Y DETECCIÓN DE ANOMALÍAS CARDIACAS EN
TIEMPO REAL**

REYK SAYK ALEMAN ACUÑA

MIGUEL ANGEL BURGOS MARTINEZ

**TRABAJO DE GRADO PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO
ELECTRÓNICO**

DIRECTOR:

MSc. ROBERTO JOSE PÁEZ SALGADO

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
MONTERÍA
2022**

CONTENIDO

RESUMEN.....	6
<i>ABSTRACT</i>	7
INTRODUCCIÓN.....	8
CAPITULO 1 MARCO TEÓRICO.....	10
1 <i>ANATOMÍA DEL CORAZÓN</i>	10
1.1 Ubicación.....	10
1.2 Morfología y fisiología.....	11
2 <i>ELECTROCARDIOGRAMA</i>	16
2.1 Componentes del ECG.....	16
2.2 Derivaciones del ECG.....	19
2.3 Perturbaciones en la ECG.....	22
3 <i>ELECTRONICA</i>	23
3.1 Amplificador operacional.....	23
3.2 Electrodos.....	24
3.3 Filtros.....	26
3.4 Módulo ECG AD8232.....	27
3.5 Raspberry Pi 4.....	29
3.6 Arduino Mega 2560.....	31
CAPITULO 2 ESTADO DEL ARTE.....	32
CAPITULO 3 METODOLOGIA.....	35
RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	49
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	59
BIBLIOGRAFIA.....	61
ANEXOS.....	67

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 UBICACIÓN DEL CORAZÓN EN EL CUERPO HUMANO. (ERASMUS, 2018)	10
FIGURA 2 VISTA FRONTAL DE UN CORAZÓN HUMANO.(RHCASTILHOS, 2010).....	11
FIGURA 3 PARED DEL CORAZÓN CON SUS CAPAS. (PARADIGMIA, 2020)	12
FIGURA 4 CICLO CARDIACO. (B. BIOLOGÍA, 2015)	12
FIGURA 5 POTENCIAL DE ACCIÓN EN CÉLULAS MIOCÁRDICAS VENTRICULARES, CON CORRIENTES IÓNICAS PARTICIPANTES DE MAYOR CONSIDERACIÓN. (CARDONA, SAIZ, DE LOMA, PUERTO, & SUÁREZ, 2008).....	14
FIGURA 6 POTENCIAL DE ACCIÓN EN EL MIOCARDIO A LO LARGO DE LA TRANSMISIÓN. (CARDONA ET AL., 2008)	14
FIGURA 7 SISTEMA ELÉCTRICO DEL CORAZÓN. (STANDFORD CHILDREN´S HEALTH, 2018).....	15
FIGURA 8 ELECTROCARDIOGRAMA EN ADOLESCENTE DE 15 AÑOS. (CAMPUSCARDIO, 2020).....	16
FIGURA 9 ONDA PQRST. (ENKISBOY, 2012)	16
FIGURA 10 INTERVALO R-R. (MY EKG, 2020)	18
FIGURA 11 INTERVALO PR. (MY EKG, 2020).....	18
FIGURA 12 INTERVALO QT. (MY EKG, 2020).....	19
FIGURA 13 SEGMENTO ST. (MY EKG, 2020).....	19
FIGURA 14 DERIVACIONES DE EXTREMIDADES Y TRIÁNGULO DE EINTHOVEN. (ALBERT CABRERA, HECHAVARRÍA TOLEDO, & CUADOT ALVAREZ, 2021)	20
FIGURA 15 DERIVACIONES MONOPOLARES AUMENTADAS. (A., 2018).....	21
FIGURA 16 DERIVACIONES PRECORDIALES Y SUS RESPECTIVOS ELECTRODOS. (PERRY & POTTER, 2019).....	22
FIGURA 17 PERTURBACIONES EN LA ECG.(ROMERO, 2015)	23
FIGURA 18 AMPLIFICADOR OPERACIONAL BÁSICO. (BOYLESTAD & NASHESKY, 2009)	24
FIGURA 19 CIRCUITO SEMEJANTE DE UN ELECTRODO DE BIOPOTENCIAL. (PORTAL, 2015).....	24
FIGURA 20 CIRCUITO EQUIVALENTE DE UN PAR DE ELECTRODOS CONECTADOS AL TEJIDO. (PORTAL, 2015)	25
FIGURA 21 CIRCUITO TOTAL EQUIVALENTE DE UN ELECTRODO DE SUPERFICIE DE CUERPO. (PORTAL, 2015).....	25
FIGURA 22 ELECTRODOS SUPERFICIALES FLOTANTES DE METAL.(PORTAL, 2015).....	26
FIGURA 23 ECUACIÓN E ILUSTRACIÓN DEL FILTRADO EMA.(LUKIANOVA, 2021).....	27
FIGURA 24 MÓDULO AD8232 ECG. (CDMX ELECTRÓNICA, 2021)	27
FIGURA 25 UBICACIÓN DE LOS ELECTRODOS EN EL CUERPO. (DYNAMO ELECTRONICS, 2021).....	28
FIGURA 26 UBICACIÓN DE ELECTRODOS EN EL PACIENTE. (AUTOR)	29
FIGURA 27 RASPBERRY PI 4 MODELO B. (AVISAR-TECNOLOGIA, 2020).....	29
FIGURA 28 COMUNICACIÓN SERIAL ARDUINO - RASPBERRY. (OCHA, 2020)	30
FIGURA 29 ARDUINO MEGA 2560.(ARDUINO, 2021).....	31
FIGURA 30 DEFINICIÓN DE VARIABLES. (AUTOR)	36
FIGURA 31 COMUNICACIÓN SERIAL Y DEFINICIÓN DE ENTRADAS. (AUTOR)	36
FIGURA 32 COMPROBACIÓN DE SEÑAL DE ENTRADA, FILTRADO Y VISUALIZACIÓN. (AUTOR)	36
FIGURA 33 ENTORNO DE PHPMYADMIN. (AUTOR)	37
FIGURA 34 COMUNICACIÓN SERIAL ENTRE EL ARDUINO Y PYTHON. (AUTOR)	38
FIGURA 35 ADQUISICIÓN Y ALMACENAMIENTO DE DATOS DEL PUERTO SERIAL. (AUTOR).....	39
FIGURA 36 CERRAR COMUNICACIÓN ENTRE EL PUERTO SERIAL Y PYTHON. (AUTOR).....	39

FIGURA 37 VISUALIZACIÓN DEL ECG EN TIEMPO REAL. (AUTOR).....	39
FIGURA 38 SIMULACIÓN DE UNA SEÑAL ECG TOMADA DE UN ARCHIVO TXT. (AUTOR).....	40
FIGURA 39 SIMULACIÓN DE LA SEÑAL ECG. (AUTOR).....	40
FIGURA 40 CONEXIÓN A MYSQL. (AUTOR)	41
FIGURA 41 CREACIÓN Y CONFIGURACIÓN DE LA BASE DE DATOS. (AUTOR)	41
FIGURA 42 TABLA PACIENTE. (AUTOR)	41
FIGURA 43 CÓDIGO DE LA BASE DE DATOS. (AUTOR)	42
FIGURA 44 CONFIGURACIÓN CONEXIÓN DEL PUERTO A CONECTAR. (AUTOR)	43
FIGURA 45 VISUALIZACIÓN DE CAMBIO DE URL. (AUTOR).....	43
FIGURA 46 VISUALIZACIÓN CAMBIO DE LOCALHOST A URL DINÁMICA. (AUTOR).....	44
FIGURA 47 VISUALIZACIÓN DE URL DINÁMICA ASIGNADA. (AUTOR).....	44
FIGURA 48 VISUALIZACIÓN DE LA PÁGINA WEB. (AUTOR)	45
FIGURA 49 VISUALIZACIÓN DEL ECG EN LA PÁGINA WEB. (AUTOR).....	46
FIGURA 50 DISEÑO ESQUEMÁTICO DEL CIRCUITO. (AUTOR)	46
FIGURA 51 DISEÑO EN BOARD DEL CIRCUITO. (AUTOR)	47
FIGURA 52 PROTOTIPO DEL PCB. (AUTOR).....	47
FIGURA 53 DISEÑO EN 3D DEL PROTOTIPO. (AUTOR).....	47
FIGURA 54 PROTOTIPO FINAL. (AUTOR)	49
FIGURA 55 DIAGRAMA DE FLUJO PARA ETAPA DE ARDUINO. (AUTOR)	50
FIGURA 56 SEÑAL OBTENIDA DEL AD8232 SIN TRATAMIENTO. (AUTOR).....	50
FIGURA 57 SEÑAL FILTRADA CON FILTRO EMA. (AUTOR).....	51
FIGURA 58 SEÑAL SIN FILTRAR Y FILTRADA. (AUTOR)	51
FIGURA 59 SEÑAL ESCALADA Y FILTRADA. (AUTOR)	52
FIGURA 60 DIAGRAMA DE FLUJO PARA ETAPA EN RASPBERRY. (AUTOR).....	52
FIGURA 61 VISUALIZACIÓN DE SEÑALES DE PACIENTES SALIENTES DE LA RASPBERRY. (AUTOR).....	53
FIGURA 62 VISUALIZACIÓN BASE DE DATOS EN PHPMYADMIN. (AUTOR)	54
FIGURA 63 DIAGRAMA DE FLUJO PARA LA PÁGINA WEB. (AUTOR)	54
FIGURA 64 VISUALIZACIÓN DE LA PÁGINA WEB. (AUTOR).....	55
FIGURA 65 ACCESO REMOTO DESDE UN ORDENADOR. (AUTOR)	56
FIGURA 66 ACCESO REMOTO DESDE UN SMARTPHONE. (AUTOR).....	56
FIGURA 67 TRANSFORMADA DE FOURIER DE UNA SEÑAL ECG. (AUTOR).....	57
FIGURA 68 TRANSFORMADA DE FOURIER DE LA SEÑAL ECG FRECUENCIA POSITIVA. (AUTOR).....	57
FIGURA 69 FRECUENCIA FUNDAMENTAL DE LA SEÑAL ECG. (AUTOR).....	58

RESUMEN

En este trabajo de grado, se emplearon diferentes conceptos biomédicos y electrónicos, como fundamento para el desarrollo de un electrocardiógrafo portátil de bajo costo, cuyo principio básico es facilitar el análisis de las señales eléctricas generadas, provenientes del corazón. Esta propuesta surgió de la necesidad, de optimizar el proceso de adquisición y tratamiento de estas señales eléctricas y a su vez reducir los gastos de producción mediante, la implementación de novedosas herramientas.

Lo anterior se ejecutó en varias etapas, tales como: diseño del prototipo, programación del software, necesario para la adquisición y visualización de datos, escogencia de los pacientes y por último, la transmisión y el almacenamiento de datos, recolectados por el electrocardiógrafo portátil, mediante una interfaz gráfica de los pulsos eléctricos del corazón. Todo esto, a través de la elaboración de un hardware, que está conformado por un módulo sensor de pulsos ECG AD8232 y un Arduino Mega 2560, los cuales son los encargados de la recolección de los datos provenientes del corazón, una pantalla PiTFT de 3,5" para la visualización de los datos y una Raspberry Pi 4 para transmisión y almacenamiento de estos. En esta última, además, se programó una interfaz de software, capaz de presentar visualmente, las señales eléctricas del corazón en una pantalla PiTFT y paralelamente, se almacenará toda la información correspondiente al paciente en un base datos, de la que se pueda tener acceso a través cualquier dispositivo inteligente.

Finalmente, este proyecto de investigación tiene como objetivo fundamental proporcionar una herramienta versátil, eficiente y económica comparada con un electrocardiógrafo tradicional.

Palabras claves: Raspberry Pi 4, electrocardiograma, electrocardiógrafo, Arduino mega, AD8232.

ABSTRACT

In this degree work, different biomedical and electronic concepts were used as the basis for the development of a low-cost portable electrocardiograph, whose basic principle is to facilitate the analysis of electrical signals generated from the heart. This proposal arose from the need to optimize the process of acquisition and treatment of these electrical signals and in turn reduce production costs through the implementation of innovative tools.

This was done in several stages, such as: design of the prototype, programming of the software necessary for the acquisition and visualization of data, selection of patients and finally, the transmission and storage of data collected by the portable electrocardiograph through a graphic interface of the heart's electrical pulses. All this, through the development of a hardware, which consists of an ECG pulse sensor module AD8232 and an Arduino Mega 2560, which are responsible for collecting data from the heart, a 3.5" PiTFT screen to display the data and a Raspberry Pi 4 for transmission and storage of these. In the latter, in addition, a software interface was programmed, capable of visually presenting the electrical signals of the heart on a PiTFT screen and in parallel, all the information corresponding to the patient will be stored in a database, which can be accessed through any smart device.

Finally, the main objective of this research project is to provide a versatile, efficient and economical tool compared to a traditional electrocardiograph.

Keywords: Raspberry Pi 4, electrocardiogram, electrocardiograph, Arduino mega, AD8232.

INTRODUCCIÓN

El corazón, considerado como el mecanismo principal del aparato circulatorio, con la función de propulsar la sangre a todas las zonas del organismo, con ella limpiando, oxigenando y nutriendo las células. Al mismo tiempo, sus tejidos a partir de una reacción químico-eléctrica en sus células, produce energía eléctrica, la cual se distribuye por todas sus vías de conducción, generando en él la capacidad de latir rítmicamente. En lo concerniente a esta reacción, se origina más específicamente en el nodo sinoauricular (nodo SA), el cual provoca impulsos eléctricos de baja frecuencia. Ahora bien, estos impulsos dependen de muchos factores, por esto es fundamental periódicamente hacer un seguimiento de la actividad eléctrica del corazón.

Con referencia a la medición de las señales procedentes del corazón, se utiliza el electrocardiógrafo, en el que se inspeccionan las actividades eléctricas del corazón y algunos movimientos musculares. Por medio de este dispositivo se realizan la prueba del electrocardiograma (ECG o EKG), siendo una prueba común e indolora, con el objetivo de la detección temprana y rápida de problemas cardiacos y estado del corazón. Actualmente, este dispositivo lo podemos encontrar de diferentes diseños, como lo son: mono canal, multicanal, entre otros y en lugares como consultorios médicos, ambulancias, hasta relojes inteligentes.

Por otra parte, las enfermedades de origen cardiovascular (ECV) son un grupo de enfermedades con gran impacto en el sistema, según el Observatorio Nacional de Salud (2013) entre 1998-2011 se registraron 628.630 muertes relacionadas con el sistema cardiovascular, representando así el 23,5% del total de las muertes en Colombia, costándole al gobierno un estimado de 6.4 billones de pesos anuales. (World Heart Federation, 2016)

Lo anterior, ha sido un tema de gran interés dentro de la política colombiana, dando como resultado una reestructuración al sistema con la Ley 1438 del 2011 y el Decreto 2561 del 2014, los cuales surgen como una alternativa de reestructuración del sistema de salud y la asignación de recursos para hacer prevención y promoción de tratamiento de las enfermedades en especial, en zonas catalogadas de difícil acceso. Sin embargo, en la práctica aún se mantienen índices de falta de cobertura y de enfermedades relacionadas con ECV alarmantes (Ministerio de Salud y Protección, 2018), lo cual resalta la necesidad de que existan investigaciones referentes a su prevención y creación de dispositivos EKG portátil IoT de bajo costo,

eficiente y que permitan hacer el seguimiento de manera ágil, rápida y económica a este tipo de enfermedades.

Es por esto, que nació la idea de la creación de este dispositivo donde la Universidad Pontificia Bolivariana podrá estar a la vanguardia de la innovación de nuevas tecnologías en el área de ingeniería biomédica, prueba de esto es el presente trabajo de grado. Centrado en la adquisición y estudio de las señales cardiacas, de una manera cómoda, no dolorosa y con la opción de trasladarlo a cualquier lugar.

CAPITULO 1 MARCO TEÓRICO

1 ANATOMÍA DEL CORAZÓN

El corazón es considerado con uno de los más importantes órganos presentes en la anatomía humano, ubicado en la parte central de la cavidad torácica. Se considera es más grande que un puño sin tener la misma forma, con un peso aproximado cercano a los valores de 0.25 y 0.3 kilogramos para el sexo femenino y 0.3 – 0.35 kilogramos para el sexo masculino, esto equivaliendo cerca a menos del 0,5% de la masa corporal. Este trabaja como una bomba doble de presión y succión, donde sus partes trabajan en armonía para la impulsión de la sangre a lo largo de todo el organismo. (Gartner, 2011)

1.1 Ubicación

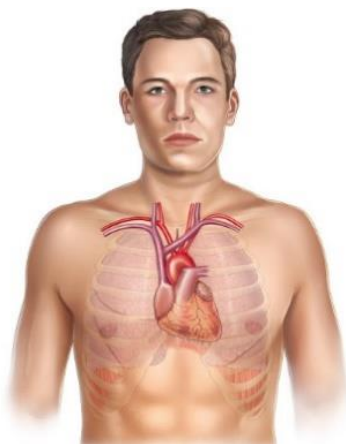


FIGURA 1 UBICACIÓN DEL CORAZÓN EN EL CUERPO HUMANO. (Erasmus, 2018)

Este órgano muscular hueco, de paredes gruesas y contráctiles, está dividido en dos, el corazón derecho e izquierdo, el lado derecho encargado de recibir sangre poco oxigenada (venosa) y bombearla por medio del tronco y las arterias pulmonares con dirección los pulmones para el proceso de oxigenación. De igual manera, el flanco izquierdo obtiene la sangre arterial, estando está bien oxigenada, la cual procede de los pulmones, mediante las venas pulmonares y posteriormente bombear hacia la aorta para la respectiva distribución por el organismo. (Moore, Dalley, & Agur, 2013)

1.2 Morfología y fisiología

Ahora bien, el corazón está dividido en cuatro cavidades llamadas ventrículos derecho e izquierdo y aurículas (atrios) derecha e izquierda. Las aurículas son las cavidades encargadas de la recepción de la sangre bombeada hacia los ventrículos, siendo estos las cavidades de la eyección.

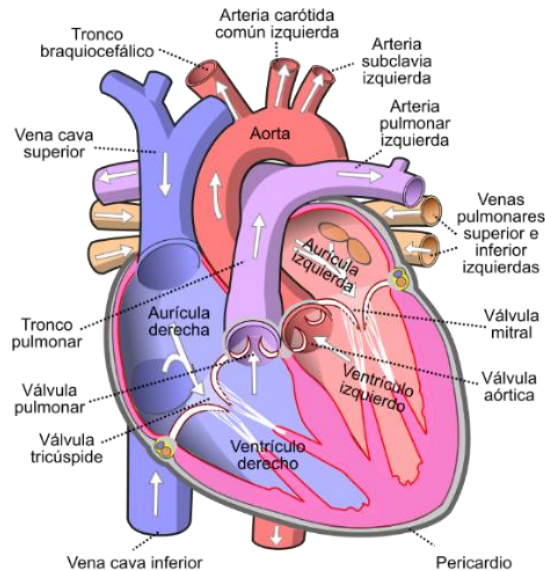


FIGURA 2 VISTA FRONTAL DE UN CORAZÓN HUMANO.(Rhcasilhos, 2010)

La válvula tricúspide o también denominada válvula auriculoventricular derecha, se encuentra ubicada en el espacio entre el ventrículo y la aurícula derechos, junto con la válvula pulmonar que se encuentra entre la arteria pulmonar y el ventrículo derecho, cumplen la función de dirigir la sangre que entra del organismo hacia el pulmón, logrando la oxigenación. (Lázaro-Martínez & Rodrigo López, 2009)

Ahora bien, las válvulas mitrales localizadas en el espacio entre la cavidad superior izquierda (aurícula izquierda) y el ventrículo izquierdo (cavidad cardíaca inferior izquierda) y la válvula aórtica, localizada en el espacio del ventrículo izquierdo y la arteria aorta, se encargan de establecer la dirección de la sangre hacia el organismo, administrándole oxígeno y nutrientes. (Lázaro-Martínez & Rodrigo López, 2009)

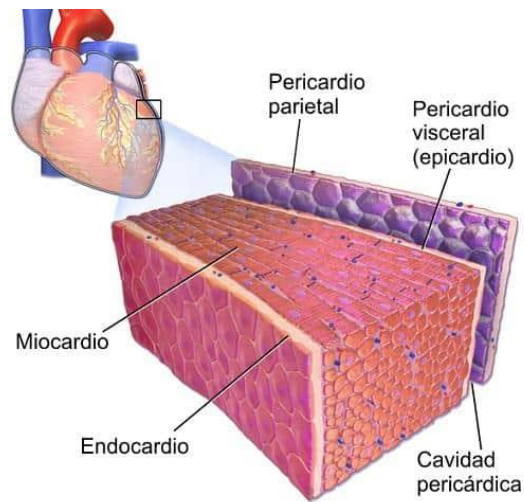


FIGURA 3 PARED DEL CORAZÓN CON SUS CAPAS. (Paradigmia, 2020)

1.2.1 Ciclo cardiaco

Durante la secuencia del corazón se evidencian dos fases importantes, como lo son la sístole y diástole, donde la sístole es la fase donde el corazón realiza las acciones de contracción y bombeo de la sangre a las diferentes zonas del cuerpo y la diástole es donde se encuentra en reposo o en estado inactivo, realizando el llenado de sangre en las aurículas.

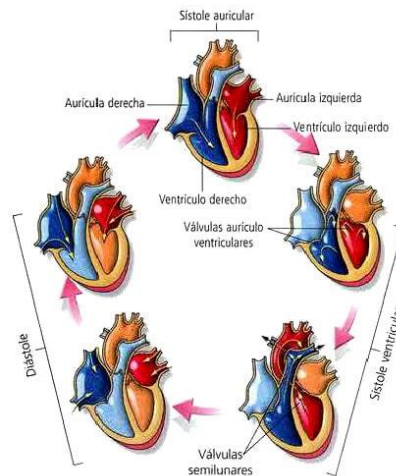


FIGURA 4 CICLO CARDIACO. (B. Biología, 2015)

Este ciclo cardiaco, en el cual se presentan contracción y relajación de corazón, se logra a partir de que el tejido cardiaco está formado por células cardiacas, llamadas miocitos, los cuales entran en activación a partir de la despolarización-repolarización de la célula. Esto ocurre a partir de la reacción químico eléctrico las células.

1.2.2 Potencial de acción cardiaco

El corazón tiene la autonomía de palpar sin indicaciones provenientes del cerebro, pero en algunas ocasiones más en particular cuando se ejercita o la liberación de hormonas como la epinefrina (adrenalina), el centro cardiovascular manda señales al corazón para hacer cambios en la cadencia de las pulsaciones y en la potencia de las contracciones.

Ahora bien, el corazón este compuesto de células musculares especializadas denominadas miocitos cardiacos, los cuales disparan potenciales de acción para contraer los tejidos. Dicho potencial de acción usa sodio y potasio, pero los conductos de potasio retardan dicha abertura, generando un potencial de acción prolongado. Este potencial está conformado por cinco estados, explicados a continuación:(Tortora & Derrickson, 2013)

Fase 0: Despolarización rápida: Este estímulo lo ejecuta la membrana celular, donde el estímulo despolarizante efectúa una magnitud para llevar el potencial de -90 mV a -60 mV. La cual tiene una forma de extenderse de forma acelerada y eficiente. (De los Nietos Miguel, 2007)

Fase 1 y 2: Repolarización rápida o fase de meseta: Esta es producida por la corriente temporal de alta velocidad, la cual transporta potasio, seguidamente este potencial se mantiene estable debido a la presencia de una corriente pausada de calcio, ocasionando una

proporción a partir de la eliminación de potasio y el ingreso de calcio. (De los Nietos Miguel, 2007)

Fase 3: Repolarización rápida: Está dada por la corriente de salida rápida de potasio, con componentes de activación de diferentes velocidades, donde al reducirse bajos niveles en el flujo de la recepción de calcio, logra que la célula llegue a una condición cercana al de descanso. (De los Nietos Miguel, 2007)

Fase 4: En esta fase la célula se encuentra en estado cercano al de reposo con un potencial de -90 mV, presentando en ella altas cantidades de sodio. Donde la bomba sodio-potasio transporta iones de sodio, permitiendo a la célula seguir en su estado potencial de reposo. (De los Nietos Miguel, 2007)

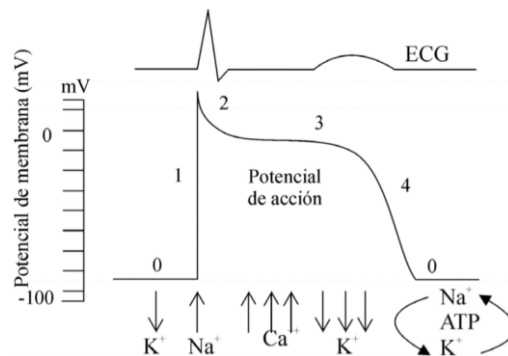


FIGURA 5 POTENCIAL DE ACCIÓN EN CÉLULAS MIOCÁRDICAS VENTRICULARES, CON CORRIENTES IÓNICAS PARTICIPANTES DE MAYOR CONSIDERACIÓN. (Cardona, Saiz, De Loma, Puerto, & Suárez, 2008)

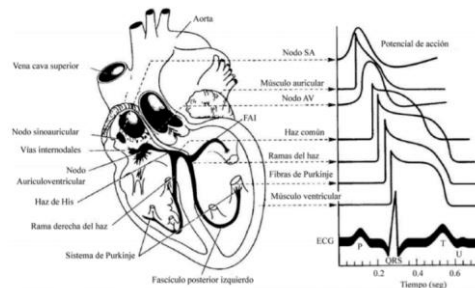


FIGURA 6 POTENCIAL DE ACCIÓN EN EL MIOCARDIO A LO LARGO DE LA TRANSMISIÓN. (Cardona et al., 2008)

1.2.3 Sistema de conducción cardiaco

El corazón presenta dos marcapasos naturales, uno de ellos y de mayor importancia localizado en la aurícula derecha, designado nodo sinoauricular (SA), igual otro localizado entre el ventrículo derecho y la aurícula, denominado nodo auriculoventricular (NA). Seguidamente, se encuentra el haz de His (fascículo auriculoventricular) con su rama derecha e izquierda como transmisor de la excitación del auricular hacia los ventrículos, como se puede apreciar en la figura 7 sistema eléctrico del corazón. (Standford Children´s Health, 2018). (Pérez Bonilla, Pérez Quintero, Reyes Monreal, & Reyes Lazalde, 2019)

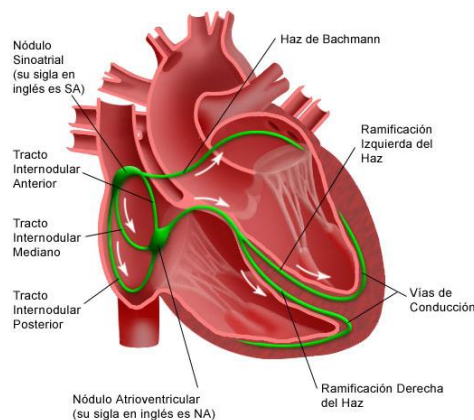


FIGURA 7 SISTEMA ELÉCTRICO DEL CORAZÓN. (Standford Children´s Health, 2018)

El latido cardiaco una persona se origina en el nodo sinusal, a una repetición que oscila entre los 50 y 150 latidos/minuto variando de la longevidad y su condición corporal en el instante de la medición. El nodo sinusal es el encargado de detectar las necesidades fisiológicas del cuerpo, donde durante la excitación del cuerpo puede aumentar el número de latidos por minutos. Las aurículas tanto derecha e izquierda son las primeras en ser excitadas, las cuales se estrechan para impulsar la sangre con destino los ventrículos. Posteriormente, los ventrículos se estrechan para impulsar la sangre con el objetivo de llegar a todas las ramificaciones del sistema circulatorio. (Villagrá, 2020)

2 ELECTROCARDIOGRAMA

Se le conoce como electrocardiograma, denominado ECG o EKG, al proceso comprendido por la medición de la actividad eléctrica del corazón cuando realiza cada pulsación cardiaca. Esta actividad se muestra en un formato el cual son cuadrículas milimétricas, las cuales permiten a un especialista en la interpretación de las señales obtenidas, es de aclarar que estas mediciones no suelen durar más de 30 segundos. (Azcona, 2009)

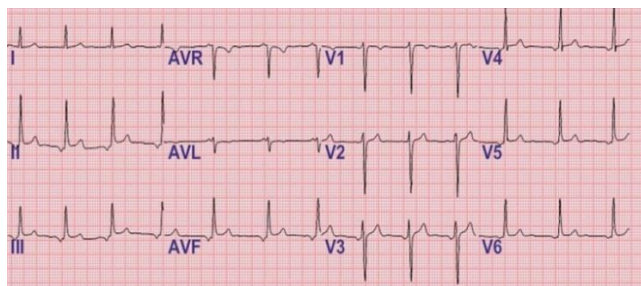


FIGURA 8 ELECTROCARDIOGRAMA EN ADOLESCENTE DE 15 AÑOS. (CampusCardio, 2020)

Ahora bien, por medio de este examen, se puede bosquejar la trayectoria de la actividad eléctrica procedente del nódulo SA mediante el corazón, permitiendo determinar, si el usuario presenta alguna irregularidad en los latidos cardiacos. Esto se puede mediante la ubicación de parches ECG sobre la piel, los cuales permiten la obtención de las señales generadas por los impulsos cardiacos. (Fundación española del corazón, 2019)

2.1 Componentes del ECG

2.1.1 Ondas



P = Vector 1: Despolarización de las aurículas
Q = Vector 2: Despolarización de tronco no bifurcado del Haz de His
R = Vector 3: Despolarización de las ramas descendentes.
S = Vector 4: Despolarización de los ventriculos
T = Vector 5: Repolarización de los ventriculos

FIGURA 9 ONDA PQRST. (Enkisboy, 2012)

2.1.1.1 **Onda P**

Se puede observar claramente debido a que es la primera deformación de la señal, con una morfología redondeada, representa la despolarización de las aurículas, con durabilidad culminante de 0.10 segundos y una tensión eléctrica inferior a 0.25 mV. Es el instante en que las aurículas se estrechan para realizar transporte de la sangre hacia las cámaras del corazón. (Azcona, 2009)

2.1.1.2 **Complejo QRS**

Evento en donde el músculo cardiaco despliega una despolarización eléctrica. Detallando las ondas, la onda Q tiene una amplitud cercana a una cuarta parte de la onda R, la cual puede alcanzar un voltaje de 1,6 mV. Es de aclarar que este complejo tiene un límite de duración de 100 milisegundos, donde su amplitud varia, dependiendo de la edad, género, estado físico e impedancia de los tejidos cardiacos y piel. (Garza, 2008)

2.1.1.3 **Onda T**

Se encuentra seguida al complejo QRS, es una deformación pausada generada por la repolarización ventricular, con una anchura no superior a 0.5 mV en derivaciones de las extremidades y 1 mv en derivaciones precordiales. Esta no tiene mucho valor y duración. (Garza, 2008)

2.1.1.4 **Onda U**

Es una onda resultante del potencial de la acción de las células M, es la continuación de la onda T, es de aclarar que no es la misma onda T bimodal, que en ocasiones tiende a confundir. Ahora bien, tiene un nivel de voltaje casi imperceptible. Tiene una polaridad igual a la de la onda T, con una amplitud de no mayor a un 15% que dicha onda. (Garza, 2008)

2.1.2 Intervalos

2.1.2.1 Intervalo R-R

Corresponde a la distancia entre dos ondas R sucesivas.



FIGURA 10 INTERVALO R-R. (My EKG, 2020)

2.1.2.2 Intervalo P-R

Comprende el espacio que va desde onda P y principio del complejo QRS. En este espacio se lleva a cabo la puesta en marcha del nodo sinusal, aurículas, nodo AV, His y red de Purkinje. Su duración suele ser en adultos de 120 a 200 milisegundos, en cambio, en ancianos podría tener un límite superior de 220 milisegundos. (Garza, 2008)

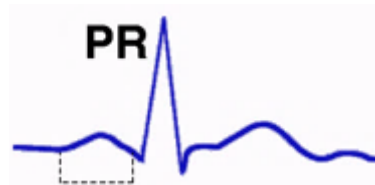


FIGURA 11 INTERVALO PR. (My EKG, 2020)

2.1.2.3 Intervalo Q-T

Comprende el espacio desde la iniciación del complejo QRS y finalización de la onda T, ilustra la despolarización y repolarización del corazón, también denominada sístole electromecánica. Este intervalo tiene una duración normal de 360 a 370 milisegundos, igualmente entran factores que lo hacen variar como lo son edad, género, entre otros. (Garza, 2008)

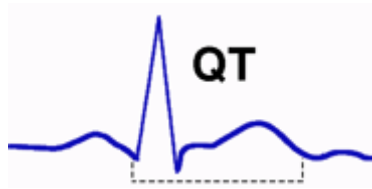


FIGURA 12 INTERVALO QT. (My EKG, 2020)

2.1.3 Segmentos

2.1.3.1 Segmento S-T

Comprende el espacio a partir de la finalización complejo QRS y la finalización de la onda T. En él se puede observar que tiene un vector en condiciones normales paralelo al vector de la onda T. (Garza, 2008)

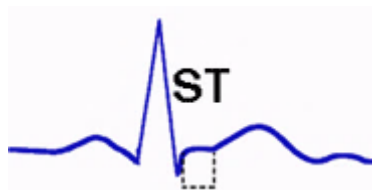


FIGURA 13 SEGMENTO ST. (My EKG, 2020)

2.2 Derivaciones del ECG

Toma el nombre de derivación cardiaca a modelo que siguen las desigualdades de potenciales eléctricos entre dos o más lugares. Ahora bien, cada una de las derivaciones puede registrar la transmisión eléctrica de la reacción químico-eléctrica que presentan los tejidos cardiacos. (My EKG, 2019)

2.2.1 Derivaciones del plano frontal o extremidades

Este tipo de derivaciones se obtienen mediante la colocación de tres electrodos, ubicados dos en las extremidades superiores y una en la extremidad inferior izquierda, logrando obtener el triángulo de Einthoven. Ahora bien, al ejecutar las mediciones los electrodos

detectan movimientos torácicos, como lo es la respiración, generando un desplazamiento en la línea basal.(Wesley & Facep, 2017)

D1: Es la diferencia de potencial, obtenida entre el punto de la extremidad superior derecha con potencial negativo (-) e izquierda con potencial positivo (+). Su vector está en dirección a 0° .

D2: Es la diferencia de potencial, obtenida entre el punto de la extremidad superior derecha con potencial negativo (-) y la extremidad inferior izquierda con potencial positivo (+). Su vector está en dirección a 60° .

D3: Es la diferencia de potencial, obtenida entre el punto de la extremidad superior izquierda con potencial negativo (-) y la extremidad inferior izquierda con potencial positivo (+). Su vector está en dirección a 120° .

Las derivaciones de Einthoven permiten obtener los potenciales cardiacos en solo un plano, lo que permite examinar las arritmias, la localización del marcapaso y la repetición de los ciclos miocárdicos. Esta ley es utilizada para interpretar los valores del electrocardiograma, lo que proporciona información para precisar si los electrodos de los miembros se encuentran bien posicionados, permitiendo saber que el ECG está bien realizado. (Zavala-Villeda, 2018)

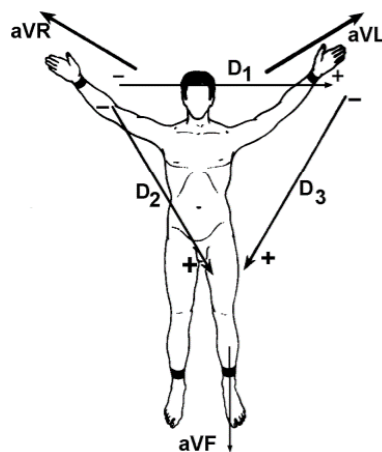


FIGURA 14 DERIVACIONES DE EXTREMIIDADES Y TRIÁNGULO DE EINTHOVEN. (albert cabrera, hechavarría toledo, & cuadot alvarez, 2021)

Ahora bien, las derivaciones monopolares o también denominada unipolares de las extremidades, son las encargadas de registrar la diferencia de potencial en dos puntos dentro del triángulo, logrando registrar el potencial total en una localización del sistema tegumentario. (Zavala-Villeda, 2018)

En estas derivaciones se les nombra como aVR, aVL y aVF, siendo a: amplificadas, V: vector y R, L, F: derecha, izquierda y pie (en inglés). (My EKG, 2019)

aVR: potencial absoluto del brazo derecho. Su vector está en dirección a -150° .

aVL: potencial absoluto del brazo izquierdo. Su vector está en dirección a -30° .

aVF: potencial absoluto de la pierna izquierda. Su vector está en dirección a 90° .

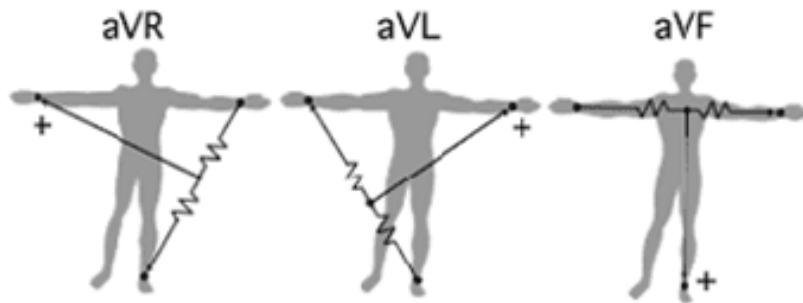


FIGURA 15 DERIVACIONES MONOPOLARES AUMENTADAS. (A., 2018)

2.2.2 Derivaciones del plano horizontal

Las derivadas unipolares o monopolares precordiales se pueden lograr obtener mediante la realización de la unión de las derivadas de los miembros a resistencias de $5\text{ K}\Omega$ a una central terminal. Estas derivadas son 6, las cuales se denominan con V con un número indicativo del 1 al 6 y son las siguientes: (Zavala-Villeda, 2018)

V1: Situada en la zona intercostal izquierdo número 4, en la zona aórtica (borde esternal derecho).

V2: Situada en la zona intercostal izquierdo número 4, en la zona del foco pulmonar (borde esternal izquierdo).

V3: Denominada como derivación precordial, ubicada en el punto medio entre V2 y V4.

V4: Situada en la zona intercostal izquierdo número 5, a la altura de la línea medioclavicular.

V5: Situada en la zona intercostal izquierdo número 5, más al extremo que la V4, a la altura de la línea axilar anterior.

V6: Situada en la zona intercostal izquierdo número 5, a la altura de la V4, en la línea axilar media.

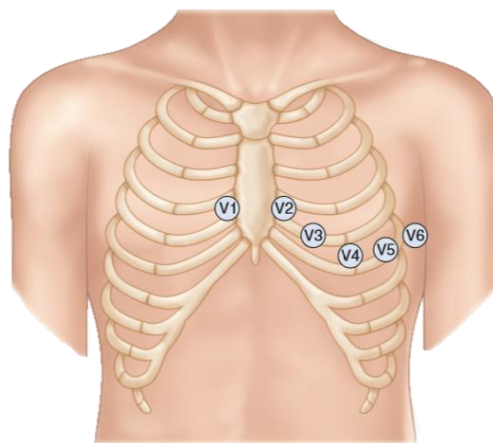


FIGURA 16 DERIVACIONES PRECORDIALES Y SUS RESPECTIVOS ELECTRODOS. (Perry & Potter, 2019)

2.3 Perturbaciones en la ECG

Las señales eléctricas provenientes del corazón tienden a sufrir distorsiones por parte de diferentes fuentes, tanto de carácter biológico o artificial, desviación de la línea base, ruidos mioeléctricos, y los dispositivos. Mediante la medición se pueden detectar arritmias o deficiencias morfológicas, es por esto la importancia de una señal limpia. (Castañeda Cárdenas, 2012)

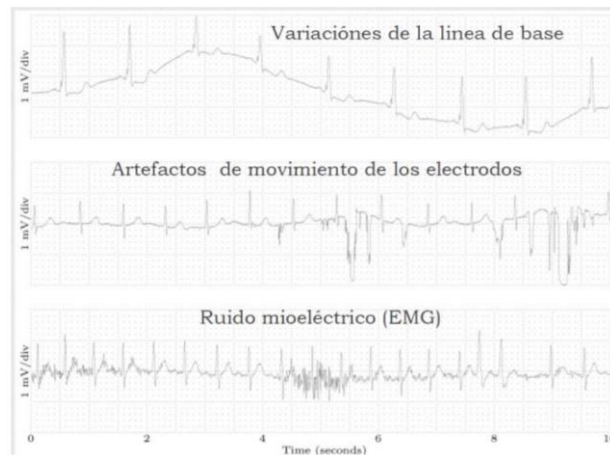


FIGURA 17 PERTURBACIONES EN LA ECG.(romero, 2015)

Dentro de los ruidos que afectan a esta señal son los por contracción muscular, estos son producidos por la despolarización y repolarización de las membranas ubicadas en las fibras musculares. Estos tienden a encontrarse dentro del rango de $100 - 300 \mu\text{V}$, con amplitud entre el intervalo de 0 hasta 5 mV en algunos casos específicos. Igualmente, debido a la cercanía del instrumento de medición a una fuente de alimentación, iluminación o cualquier elemento con corriente alterna, puede generar perturbación de tal manera que no es posible la lectura del ECG. Por otro lado, la respiración también juega un papel fundamental debido a que produce un desplazamiento de la línea base, generando una contaminación de 0.15 a 0.3 Hz.(Castañeda Cárdenas, 2012)

3 ELECTRONICA

3.1 Amplificador operacional

Amplificador operacional o también denominado “op amp” (en inglés), es un dispositivo electrónico, compuesto por un amplificador diferencial (AD) que es un circuito que amplía la diferencia de dos voltajes, que en este caso es de muy alta ganancia, con la particularidad de tener una elevada impedancia de ingreso y disminución en la impedancia de salida. Se le atribuye su invención a George Philbrick, el cual diseñó e introdujo al mercado en 1948. Además, actualmente se ha utilizado por su alta capacidad de rechazar perturbaciones. (Coughlin & Driscoll, 1999)

El amplificador operacional se constituye de dos entradas, las cuales son inversora y no inversora, con una salida, como se puede apreciar en la figura 18 amplificador operacional básico. (Boylestad & Nashelsky, 2009).

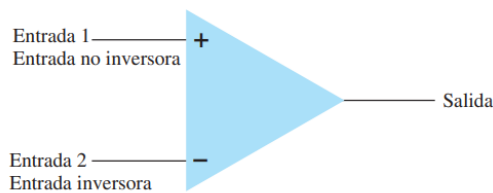


FIGURA 18 AMPLIFICADOR OPERACIONAL BÁSICO. (Boylestad & Nashelsky, 2009)

Paralelamente, al mirarlo desde un funcionamiento ideal, este dispositivo se considera que la resistencia que se encuentra entre sus terminales de entrada es ilimitada. En otras palabras, que partiendo de cualquier señal de tensión aplicada a la entrada será detectada y amplificada por el dispositivo, sin importar el tamaño que tenga. Además, se considera que su resistencia de salida es nula, con lo que la señal de salida es entregada por completa a la siguiente etapa. (Boylestad & Nashelsky, 2009)

3.2 Electrodo

Se considera como electrodos a los conductores que se emplean para conservar el contacto entre sistema de medición con el electrolito, semiconductores, gases y otros elementos que no son metálicos. Igualmente, se considera como electrodo a cualquier elemento ubicado sobre la piel que genere conexión entre el cuerpo humano y un equipo de medición de señales eléctricas capaz de registrar los potenciales y corrientes del cuerpo humano. (Varela Benítez, Rivera Delgado, Espina Hernández, & De la Rosa Vásquez, 2015)

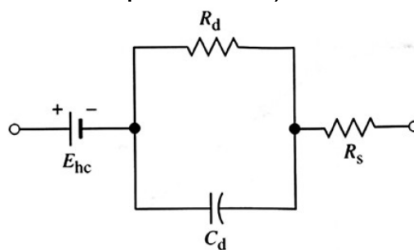


FIGURA 19 CIRCUITO SEMEJANTE DE UN ELECTRODO DE BIOPOTENCIAL. (Portal, 2015)

Ahora bien, durante los procesos químico-eléctricos en las células, estos elementos cumplen la función de convertir la corriente iónica en corriente eléctrica, debido a esto se considera a manera de conductor de biopotencial. (Varela Benítez et al., 2015)

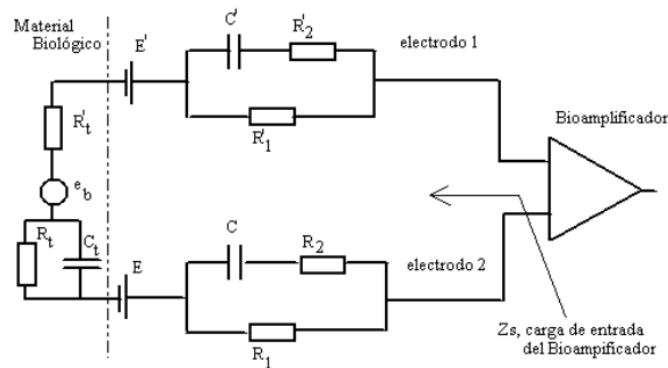


FIGURA 20 CIRCUITO EQUIVALENTE DE UN PAR DE ELECTRODOS CONECTADOS AL TEJIDO. (Portal, 2015)

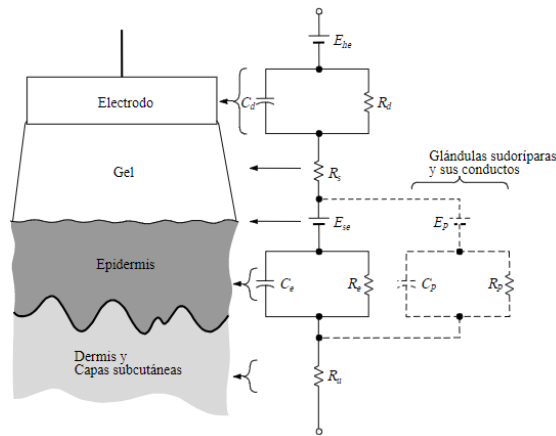


FIGURA 21 CIRCUITO TOTAL EQUIVALENTE DE UN ELECTRODO DE SUPERFICIE DE CUERPO. (Portal, 2015)

En la figura 19 circuito semejante de un electrodo de biopotencial. (Portal, 2015), se evidencia las capas de la piel junto con el líquido conductor y el mecanismo de medición, donde la piel se considera como fuente de tensión, la cual representa la señal eléctrica (biopotencial) generado que es el cuerpo humano en serie con un circuito RC en paralelo, siendo esto la impedancia generada por la piel. (Varela Benítez et al., 2015)

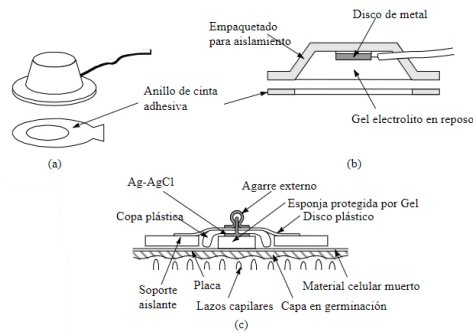


FIGURA 22 ELECTRODOS SUPERFICIALES FLOTANTES DE METAL.(Portal, 2015)

3.3 Filtros

La etapa de filtrado consiste en convertir las amplitudes relativas de las componentes de frecuencia de una señal, con la intención de tener el menor número de componentes de frecuencia. Los filtros selectivos en frecuencia son los encargados dejar pasar ciertos tipos de frecuencia, donde se puede atenuar, eliminar o no distorsionar esta frecuencia.

En esta aplicación, se busca controlar algunas de las interferencias presentes en el electrocardiógrafo, las cuales se encuentran en una frecuencia entre 50 Hz – 60 Hz, las cuales provienen de la línea eléctrica, siendo de vital importancia eliminarla en estos dispositivos.

3.3.1 Filtro digital EMA

El filtro Media Móvil Exponencial (MME) o por sus siglas en inglés Exponential Moving Average (EMA), es utilizado para aplacar alteraciones en la trama de datos y examinar la proyección subyacente, mediante la implementación de la figura 23 ecuación e ilustración del filtrado ema.(lukianova, 2021), donde se visualiza la ecuación, donde se miran los números de datos recientes y se calcula una media de los valores. Este tipo de filtro es de fácil de implementar, eficiencia computacional y se puede configurar de una manera fácil. (Baquero Castañeda & Diaz Martínez, 2020)

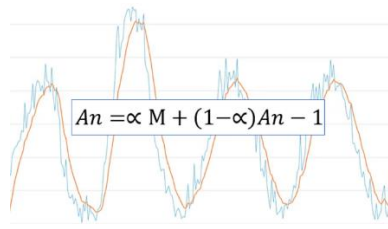


FIGURA 23 ECUACIÓN E ILUSTRACIÓN DEL FILTRADO EMA.(lukianova, 2021)

Donde A_n es la señal filtrada, A_{n-1} el valor filtrado anterior, M es el valor muestreado de la señal a filtrar, y α es un factor variable entre 0 a 1. (Baquero Castañeda & Diaz Martínez, 2020)

3.4 Módulo ECG AD8232

El módulo ECG AD8232 es una board de bajo presupuesto, utilizado para el sondeo de la actividad eléctrica originada por la reacción químico-eléctrica de los tejidos cardiacos. Para el registro de estas señales puede ser trazada como un electrocardiograma, mediante un amplificador operacional integrado a la placa, logrando tener una señal analógica con un filtrado. (AV Electronics, 2020)

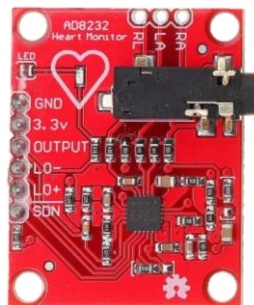


FIGURA 24 MÓDULO AD8232 ECG. (CDMX Electrónica, 2021)

Esta tarjeta tiene la característica de presentar un integrado que acondiciona las señales procedentes del cuerpo humana, convirtiéndolas en ECG o en otros estudios de biopotenciales. Ahora bien, este está diseñado para la extracción, amplificación y filtrados de pequeñas señales de biopotencial, las cuales presentan en ocasiones ruidos generados por movimiento o perturbación en los electrodos. (AV Electronics, 2020)

Dentro de sus funciones tiene un indicador lumínico, el cual enciende al ritmo de los latidos cardiacos. Además, posee conexiones proporcionando pines para una mejor conexión y monitoreo con placas de desarrollo. (AV Electronics, 2020)

3.4.1 Características:

- ✓ Dimensiones: 28 mm X 35 mm.
- ✓ Voltaje de operación: 3.3 V DC.
- ✓ Bajo consumo de corriente: 170 uA.
- ✓ Indicador LED de pulso.
- ✓ Detección de desconexión de sondas.
- ✓ Pin de apagado (modo de bajo consumo).
- ✓ Salida de tipo analógica.
- ✓ Rechazo de ruido a 60 Hz: 80 dB.
- ✓ Configuraciones: 2 o 3 electrodos.
- ✓ Alta ganancia de señal ($G=100$), con capacidad de bloqueo de corriente continua.
- ✓ Amplificador para pierna derecha (RLD) integrado.
- ✓ Filtrado RFI.
- ✓ Pin de apagado.
- ✓ Entrada de electrodos: Mini Plug 3.5 mm.
- ✓ Rango de temperatura nominal: 0-70 °C.
- ✓ Rango de temperatura de trabajo: -40-85 grados.
- ✓ Obtiene señales de los intervalos PR Y QT.
- ✓ Filtro de paso alto ajustable de 2 polos.

3.4.2 Ubicación

Para este módulo, el fabricante hace la recomendación para una mejor visualización ubicar los electrodos en las ubicaciones de la figura 25 ubicación de los electrodos en el cuerpo. (dynamo electronics, 2021), ahora bien, al no ubicarlos de esta manera, se va a presentar distorsiones en la señal o la no visualización.

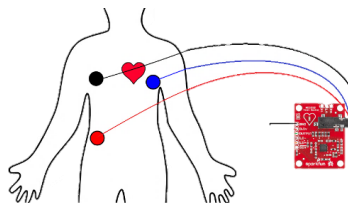


FIGURA 25 UBICACIÓN DE LOS ELECTRODOS EN EL CUERPO. (dynamo electronics, 2021)

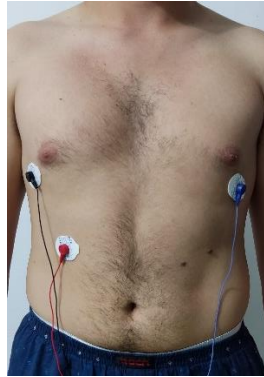


FIGURA 26 UBICACIÓN DE ELECTRODOS EN EL PACIENTE. (AUTOR)

3.5 Raspberry Pi 4

Se puede considerar como un miniordenador, la cual es una placa de reducidas dimensiones, la cual tiene las vinculaciones frecuentes de un procesador modelo, como lo son puertos USB, conexión ethernet y WI-FI salida de audio y video, etc. (The Raspberry Pi Foundation, 2021)



FIGURA 27 RASPBERRY PI 4 MODELO B. (AVISAR-TECNOLOGIA, 2020)

Esta placa fue creada por Raspberry pi Foundation, con la intención de lograr un procesador elemental y de precio asequible con la intención de hacer desarrollos a nivel formativo. Uno de sus modelos es la Raspberry Pi 4 modelo B, la cual fue presentada a mediados del 2019.

En la actualidad, este tipo de placas tiene un fuerte impacto e implantación en los ambientes académicos, usada principalmente en la robótica y domótica. Al tener una comunidad de desarrolladores, su bajo coste y software libre genera una gran acogida para estos grupos de personas.

3.5.1 Características: (The Raspberry Pi Foundation, 2021)

- ✓ Broadcom BCM2711, SoC de 64 bits Cortex-A72 de cuatro núcleos (ARM v8) a 1,5 GHz.
- ✓ SDRAM LPDDR4-3200 de 2 GB, 4 GB u 8 GB (según el modelo).
- ✓ 2.4 GHz y 5.0 GHz IEEE 802.11ac inalámbrica, Bluetooth 5.0, BLE.
- ✓ Gigabit Ethernet.
- ✓ 2 puertos USB 3.0; 2 puertos USB 2.0.
- ✓ Cabezal GPIO estándar de 40 pines de Raspberry Pi
- ✓ 2 x puertos micro-HDMI (hasta 4k60 compatible).
- ✓ Puerto de pantalla MIPI DSI de 2 carriles.
- ✓ Puerto de cámara MIPI CSI de 2 carriles.
- ✓ Puerto de video compuesto y audio estéreo de 4 polos.
- ✓ H.265 (decodificación 4k60), H264 (decodificación 1080p60, codificación 1080p30).
- ✓ Gráficos OpenGL ES 3.0.
- ✓ Ranura para tarjetas micro-SD para cargar el sistema operativo y el almacenamiento de datos.
- ✓ 5 V CC a través del conector USB-C (mínimo 3 A *).
- ✓ 5 V CC a través del encabezado GPIO (mínimo 3 A *).
- ✓ Alimentación a través de Ethernet (PoE) habilitada (requiere PoE HAT separado).
- ✓ Temperatura de funcionamiento: 0 - 50 grados C ambiente.

COMUNICACIÓN RASPBERRY - ARDUINO

Esta comunicación serial proporciona el intercambio de información en forma de bits, donde se utilizando los puertos de cada uno de los dispositivos.

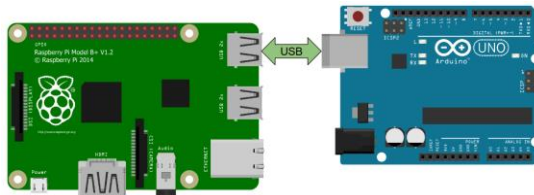


FIGURA 28 COMUNICACIÓN SERIAL ARDUINO - RASPBERRY. (Ocha, 2020)

RASPBERRY PI OS

También llamado Raspbian, es un sistema operativo libre Linux basado en Debian, en el cual se optimiza por medio del hardware Raspberry Pi. Este

sistema es financiado y apoyado por la comunidad. Este sistema, se encuentra en desarrollo activo, donde se busca mejorar el rendimiento y la estabilidad.(Raspbian.org, 2020)

3.6 Arduino Mega 2560

Se considera como tarjeta programable fundamentada en un microcontrolador del tipo ATmega2560. Cuenta con 54 pines que se pueden utilizar tanto de entrada como salida, además 14 de estas pueden utilizarse como salidas PWM. Su conexión es mediante USB, alimentación DC mediante Jack, 4 UARTs conector ICSP, cristal de 16Mhz, 16 entradas analógicas y botón de reinicio. Empleada para proyectos grandes, como lo son de domótica, control de impresoras 3D, entre otros. (Arduino, 2021)



FIGURA 29 ARDUINO MEGA 2560.(Arduino, 2021)

3.6.1 Características: (Arduino, 2021)

- ✓ Microcontrolador ATmega2560.
- ✓ Voltaje de entrada de - 7-12 V.
- ✓ 54 pines digitales de entrada o salida, siendo 14 salidas PWM.
- ✓ 16 entradas analógicas.
- ✓ 256 k de memoria flash.
- ✓ Velocidad del reloj de 16 Mhz.
- ✓ Dimensiones: 102 mm x 53 mm.

CAPITULO 2 ESTADO DEL ARTE

A nivel internacional los modelos de alusión disponibles fueron hallados en el INSTITUTO DE INGENIEROS ELÉCTRICOS Y ELECTRÓNICOS (IEEE), donde fue publicado la investigación por Zimu Li, Guodong Feng, Fenghe Liu, Jia Q Dong, Dr. Ridha Kamoua, Dr. Wendy Tang en el año 2007, el cual se realizó un “SISTEMA INALÁMBRICO DE VIGILANCIA DE LA SALUD”. Esta investigación fue centrada en el planteamiento y desarrollo de un prototipo de un sistema inalámbrico de monitorización de la salud con el énfasis inicial en la medición de la actividad eléctrica del corazón. Una de las aplicaciones de este dispositivo sería la monitorización de la actividad del electrocardiograma (EKG) en pacientes con apnea del sueño. Para esta investigación se estudiaron 2 tipos de monitores cardíacos inalámbricos para uso en interiores y exteriores. El prototipo se compone de tres partes principales: microprocesador, sensor y radio. El microprocesador es la unidad de control central de todo el sistema. Los sensores se utilizan para medir los indicadores de salud del paciente y convertir esa información en datos eléctricos. (C. Sopavanit, Desudchit, & Riyamongkol, 2009)

De esta misma manera, en Tailandia se realizó una colaboración entre 2 universidades: la UNIVERSIDAD DE CHULALONGKORN, BANGKOK del departamento de Pediatría, Facultad de Medicina y la UNIVERSIDAD DE NARESUAN, PHITSANULOK del departamento de Ingeniería Eléctrica e Informática, Facultad de Ingeniería en modalidad de proyecto de investigación en pregrado por los estudiantes Cherdkul Sopavanita, Tayard Desudchit, MDb, y Panomkhawn Riyamongkolc en cuál se presentó un “DISPOSITIVO DE ELECTROCARDIOGRAMA INALÁMBRICO Y PORTÁTIL CON COMPRESIÓN SIN PÉRDIDAS PARA EL SISTEMA DE MONITORIZACIÓN CARDÍACA POSTOPERATORIA EN LÍNEA”. Para elaboración de este proyecto se diseñó un circuito que permita utilizar un hardware ligero y barato el cual facilitara el desarrollo de un equipo de monitorización biomédica en tiempo real. Además, los datos de EKG del dispositivo diseñado se comprimen mediante el modelo de imagen propuesto con JPEG sin pérdidas. (Cherdkul Sopavanit, Desudchit, & Riyamongkolc, 2009)

De igual importancia, en el INSTITUTO DE INGENIEROS ELÉCTRICOS Y ELECTRÓNICOS (IEEE) donde se realizó una publicación de investigación por los estudiantes Lorenzo Turicchia, Bruno Do Valle y José L. Bohórquez, sobre la electrónica de bajo consumo para la monitorización cardíaca que permitió el desarrollo de unos nuevos dispositivos ligeros y de bajo coste, ideales para las mediciones médicas a largo plazo y los servicios de televigilancia a domicilio. Utilizando un modelo de condensador conmutado de circuito integrado del corazón y un cargador de baterías de iones de litio ultra compacto y eficiente de iones de litio. Para un diseño de mayor eficiencia energética o de tamaño mínimo.(Turicchia et al., 2010)

En otras investigaciones realizadas fueron realizadas en la UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE CUENCA, ECUADOR fue realizado un proyecto de investigación de estilo pregrado por Guillermo Eduardo Vega Picón en el año 2012, el cual consistía en el “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROCARDIÓGRAFO DE 12 DERIVACIONES PARA EL ANÁLISIS DE SEÑALES CARDIACAS” en esta iniciativa se ilustra como es el planteamiento y elaboración de un electrocardiógrafo, con la finalidad de hacer un análisis de señales cardíacas, el cual consta dentro de sus características la de permitir al usuario analizado efectuar entrenamientos físicos durante se le realiza la prueba, además, las señales obtenidas se permiten guardar con la opción de imprimir para la entrega de un reporte para el análisis de un experto.(Vega Picón, 2012)

Por otro lado, en la ESCUELA DE INGENIERÍA DE PUNE, INDIA, fue llevado a cabo un proyecto de pregrado, donde Kailas B. Jadhav y Uttam M. Chaskar realizaron el “DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MONITORIZACIÓN DE ECG BASADO EN UN TELÉFONO INTELIGENTE” este proyecto grado permite que el monitoreo sea en cualquier momento y en cualquier lugar y enviar el informe de la electrocardiografía (ECG), al experto médico con este dispositivo portátil y puede comunicarse efectivamente con ellos. En caso de cualquier anomalía, el especialista se comunicará efectivamente con el usuario. Para el chequeo regular y el chequeo en casa, se necesita un dispositivo de monitorización de ECG de bajo coste, portátil, de baja potencia y que ahorre tiempo. En este proyecto grado se diseña un dispositivo que monitorice la actividad cardíaca y que sea compacto, sencillo de manejar, no invasivo y fiable. La interfaz de la clavija de los auriculares el cual se utilizó para el desarrollo de unas plataformas modulares para monitorizar

las constantes vitales, como las repeticiones de los latidos del corazón, SpO2 y el ECG. (Jadhav & Chaskar, 2017)

Una investigación realizada por la UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE GUAYAQUIL, ECUADOR, donde Wilson Andrés Valencia Zambrano realizaron estudios en esta tecnología en el año 2018, presentando un proyecto de pregrado el cual consistió en el “DISEÑO DE PROTOTIPO “DOCTOR PI” PARA LA MEDICIÓN Y MONITORIZACIÓN DE SIGNOS VITALES EN ADULTOS MAYORES UTILIZANDO SENSORES BIOMÉTRICOS Y MÉDICOS ACOPLADOS A RASPBERRY PI”, esta tesis realizó el diseño de un prototipo de telemetría fisiológico. El hardware está conformado por: Raspberry Pi, pantalla táctil, módulo GSM/GPRS, entre otras cosas. El Software está compuesto por una estructura de Raspberry y programación compuesta por IDE de Arduino Uno, permitiendo la adquisición de datos provenientes de los periféricos y la transmisión al servidor web. (Valencia Zambrano, 2018)

Otra investigación realizada acerca de esta tecnología fue hecha por la UNIVERSIDAD MANUELA BELTRÁN, BUCARAMANGA, COLOMBIA por los estudiantes Quintero Jorge & Sierra José en el año 2012 realizaron un proyecto sobre el “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE ELECTROCARDIOGRAFÍA DINÁMICA “HOLTER” UNIVERSAL DE TRES CANALES CON INTERFAZ ELECTRÓNICA PARA CUALQUIER PLATAFORMA DE INSTRUMENTACIÓN VIRTUAL”, esta tesis ilustra como es el diseño y la fabricación de un ECG móvil (Holter), con el objetivo de adquirir y almacenar la primera y segunda derivación bipolar, derivación precordial donde este proyecto consiste en el diseño y la construcción de un electrocardiógrafo portátil (Holter) para la toma y almacenamiento de la derivación del plano horizontal y algunas señales de la derivación bipolar ECG. Posteriormente, descargar las señales analógicas y almacenarlas, permitiendo utilizarlas en plataformas de instrumentación virtual, como lo son Labview y Biopac. A partir de las señales obtenidas por el Holter, se comparan con señales simuladas, lo que permiten hacer un análisis y comprobar si no presentan arritmias y generar informes que son de interés para el especialista. (Quintero M. & Sierra M., 2013)

CAPITULO 3 METODOLOGIA

Durante la creación de este prototipo de ECG, se desarrolló en etapas, las cuales fueron:

Etapas 1

Durante esta fase se realizó la recolección de la información relacionada con los requisitos solicitados de funcionamiento y toma de información de los equipos comerciales e investigaciones. Ahora bien, esta información recolectada permitió responder a muchas dudas, evaluar los resultados y tener una guía a los resultados esperados.

Etapas 2

Investigación de estado del sistema de salud colombiano y recolección de material de investigaciones anteriores a nivel nacional e internacional.

Etapas 3

Diseño del hardware, donde a partir de las opciones propuestas por el mercado de dispositivos electrónicos, se eligieron para el cumplimiento de los objetivos a cumplir.

Etapas 4

Desarrollo del software en el lenguaje de programación Python, la plataforma de creación Arduino, creación de base de datos y página web.

Arduino

Dentro de este entorno se llevó a programar la placa Mega 2560, donde inicialmente se configuró para hacer la conexión con el módulo AD8232, por medio de los pines digitales 8 y 9, y analógico A0. Ahora bien, en el inicio del código, se programó el pin de entrada analógico y la definición de las variables.

```

int PinSensor = A0;           // Declaración del pin analógico de entrada.
float Y = 0.0;               // Declaración de variable y asignación de valor.
float alpha = 0.45;         // Declaración de variable y asignación de valor.
float S = Y;                 // Declaración de variable e igualación para evitar errores.

```

FIGURA 30 DEFINICIÓN DE VARIABLES. (AUTOR)

Seguidamente, en el Setup se configuraron los pines digitales 8 y 9 como entradas, además se le instruyo al Arduino el inicio de la comunicación mediante el serial a 9600 baudios.

```

void setup()
{
  Serial.begin(9600);           // Inicialización la comunicación serial.
  pinMode(8, INPUT);          // Configuración para la detección de cable LO+.
  pinMode(9, INPUT);          // Configuración para la detección de cable LO-.
}

```

FIGURA 31 COMUNICACIÓN SERIAL Y DEFINICIÓN DE ENTRADAS. (AUTOR)

Acto seguido, se realizó configuración del Loop, donde es esta la parte que se ejecutara al igual que el Setup, en un ciclo infinito a partir del encendido del Arduino y finalizando al apagado o reinicio de este. Siguiendo esto, se le aplicó un condicional, donde se verifican el estado de los electrodos conectados al módulo, si estos no están conectados muestra un mensaje “Electrodos no ubicados”. En caso de estar ubicados, obtendrá la información proveniente del pin analógico, seguidamente pasará a la etapa de filtrado. En esta etapa, se ejecuta un filtrado por medio de un filtro exponencial EMA, posteriormente mostrar la señal filtrada por medio de la impresión y hacer una espera de 10 milisegundos, para no saturar comunicación serial.

```

void loop() {
  if ((digitalRead(8) == 1) || (digitalRead(9) == 1)) //Detección de ubicación de electrodos.
  {
    Serial.println("leads off!");                     // Impresión de sentencia
  }
  else {
    Y=(float)analogRead(sensorPin);                  // Lectura del sensor, después de la comprobación de electrodos.
    S=(alpha*Y)+((1-alpha)*S);                       // Aplicación del filtro pasa bajo media móvil exponencial.
    //Serial.println(S);                              // Visualización del PinSensor.
    //Serial.print(",");
    Serial.println((S-325)*0.005);                   // Visualización y ajuste de la señal filtrada.
  }
  delay(1);                                          //Esperar unos bits para evitar que los datos en el serial se saturen.
}

```

FIGURA 32 COMPROBACIÓN DE SEÑAL DE ENTRADA, FILTRADO Y VISUALIZACIÓN. (AUTOR)

MySQL

Es un gestor de sistema de gestión de bases de datos relacional de código abierto y versión comercial gestionada por Oracle, en el cual está basado en un Lenguaje de Consulta Estructurado (Structured Query Language SQL en inglés). Se

encuentra escrito en lenguaje de programación C y C++, permitiendo operar en diferentes plataformas como lo son Windows, Linux, Mac, entre otras. (ORACLE, 2020)

MariaDB

Es un software libre de administración de bases de datos resultante de MySQL, el cual presenta compatibilidad con la mayoría de las extensiones de MySQL. Se utiliza para diversos fines como lo son funciones a nivel empresarial, comercio electrónico, almacenamiento de dato y aplicaciones de registro. Ahora bien, este programa se ha empleado para el diseño de la base de datos por medio de una extensión denominada PhpMyAdmin, la cual es una aplicación web que administra bases de datos de MySQL basado en PHP. (MariaDB, 2022)

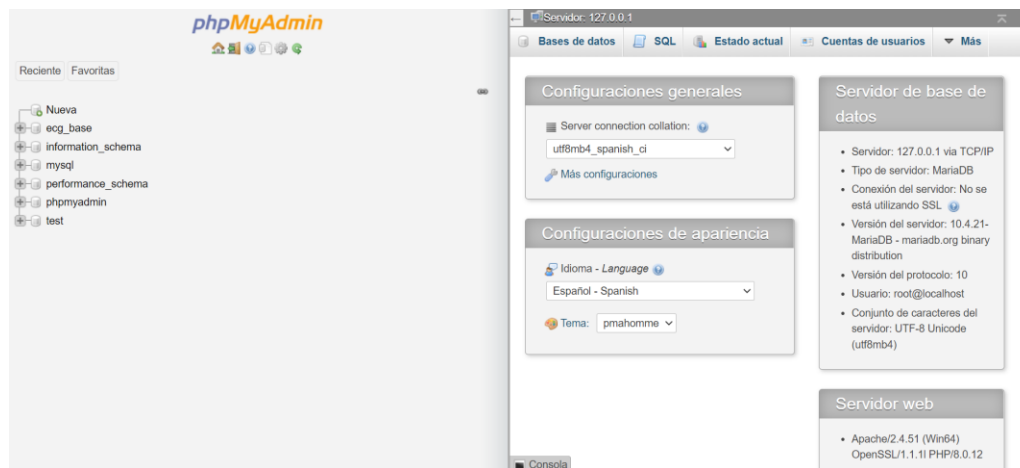


FIGURA 33 ENTORNO DE PHPMYADMIN. (AUTOR)

Partiendo de esto, se configuró esta extensión para obtener información por parte del usuario proveniente de la Raspberry, la cual realiza el almacenamiento en un localhost, donde queda organizada la consulta por un admin o usuario. Este programa permite hacer llamados, con lo cual por medio de interfaces se pueden visualizar lo almacenado. Para tener un acceso a esta base de datos se debe buscar por el navegador web mediante la dirección "localhost/phpmyadmin", donde para tener acceso se debe ingresar el respectivo usuario y contraseña.

Python

Es un lenguaje de programación de código libre multiparadigma, donde admite diferentes métodos de programación como lo es la programación dirigida a elementos, programación imperativa y programación funcional. Siendo por esto uno de los lenguajes de programación más empleados para la creación de diversas aplicaciones.(Visus, 2020)

Teniendo en cuenta lo anterior, se utilizó este lenguaje de programación como herramienta de creación para el desarrollo de este proyecto de investigación, debido a la característica de ser multiparadigma, permitiendo combinar varios estilos de programación en el mismo código ayudando en el desarrollo del código final.

Para lograr realizar la programación del proyecto en dicho lenguaje, se estableció varias etapas de trabajo para el correcto funcionamiento del proyecto de investigación, los cuales son:

Comunicación Arduino - Python:

En esta etapa se realiza la conexión por el puerto serial del Arduino a Python mediante la importación de la librería serial en Python especificando el puerto y el valor de los baudios para lograr una correcta comunicación.

```
serial.Serial("/dev/ttyACM0",9600) as ser:
```

FIGURA 34 COMUNICACIÓN SERIAL ENTRE EL ARDUINO Y PYTHON. (AUTOR)

Visualización - Almacenamiento de datos:

Para esta etapa se toman los valores provenientes de la placa Arduino, donde se decodifican para ser almacenada en un archivo de formato txt formando una lista de datos. Con anterioridad a esto se crea una función de tiempo el cual detendrá la conexión del puerto serial en un tiempo estipulado.

```

def getData(out_data): # getData va tomar los datos gData en out_data como parametro de entrega(cuando se modifiquen los datos de out_data
# se modifica los valores de la gData)
timepoints = []# punto de tiempo
run = True
start_time = time()# iniciar el tiempo

archivo= open('/home/pi/Documents/ELECTROCARDIOGRAFO_VGS_COMPLETO/'+Nombres + '.txt', 'w') #crear archivo de formata txt
# comunicacion serial entre el arduino y python
with serial.Serial("/dev/ttyACM0",9600) as ser: # llama los datos que vienen y los guarda como ser

while run: #mientras run=true python mantendra comunicacion por el puerto serial con el arduino
line = ser.readline().decode('utf-8')# lee y decodifica los datos que vienen del puerto serial
#print(line) # imprime lo valores del puerto serial
archivo.write(line) #escribir los datos proveniente del puerto serial en el archivo anteriormente creado

```

FIGURA 35 ADQUISICIÓN Y ALMACENAMIENTO DE DATOS DEL PUERTO SERIAL. (AUTOR)

```

if timepoints[-1] > TiempoFinal: run=False # si el valor del punto en el tiempo es mayor que ventanatiempo run = False y python
# corta la comunicacion del puerto serial con el arduino
except:
ser.close()# cerrar el puerto serial

```

FIGURA 36 CERRAR COMUNICACIÓN ENTRE EL PUERTO SERIAL Y PYTHON. (AUTOR)

De esta misma manera, se toman los valores del Arduino proveniente del puerto serial. Para luego hacer el llamado de la librería matplotlib.animation la cual se encarga de crear una gráfica en tiempo real que varía dependiendo de los datos originarios del Arduino generadas por el corazón. Todos estos datos se visualizan en el graficador de Python hasta que la función de tiempo anteriormente creada se detenga y cierre la comunicación con el Arduino.

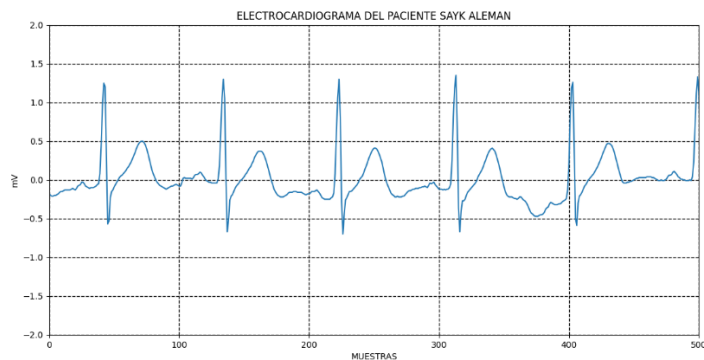


FIGURA 37 VISUALIZACIÓN DEL ECG EN TIEMPO REAL. (AUTOR)

Simulación - Creación de gráfica del ECG:

En esta etapa, se tomaron los valores almacenados en el archivo txt en formato de lista de datos de la etapa anterior, los cuales se guardaron en el transcurso de la visualización del ECG en tiempo real, donde más adelante ser utilizados para crear una gráfica mediante un algoritmo basado en la librería matplotlib.pyplot. A partir de lo anterior, se tomaron los valores de cada muestra en la lista como el valor de eje (y) como amplitud de la señal en mV,

luego para el eje (x) se toman los valores de muestra y la frecuencia de muestreo de la señal guardada para crear un vector tiempo en segundos (tomando intervalos de 0.1 segundos) de igual dimensión de la lista de datos del eje (y) para poder crear una gráfica que simule una señal ECG con los valores anteriormente visualizada en tiempo real anteriormente.

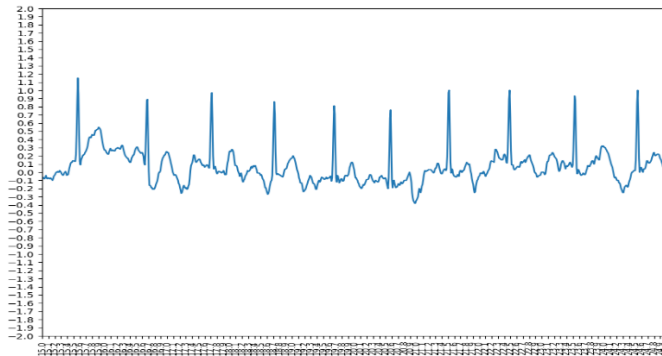


FIGURA 38 SIMULACIÓN DE UNA SEÑAL ECG TOMADA DE UN ARCHIVO TXT. (AUTOR)

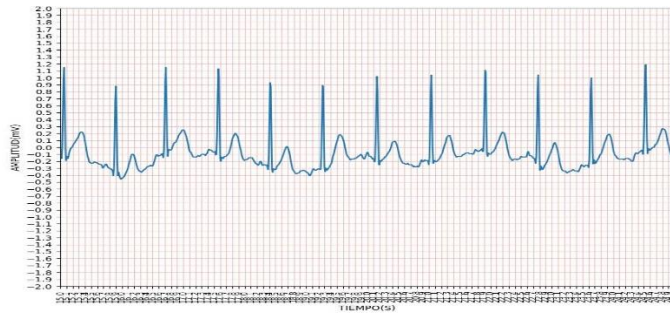


FIGURA 39 SIMULACIÓN DE LA SEÑAL ECG. (AUTOR)

Por último, se mencionan de las Librerías de matplotlib tales como son matplotlib.pyplot as plt y matplotlib.ticker, para la creación de las cuadrículas dentro de la simulación del Ecg usando el comando plt.grid() y por último se hace un llamado a plt.savefig() para guardar la simulación en una imagen jpg.

Almacenamiento en base de datos:

Por consiguiente, en esta sección del código se logra hacer conexión con PhpMyAdmin una base de datos de estructura PHP mediante la importación de la librería pymysql, el cual nos permite acceder a localhost donde podemos crear bases de datos usando el lenguaje de programación de MySQL


```

: # se intenta conectar a una base de dato ya creada en los servidores de http://localhost/phpmyadmin
connection = pymysql.connect( #realizar la conexión entre python y el servidor de localhost
    host='', #dirección del servidor de la base de dato
    port = 3306, #serial de comunicación
    user = '', #usuario
    password = '', # contraseña
    db = ''# base de dato ya creada
)
print('conexión exitosa')

```

FIGURA 40 CONEXIÓN A MYSQL. (AUTOR)

#	Nombre	Tipo	Cotejamiento	Atributos	Nulo	Predeterminado	Comentarios	Extra	Acción
<input type="checkbox"/>	1 ID	int(11)			No	Ninguna		AUTO_INCREMENT	
<input type="checkbox"/>	2 Nombre	varchar(80)	utf8mb4_spanish2_ci		No	Ninguna			
<input type="checkbox"/>	3 Edad	int(11)			No	Ninguna			
<input type="checkbox"/>	4 Ecg	longblob			No	Ninguna			
<input type="checkbox"/>	5 fecha	timestamp			No	current_timestamp()		ON UPDATE CURRENT_TIMESTAMP()	

FIGURA 41 CREACIÓN Y CONFIGURACIÓN DE LA BASE DE DATOS. (AUTOR)

Antes de realizar la conexión se crea una base de datos y una tabla en la dirección localhost/phpmyadmin.

```

SELECT * FROM `pacientes`

```

Perfilando [Editar en línea] [Editar] [Explicar SQL] [Crear código PHP] [Actualizar]

ID	Nombre	Edad	Ecg	fecha
----	--------	------	-----	-------

FIGURA 42 TABLA PACIENTE. (AUTOR)

Con la base de datos ya creada se procede a ingresar los datos provenientes de Python como son el nombre, la edad y la imagen del Ecg (los valores del ID y la fecha se agregan de manera automática desde phpmyadmin). Para lograr subir la imagen del Ecg fue necesario convertir la imagen de jpg a una cadena de bit (formato bin) para su correcto almacenamiento en la base de dato.

```

#CONECTAR A MYSQL
def BASE_DE_DATOS():
    try: # se intenta conectar a una base de datos ya creada en los servidores de http://localhost/phpmyadmin
        connection = pymysql.connect( #realizar la conexión entre python y el servidor de localhost
            host='localhost', #dirección del servidor de la base de datos
            port = 3306, #serial de comunicación
            user = 'adminecg', #usuario
            password = '12345', # contraseña
            db = 'neudb' # base de datos ya creada
        )
        print('conexión exitosa')
        info_server = connection.get_server_info() # consultar si está conectado al servidor mariaDB
        print(info_server)

        mycursor= connection.cursor()
        nombre = input('NOMBRE DEL PACIENTE: ')

        ECG = open('/home/pi/Documents/ELECTROCARDIOGRAFO_VGS_COMPLETO/' + Nombres + '.jpg','rb').read() # dirección de la imagen de la grafica

        sql = "INSERT INTO Pacientes(Nombres, Edad, ECG) VALUES(%s, %s,%s)" # se inserta en la tabla paciente los datos nombre, edad y ecg
        val=(Nombres, Edad, ECG)
        mycursor.execute(sql,val)# inserta los valores de val en la tabla ya creada
        connection.commit() # ejecuta el envío de datos
        print('--INFORMACIÓN GUARDADA ÉXITOSAMENTE --')
    except Exception as ex:
        print(ex)

```

FIGURA 43 CÓDIGO DE LA BASE DE DATOS. (AUTOR)

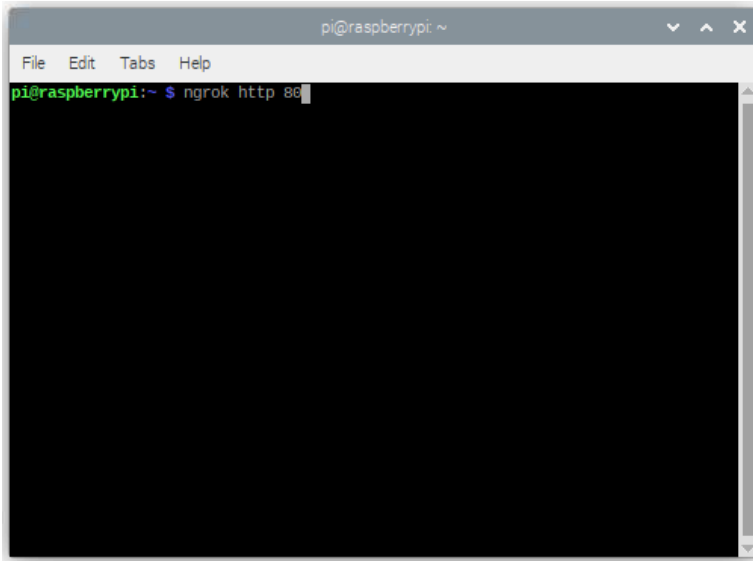
De forma conjunta todos estos códigos juntos crean un programa capaz de obtener las señales provenientes del corazón el cual se visualiza en tiempo real y a su vez almacena todos estos datos en una base de datos para su consulta de manera remota.

Ngrok

Durante el proceso de establecer un sitio para la visualización de la base de datos, se encuentre esta herramienta versátil, la cual es un ejecutable compatible con Windows, Linux, macOS y FreeBSD, donde concede mostrar hacia al exterior cualquier servicio web local. Además, este admite elaborar una la exhibición de la página con funcionalidad tanto HTTP como HTTPS, con una URL generada dinámicamente, donde se permite establecer acreditaciones de entrada y entre otras herramientas(Alarcón Aguín, 2018)

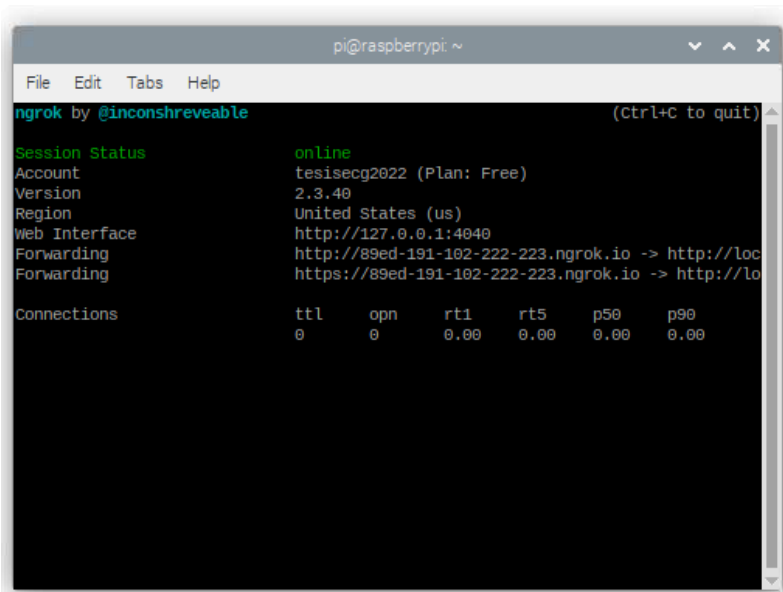
Ahora bien, si tenemos en nuestro ordenador un localhost, este arrancara en http://localhost:xxx dependiendo del puerto, el cual genera una URL dinámicamente del tipo http://xxx.ngrok.io visible en internet, y enlaza nuestro localhost. (Alarcón Aguín, 2018)

Para poder generar esta URL dinámica, se debe hacer un llamado al programa por medio del terminal, con la sentencia “ngrok http XX”, donde las x representa el puerto a conectar. Esto con el objetivo de hacer la conexión del localhost con el servidor virtual, como se puede visualizar en las siguientes imágenes.



```
pi@raspberrypi: ~  
File Edit Tabs Help  
pi@raspberrypi:~$ ngrok http 80
```

FIGURA 44 CONFIGURACIÓN CONEXIÓN DEL PUERTO A CONECTAR. (AUTOR)



```
pi@raspberrypi: ~  
File Edit Tabs Help  
ngrok by @inconshreveable (Ctrl+C to quit)  
Session Status      online  
Account             tesisecg2022 (Plan: Free)  
Version             2.3.40  
Region              United States (us)  
Web Interface       http://127.0.0.1:4040  
Forwarding          http://89ed-191-102-222-223.ngrok.io -> http://loc  
                    https://89ed-191-102-222-223.ngrok.io -> http://lo  
Connections  
  ttl    opn    rt1    rt5    p50    p90  
  0      0     0.00  0.00  0.00  0.00
```

FIGURA 45 VISUALIZACIÓN DE CAMBIO DE URL. (AUTOR)

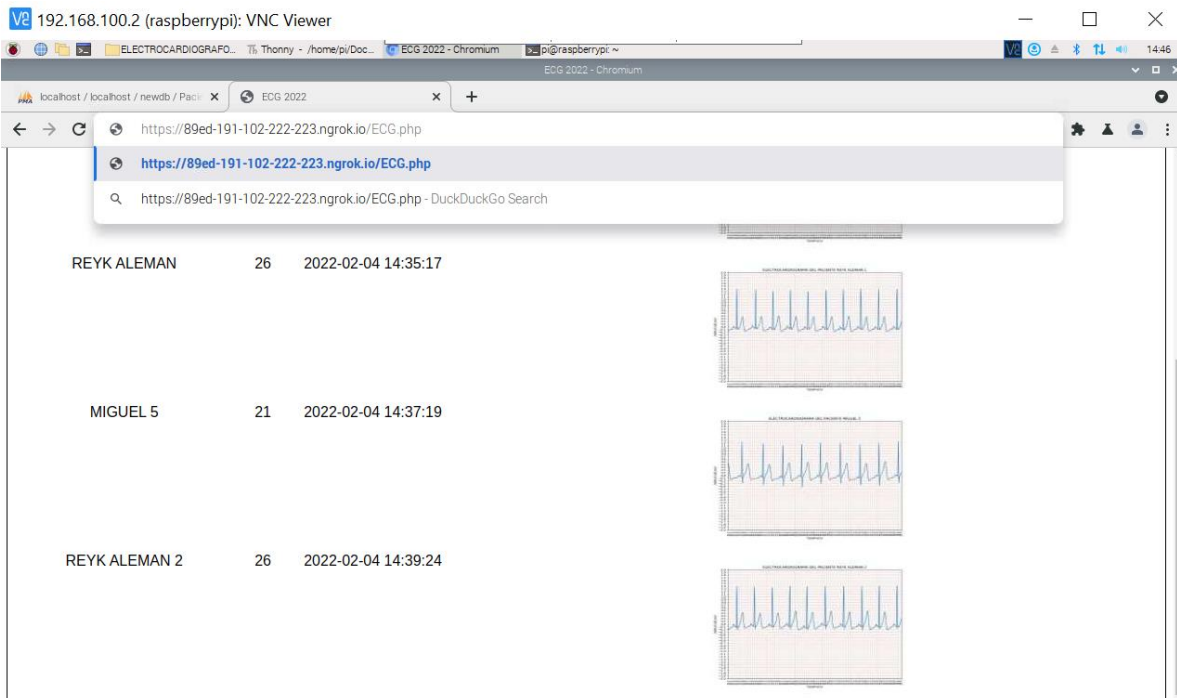


FIGURA 46 VISUALIZACIÓN CAMBIO DE LOCALHOST A URL DINÁMICA. (AUTOR)

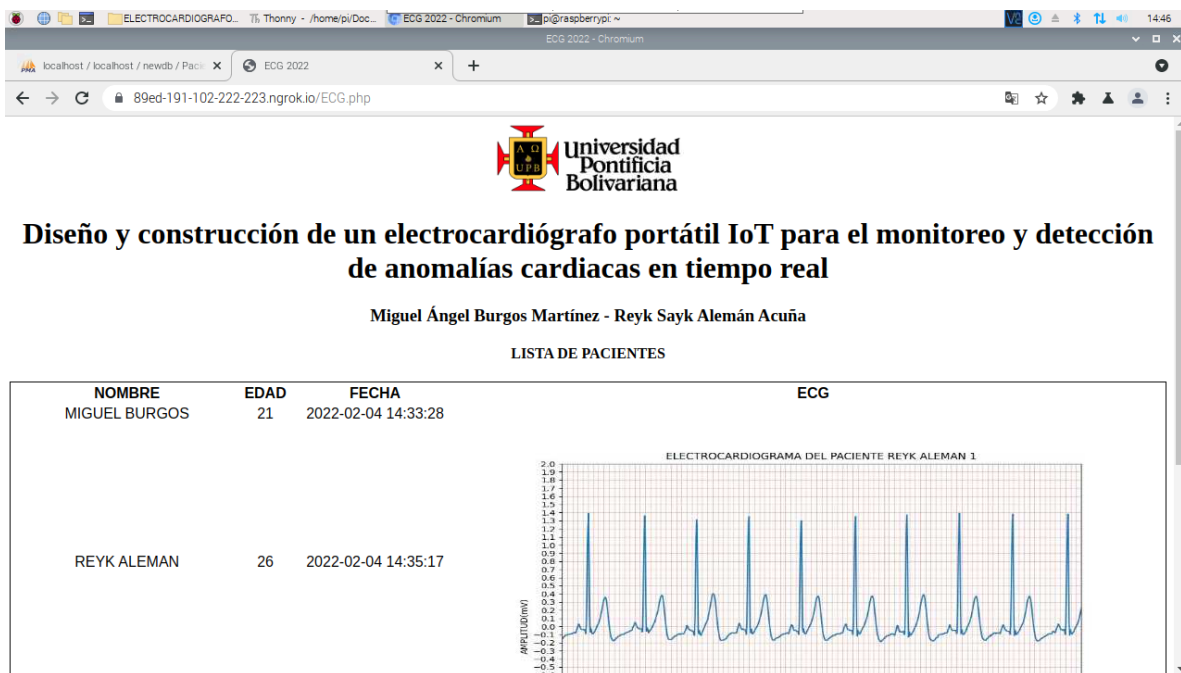


FIGURA 47 VISUALIZACIÓN DE URL DINÁMICA ASIGNADA. (AUTOR)

Partiendo de la figura 45, se visualiza a URL generado por el servidor virtual, el cual se debe reemplazar en el URL del localhost, como se puede visualizar en donde nos

permitirá la utilización de nueva URL dinámica hasta por 8 horas. Es de aclarar, para la funcionalidad de dicho servidor no se debe cerrar esta pestaña, dado que esta la permite la conexión del servidor virtual con el localhost.

Página web

Para la creación de esta página web se utilizó la extensión de MySQL llamada MariaDB, el cual permite hacer la conexión de PhpMyAdmin, MySQL y Python. Ahora bien, dentro de este programa se creó una dirección web en el localhost, la cual va a permitir la visualización de dicha página. Se usaron lenguajes de programación y marca como lo son PHP, Python, CSS y HTML. Dentro del código fuente se hace un llamado a la base de datos ya existente para su visualización, es aquí donde se le da una parte estética y estilo a la página por medio de la programación en CSS.

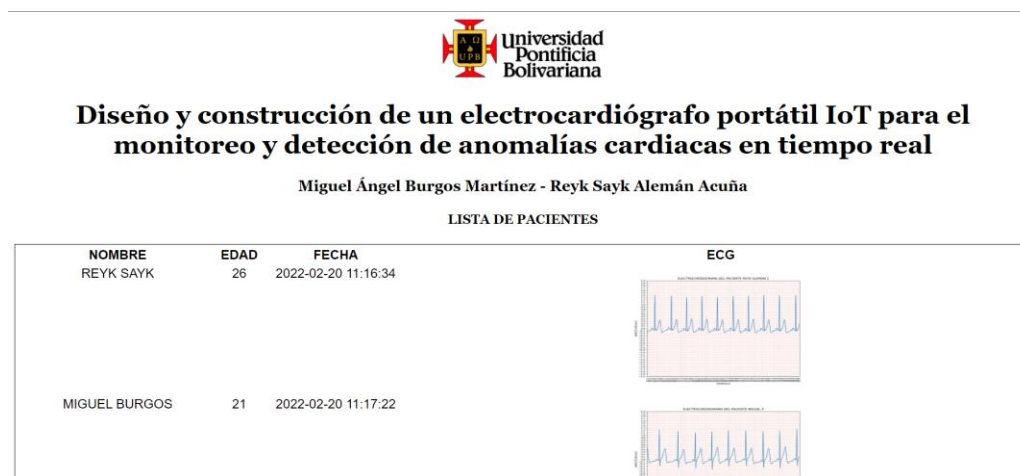


FIGURA 48 VISUALIZACIÓN DE LA PÁGINA WEB. (AUTOR)

Para tener una mejor visualización del ECG se puede poner el cursor o dar clip sobre la imagen y esta aumentará su tamaño en una escala 3:1, como se puede visualizar en la siguiente imagen.

Diseño y construcción de un electrocardiógrafo portátil IoT para el monitoreo y detección

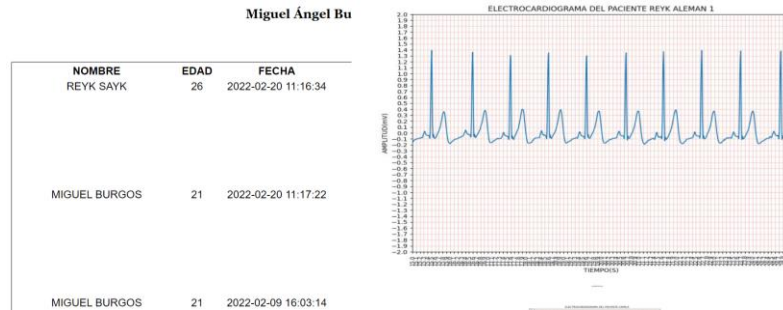


FIGURA 49 VISUALIZACIÓN DEL ECG EN LA PÁGINA WEB. (AUTOR)

Etap 5: Diseño del hardware portátil, adecuación del tamaño, comodidad, funcionalidad y presentación. Por medio del software Eagle, se realizó el diseño de un PCB con el objetivo de convertirla en shield para la placa Arduino.

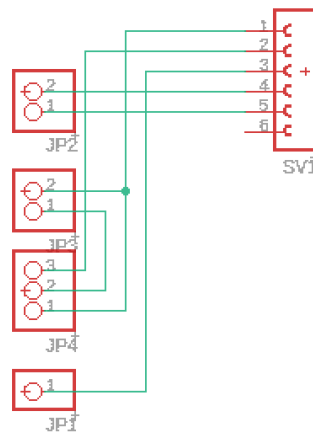


FIGURA 50 DISEÑO ESQUEMÁTICO DEL CIRCUITO. (AUTOR)

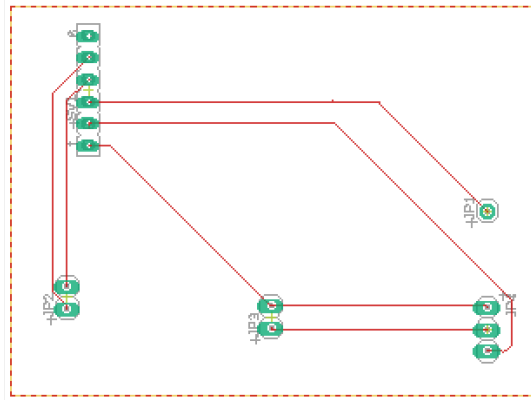


FIGURA 51 DISEÑO EN BOARD DEL CIRCUITO. (AUTOR)

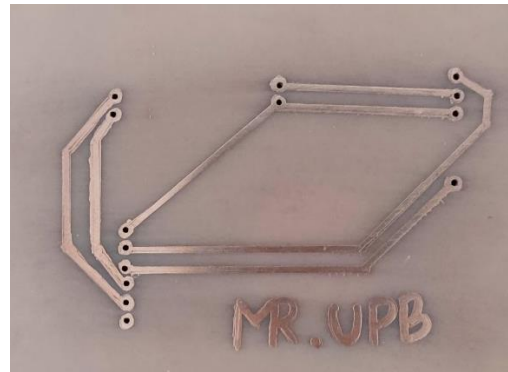


FIGURA 52 PROTOTIPO DEL PCB. (AUTOR)



FIGURA 53 DISEÑO EN 3D DEL PROTOTIPO. (AUTOR)

Etapa 6

Pruebas de funcionamiento, tiempo de funcionamiento, estabilidad de los procesos. Durante esta etapa, se comprobó que el banco de energía un tiempo de carga de 4 horas, este tiempo varía dependiendo de la corriente de entrada y tiene autonomía aproximada de 3 horas y 30 minutos en su máxima capacidad de uso, presentando estabilidad durante las pruebas. Sin embargo, la placa Raspberry tiene problemas de sobrecalentamiento, lo que genera que su velocidad de procesamiento se reduzca sustancialmente hasta el punto de poder visualizar imagen.

Etapa 7

Mejoramiento y adaptaciones de hardware - software. Durante esta etapa, se realizaron ajustes en el hardware, donde se integraron ventiladores y disipadores con el objetivo de evitar sobrecalentamientos del sistema, además cajas en acrílico para permitir el transporte de los componentes y evitar movimientos no deseados de dichos elementos. Por otro lado, en el software se ajustaron visualizaciones de las gráficas, tanto en tiempo real como la subida a la nube.

Etapa 8

Redacción de informe final, manual de uso y artículo científico.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A continuación, se presentan los resultados obtenidos en el proyecto de investigación. En primer lugar, se obtiene un prototipo funcional de un electrocardiógrafo portátil utilizando un módulo AD8232 como sensor y amplificador de señales eléctricas provenientes del corazón, un Arduino Mega el cual filtra y codifica la señal y por último una Raspberry pi 4 que decodifica la señal para después visualizar en una pantalla PITFT de 3.5 pulgadas y de manera interna la Raspberry crea una conexión a una base de dato donde se sube toda la información del paciente e incluyendo una gráfica de la señal visualizada anteriormente y todo esto es compartido de manera remota mediante un servidor web el cual permite a cualquier usuario visualizar la información de la base dato mediante una interfaz en php en tiempo real.

PROTOTIPO

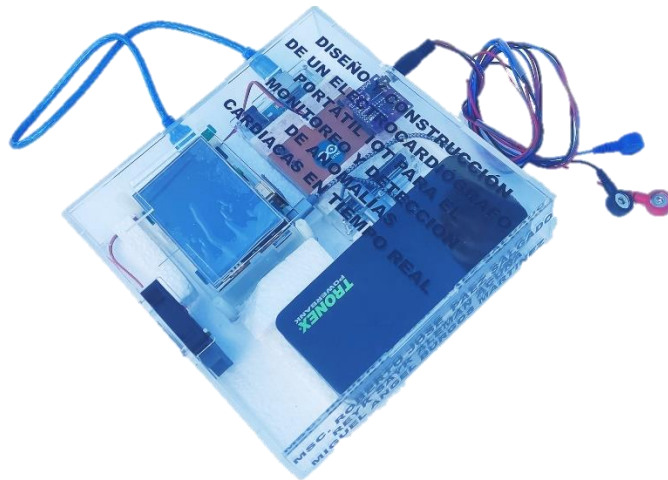


FIGURA 54 PROTOTIPO FINAL. (AUTOR)

Partiendo de la estructura externa física del prototipo, nos encontramos con unos electrodos, teclado inalámbrico lo cuales sirven de periecos al sistema y una caja en acrílico la cuan para soporte a lo contenido en ella, albergando banco de batería, Raspberry Pi 4, Arduino Mega, módulo AD8232, ventiladores y shield de Arduino.

Para la estructura interna, se encuentran ventiladores para realizar el desplazamiento hacia el exterior del aire caliente generado por las placas de procesamiento, además, se acondicionaron los elementos y se ajustaron con

poliestireno expandido para evitar que estos se desplacen y puedan generar falsos contactos.

ARDUINO

En este espacio se realizaron pruebas de funcionamiento de las conexiones de los electros, módulo AD8232 y la placa Arduino, como se puede visualizar en las siguientes imágenes y diagrama de flujo:

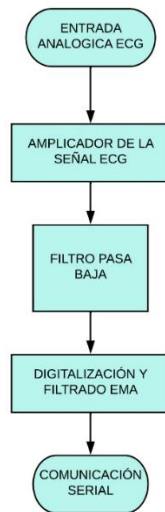


FIGURA 55 DIAGRAMA DE FLUJO PARA ETAPA DE ARDUINO. (AUTOR)

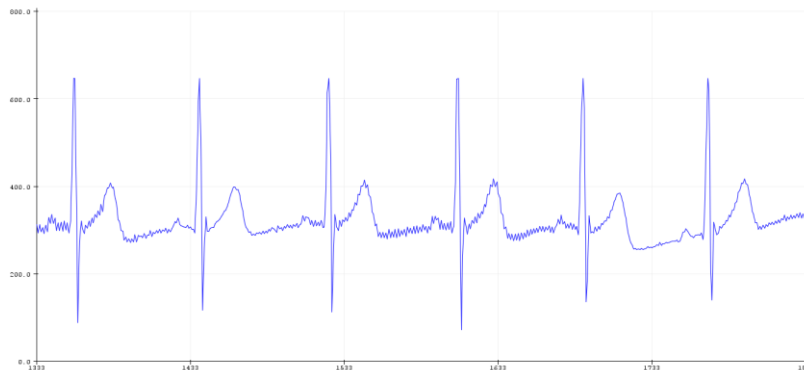


FIGURA 56 SEÑAL OBTENIDA DEL AD8232 SIN TRATAMIENTO. (AUTOR)

En la figura 56 se puede visualizar la señal proveniente del módulo de un paciente en estado de reposo, donde su señal presenta ruidos, los cuales son generados por

las diferentes reacciones bioquímicas del cuerpo humano y el movimiento de músculos y órganos.

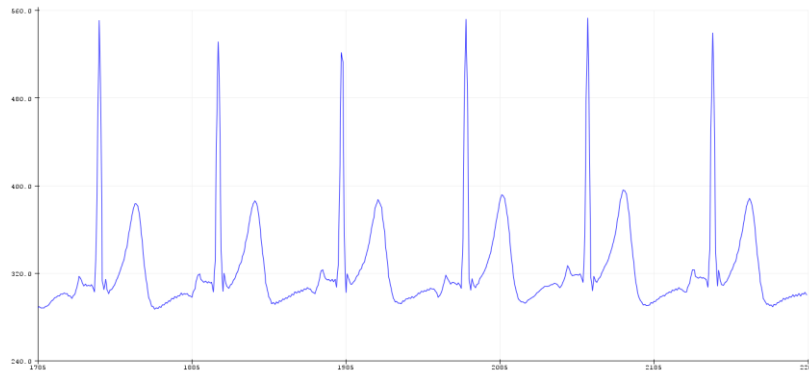


FIGURA 57 SEÑAL FILTRADA CON FILTRO EMA. (AUTOR)

En la figura 57; **Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se ilustra la señal procesada por medio de un filtro del tipo EMA, el cual suaviza la señal entrante, pero generando un aumento en el tiempo de respuesta del sistema, generando un retraso entre la señal original de color azul y la señal filtrada de color rojo, como se puede visualizar en la figura 58.

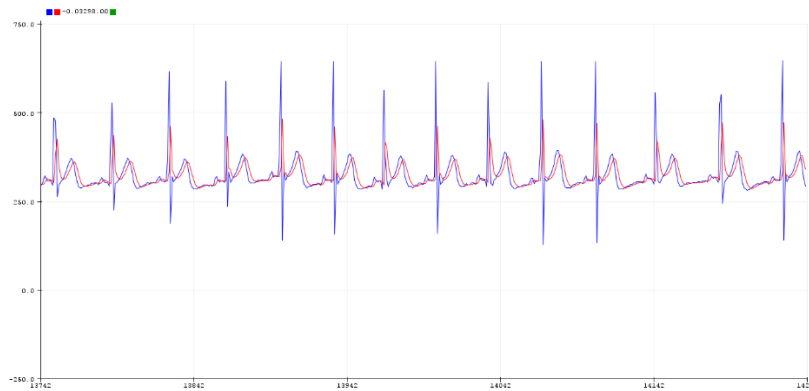


FIGURA 58 SEÑAL SIN FILTRAR Y FILTRADA. (AUTOR)

Para una mejor visualización acorde a un electrocardiograma y reducir procesamiento de datos en la recepción por parte de la placa Raspberry, se realizó una aproximación y escala de la señal, como se muestra en la figura 59.

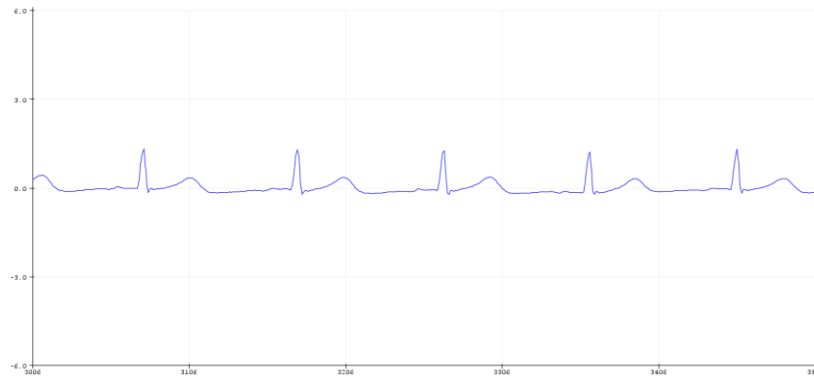


FIGURA 59 SEÑAL ESCALADA Y FILTRADA. (AUTOR)

RASPERRY

Durante el proceso de la señal en la placa Raspberry se logró visualizar y almacenar las señales provenientes de la placa Arduino, donde se visualiza en tiempo real por medio de la pantalla PITFT. Simultáneamente, está siendo almacenada en un documento tipo txt, para posteriormente visualizar dicha señal en un tramo de tiempo con fondo cuadrículado y almacenar, como se puede visualizar en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..** seguidamente, transmitir a la base de datos está imagen ya procesada.

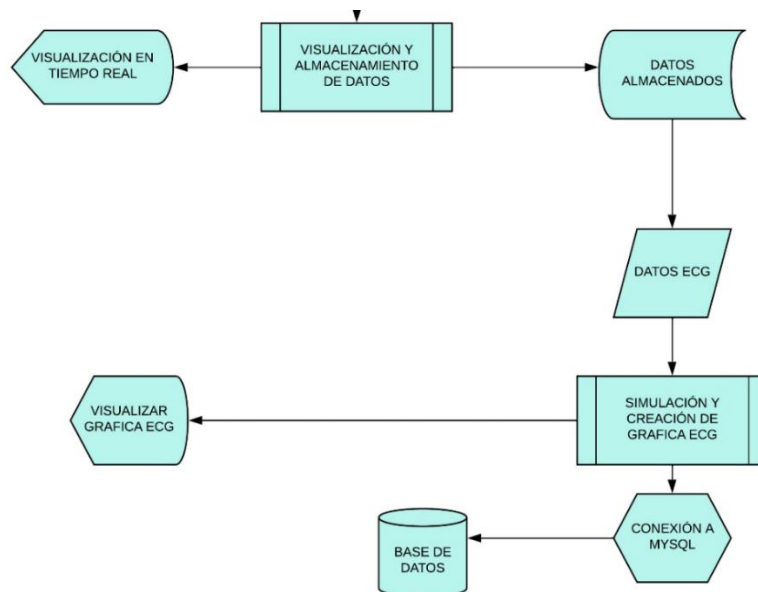


FIGURA 60 DIAGRAMA DE FLUJO PARA ETAPA EN RASPERRY. (AUTOR)

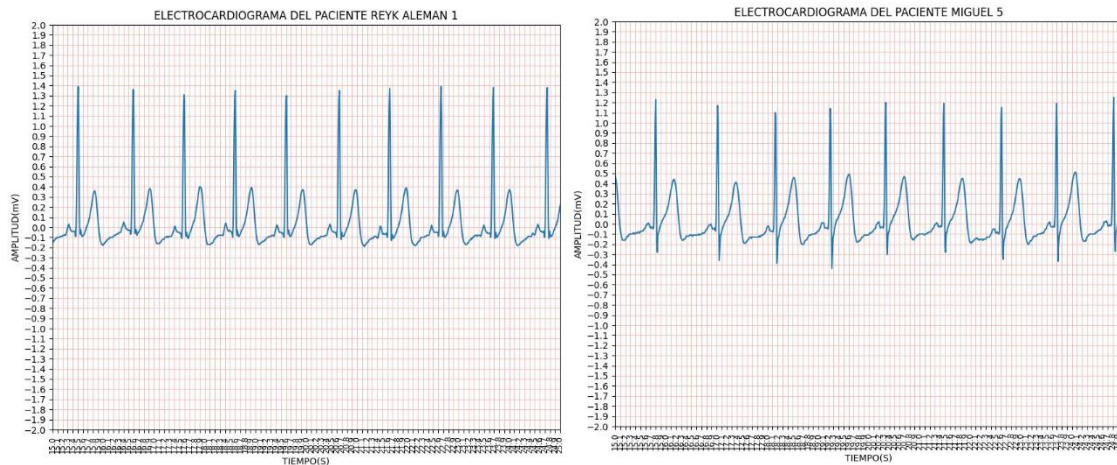


FIGURA 61 VISUALIZACIÓN DE SEÑALES DE PACIENTES SALIENTES DE LA RASPBERRY. (AUTOR)

BASE DE DATOS

Partiendo de lo demostrado en la metodología, se hace uso de PhpMyAdmin como administrador de base de datos fundamentado en MySQL. Donde se crea un usuario, al cual se le designa un nombre para tener acceso a la base de datos y administración de la trama de datos enviada por parte de la Raspberry, la cual es organizada en una tabla denominada “Pacientes”, la cual queda disponible para ser consultada y enviar los datos para ser visualizados en un servidor web a partir del localhost o la publicación por medio de Ngrok.

En la figura 62, se muestra la tabla de pacientes, con la información enviada por la Raspberry, donde son almacenadas en cada columna. Está la trama de datos enviada por la Raspberry como se muestra en dicha figura y a partir de allí cada elemento se organiza dependiendo de su variable.

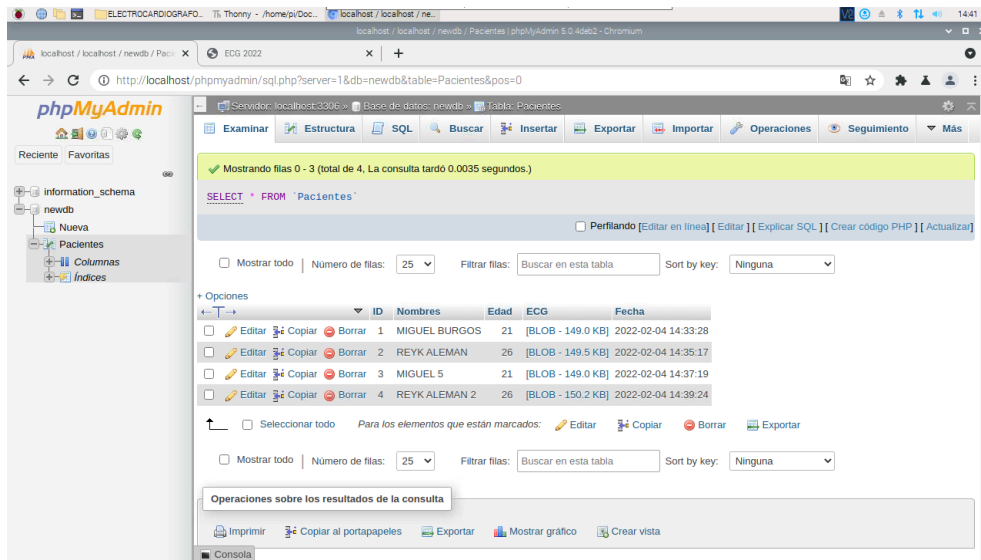


FIGURA 62 VISUALIZACIÓN BASE DE DATOS EN PHPMYADMIN. (AUTOR)

PÁGINA WEB

En la implementación de la página web se realizó un diseño estético para este proyecto. El diseño de la página web tiene un encabezado en la parte superior donde se encuentran el logo y nombre de la Universidad Pontificia Bolivariana, la cual al hacer clip va a redirigir a la página oficial de dicha entidad educativa. Seguidamente, se encuentra el título de este proyecto y el nombre de los autores. Posteriormente, se encuentra la lista de pacientes, la cual de manera automática carga la base de datos de los pacientes ya almacenados, es de aclarar que para datos subidos posteriormente se debe refrescar la página web.

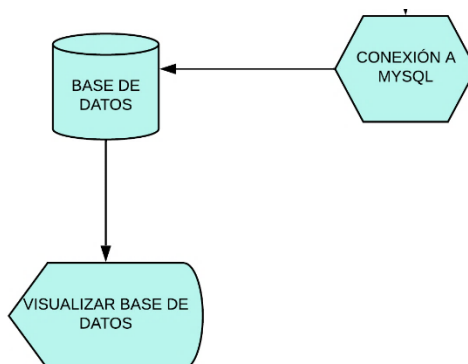



FIGURA 63 DIAGRAMA DE FLUJO PARA LA PÁGINA WEB. (AUTOR)


Universidad Pontificia Bolivariana

Diseño y construcción de un electrocardiógrafo portátil IoT para el monitoreo y detección de anomalías cardiacas en tiempo real

Miguel Ángel Burgos Martínez - Reyk Sayk Alemán Acuña

LISTA DE PACIENTES

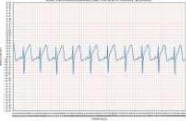

NOMBRE	EDAD	FECHA	ECG
MIGUEL BURGOS	21	2022-02-04 14:33:28	
REYK ALEMAN	26	2022-02-04 14:35:17	

FIGURA 64 VISUALIZACIÓN DE LA PÁGINA WEB. (AUTOR)

Ahora bien, como se demostró en la metodología en la etapa 4, más específicamente en Ngrok, se debe aplicarse este paso para poder tener un acceso remoto, tanto de la base de datos como de la página web.

ACCESO REMOTO EN TIEMPO REAL

Ahora bien, como se demostró en la metodología en la etapa 4, más específicamente en Ngrok, se debe aplicarse este paso para poder tener un acceso remoto, tanto de la base de datos como de la página web. Luego de realizar estas indicaciones se puede visualizar como en las siguientes imágenes.



FIGURA 65 ACCESO REMOTO DESDE UN ORDENADOR. (AUTOR)



FIGURA 66 ACCESO REMOTO DESDE UN SMARTPHONE. (AUTOR)

En el espacio de anexo se encuentra un link en el canal de YouTube donde se muestra el funcionamiento.

ANÁLISIS DE LA SEÑAL ECG USANDO LA TRANSFORMADA DE FOURIER

La transformada de Fourier igual que otras transformadas, permiten el análisis del ECG en el dominio de la frecuencia, permitiendo visualizar e identificar

componentes frecuenciales diferentes a la señal a estudiar. (Narváz Sánchez & Jaramillo Velásquez, 2004)

Partiendo de la ECG resultante de las mediciones realizadas, se procede a desarrollar un análisis de la señal ECG usando la Transformada Discreta de Fourier. Como se muestra en la figura 67, adquiriendo con esto un análisis espectral de dicha señal en el dominio de la frecuencia.

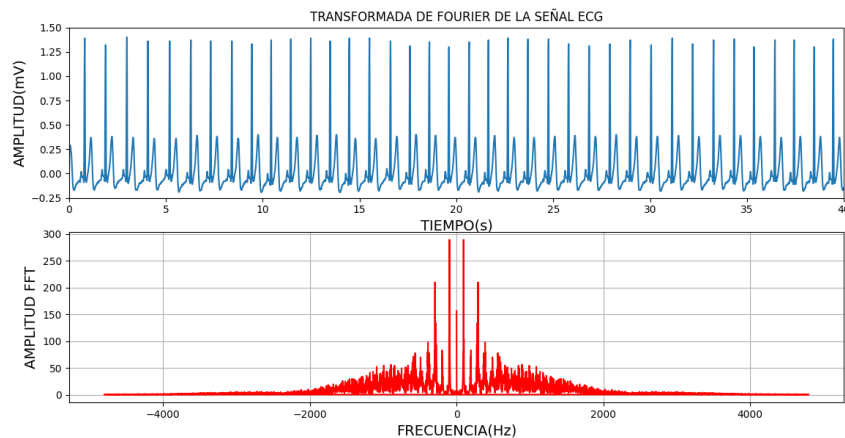


FIGURA 67 TRANSFORMADA DE FOURIER DE UNA SEÑAL ECG. (AUTOR)

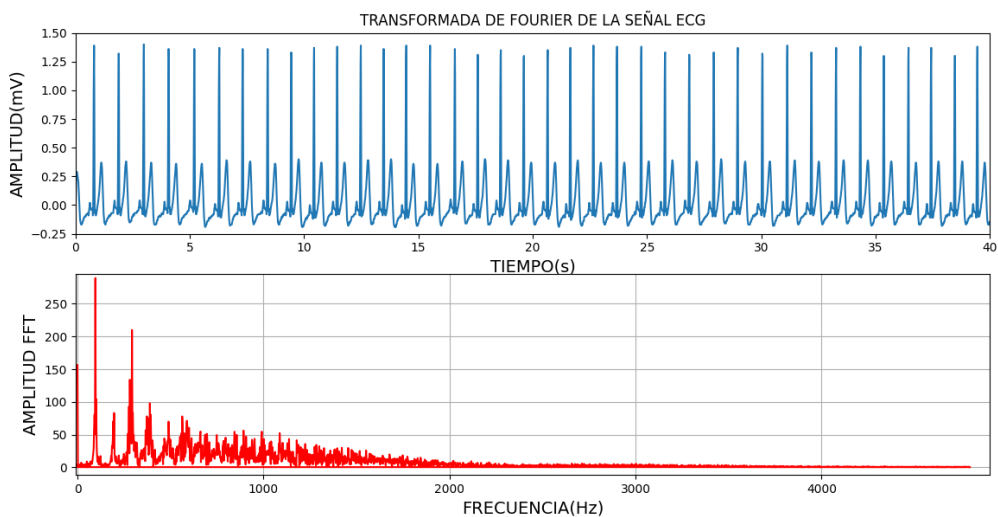


FIGURA 68 TRANSFORMADA DE FOURIER DE LA SEÑAL ECG FRECUENCIA POSITIVA. (AUTOR)

Observando figura 67 tomando una sección de la gráfica como se visualiza en la figura 68, se puede apreciar claramente la frecuencia fundamental y sus armónicos de la señal ECG.

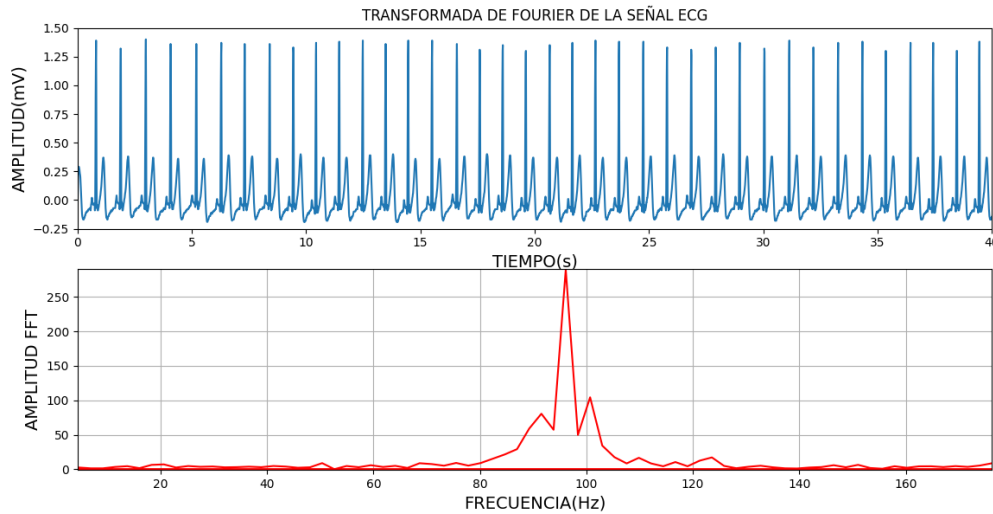


FIGURA 69 FRECUENCIA FUNDAMENTAL DE LA SEÑAL ECG. (AUTOR)

En la figura anterior se puede apreciar la frecuencia fundamental de la señal Ecg la cual es aproximadamente a 96Hz, siendo este valor aceptable considerando que una señal cardiaca normal oscila dentro del intervalo 60 Hz - 100Hz dependiendo de la morfología del paciente a analizar, demostrando la importancia de herramienta matemática para el análisis de señales como la transformada de Fourier para posibles detecciones de anomalías cardiacas.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El objetivo principal de este proyecto era diseñar y construir un electrocardiógrafo portátil IoT para el monitoreo y detección de anomalías cardíacas en tiempo real. Para el diseño de ese, se consideró un módulo AD8232, Raspberry Pi 4 y Arduino Mega 2560. A consideración de los autores de este proyecto de grado, queda la certidumbre de presentar un prototipo funcional y de carácter pedagógico, susceptible a mejoras de sistema y errores debido a que este presenta fallas en ocasiones, producto de condiciones del ambiente y con respecto al software.

Los frutos logrados en este proyecto, son de mucha relevancia y ayuda, para siguientes investigaciones. No obstante, de las señales obtenidas se pueden visualizar claramente las diferentes ondas que conforman la ECG, permitiendo hacer un análisis de ellas. Sin embargo, no superan las normativas presentes, por esto, se puede considerar que este proyecto es de carácter pedagógico, para las diferentes áreas de la electrónica y ciencia de la salud.

Con cada uno de los dispositivos se logró programar de manera exitosa, adaptar e incorporar para que puedan desempeñar en conjunto como un sistema y así cumplir con el objetivo de medir las señales ECG del paciente. Se consideró la placa Arduino Mega como placa de obtención de las señales, porque dicha placa se podrá utilizar para próximas investigaciones, donde se le podrá acoplar a este proyecto elementos como son oxímetro, pulsímetro, termómetro, entre otros. Todos estos elementos de medición ampliarán la precisión y versatilidad del dispositivo.

Sin lugar a duda, el monitoreo de las señales cardíacas en tiempo real es una gran herramienta, para el estudio de estas señales, permitiendo saber el estado actual del corazón. Ahora bien, uno de los objetivos principales fue la creación de una base de datos, donde se guardan todas las señales cardíacas ECG para su análisis de manera remota, permitiendo que el especialista encargado visualice dicha señal en cualquier dispositivo y punto del mundo, con solo estar conectado a la red.

Dentro de las recomendaciones a tener en cuenta, es realizar una buena adherencia de los electrodos del electrocardiograma (ECG), partiendo de, si se deja un espacio entre el parche y la piel, se pueden generar un falso contacto. Además, efectuar un buen acople en los cables electrocardiográficos al equipo, debido a que una mala

conexión no permitiría obtener resultados satisfactorios y presentar distorsión en la señal del electrocardiógrafo.

En la medida de lo posible, evitar el uso de dispositivos electrónicos o alimentación energética externa al prototipo. En cuanto a materiales conductores, no portar elementos como lo son cadenas, argollas, anillos, etc. Igualmente, para una mejor visualización de las señales, permanecer en un estado de serenidad y una posición decúbito, en su defecto una posición de sedestación. Evitar hacer compresiones de los músculos, en particular a nivel pectoral y abdominal. Además, no ejecutar movimientos bruscos.

Finalizando el proceso de desarrollo, de este proyecto de investigación y teniendo en cuenta los resultados obtenidos siguiendo los pasos expresados en la metodología se demuestra un alto nivel de factibilidad para la creación de un electrocardiógrafo portátil IoT para el monitoreo de anomalías cardíacas en tiempo real con fines académicos y pedagógicos, para el estudio y análisis de las señales ECG.

BIBLIOGRAFIA

- A. (2018). Laboratorio de Fisiología - Fisiología Animal. Recuperado 1 de marzo de 2021, de Univeritat de Barcelona website:
http://www.ub.edu/LabFisio/index.php?option=com_content&view=article&id=29&Itemid=148
- Alarcón Aguín, J. M. (2018). Tutorial: ngrok - cómo publicar en Internet cualquier página o aplicación web que tengas en tu equipo local. Recuperado 5 de enero de 2022, de Jasoft.org website: <https://www.jasoft.org/Blog/post/tutorial-ngrok-como-publicar-en-internet-cualquier-pagina-o-aplicacion-web-que-tengas-en-tu-equipo-local#:~:text=ngrok es un ejecutable único,nuestro ordenador%2C en cualquier puerto.>
- Albert Cabrera, M. J., Hechavarría Toledo, S., & Cuadot Alvarez, A. (2021). Electrocardiografía Básica. Recuperado 5 de marzo de 2021, de POLICLINICO UNIVERSITARIO VEDADO website:
<http://www.sld.cu/sitios/pdvedado/temas.php?idv=8346>
- Arduino. (2021). Arduino Mega 2560 Rev3. Recuperado 21 de diciembre de 2021, de Arduino Online Shop website: <https://store-usa.arduino.cc/products/arduino-mega-2560-rev3?selectedStore=us>
- AV Electronics. (2020). Módulo AD8232 ECG Sensor Pulso Cardíaco. Recuperado 8 de marzo de 2021, de AV Electronics website:
<https://avelectronics.cc/producto/modulo-ad8232-ecg-sensor-pulso-cardiaco/>
- AVISAR-TECNOLOGIA. (2020). Raspberry Pi 4 Modelo B 4gb Ram. Recuperado 9 de marzo de 2021, de Mercado Libre website:
https://articulo.mercadolibre.com.co/MCO-549628628-raspberry-pi-4-modelo-b-4gb-ram-original-entrega-inmediata-_JM?matt_tool=99279475&matt_word=&matt_source=google&matt_campaign_id=11584883659&matt_ad_group_id=115595145969&matt_match_type=&matt_network=g&m
- Azcona, L. (2009). El electrocardiograma. Recuperado 20 de diciembre de 2021, de Libro de la salud cardiovascular website:
https://www.fbbva.es/microsites/salud_cardio/mult/fbbva_libroCorazon_cap4.pdf
- B. Biología. (2015). Ciclo Cardíaco. Recuperado 19 de febrero de 2021, de Blog de Biología website: <https://www.blogdebiologia.com/ciclo-cardiaco.html>
- Baquero Castañeda, C. C., & Diaz Martínez, V. F. (2020). Diseño y construcción de prototipo electrónico para la detección del robo en tapas del acueducto mediante señales de vibraciones. Recuperado 27 de diciembre de 2021, de

Universidad de la Salle website:

https://ciencia.lasalle.edu.co/cgi/viewcontent.cgi?article=1584&context=ing_electrica

- Boylestad, R. L., & Nashelsky, L. (2009). *Electrónica : teoría de circuitos y dispositivos electrónicos* (10.ª ed.). Pearson Education, Inc.
- CampusCardio. (2020). Electrocardiograma en adolescente de 15 años miembro del equipo de natación. Recuperado 24 de febrero de 2021, de <https://campuscardio.com/caso-clinico/electrocardiograma-mujer-15-equipo-de-natacion/>
- Cardona, K., Saiz, J., De Loma, J. M., Puerto, G., & Suárez, C. (2008, diciembre). Modelado y Simulación de la Actividad Eléctrica de Células Ventriculares. *Fac. Ing. Univ. Antioquia*, 46, 80-89. Recuperado de <http://www.scielo.org.co/pdf/rfiua/n46/n46a08.pdf>
- Castañeda Cárdenas, J. A. (2012). ELIMINACION DE PERTURBACIONES EN SEÑALES ECG UTILIZANDO FILTRADO DE KALMAN IMPLEMENTADO EN UN DSP. Recuperado 26 de diciembre de 2021, de <https://repositorio.utp.edu.co/server/api/core/bitstreams/32198b20-c535-48d3-99e1-a58cc9184533/content>
- CDMX Electrónica. (2021). AD8232 ECG Módulo Monitor de Pulso Cardíaco. Recuperado 10 de marzo de 2021, de UNIT Electronics website: <https://uelectronics.com/producto/ad8232-ecg-modulo-monitor-de-pulso-cardiaco/>
- Coughlin, R. F., & Driscoll, F. F. (1999). *AMPLIFICADORES OPERACIONALES Y CIRCUITOS INTEGRADOS LINEALES* (4a ed.). Recuperado de <https://books.google.com/books?id=Jd-Tlqo3EkIC&pgis=1>
- De los Nietos Miguel, C. (2007). Nociones básicas de anatomía, fisiología y patología cardíaca: bradiarritmias y taquiarritmias. *Enfermería en cardiología: revista científica e informativa de la Asociación Española de Enfermería en Cardiología*, 40, 7-20. Recuperado de <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=2341821>
- Dynamo Electronics. (2021). Kit ECG AD8232 con electrodos (pulso cardíaco). Recuperado 27 de diciembre de 2021, de Dynamo Electronics website: <https://dynamoelectronics.com/tienda/kit-ecg-ad8232-con-electrodos/>
- Enkisboy. (2012). Abordaje sistematico a la interpretación del EKG. Recuperado 23 de febrero de 2021, de Slideshare website: <https://es.slideshare.net/Enkisboy/abordaje-sistematico-a-la-interpretacin-del-ekg>

- Erasmus. (2018). Erasmusnursing.net. Recuperado 19 de febrero de 2021, de Erasmusnursing.net website: <http://es.heart.erasmusnursing.net/content/1-0-anatomia-del-corazon/>
- Fundación española del corazón. (2019). ELECTROCARDIOGRAMA. Recuperado 1 de marzo de 2021, de <https://fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/metodos-diagnosticos/electrocardiograma.html>
- Gartner, L. P. (2011). *Histología Básica*. Recuperado de file:///C:/Users/Patricio.DESKTOP-APBAJRL/Desktop/2B/ALEX/HISTOLOGIA/LIBROS/Histologi_a_Ba_sica_Leslie_P._Gartner_Ja.pdf
- Garza, G. P. (2008). El electrocardiograma normal Parte 2. *Avances: Educación Médica*, 9 (26), 38-42. Recuperado de <https://biblat.unam.mx/hevila/Avances/2012/no26/5.pdf>
- Jadhav, K. B., & Chaskar, U. M. (2017). Design and development of smart phone based ECG monitoring system. *RTEICT 2017 - 2nd IEEE International Conference on Recent Trends in Electronics, Information and Communication Technology, Proceedings, 2018-Janua*, 1568-1572. <https://doi.org/10.1109/RTEICT.2017.8256862>
- Lázaro-Martínez, J. L., & Rodrigo López, J. L. (2009). Válvulas cardíacas: Funcionamiento y enfermedades. Recuperado 20 de diciembre de 2021, de Libro de la salud cardiovascular website: https://www.fbbva.es/microsites/salud_cardio/mult/fbbva_libroCorazon_cap51.pdf
- Lukianova, N. (2021). Filtro exponencial EMA (Exponential Moving Average). Recuperado 28 de diciembre de 2021, de Arduino.CL website: <https://arduino.cl/filtro-exponencial-ema-exponential-moving-average/>
- MariaDB. (2022). MariaDB. Recuperado 15 de enero de 2022, de MariaDB.ORG website: <https://mariadb.org/about/>
- Ministerio de Salud y Protección. (2018). Plan Nacional de Salud Rural. *Ministerio de Salud y Protección*, 73. Recuperado de <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PES/msps-plan-nacional-salud-rural-2018.pdf>
- Moore, K. L., Dalley, A. F., & Agur, A. M. R. (2013). *Anatomía con Orientación Clínica* (7a ed.; L. W. & Wilkins, Ed.). Recuperado de https://books.google.com.co/books?hl=es&lr=&id=4ywjo9aQDt8C&oi=fnd&pg=PA2&dq=Anatomia+con+orientacion+clinica&ots=BB45no2Ro9&sig=NtRzvkgFZcLaRtDfNzIV7BboziA&redir_esc=y#v=onepage&q=Anatomia+con+orientacion+clinica&f=false

- My EKG. (2019). Electrocardiogram Leads. Recuperado 4 de marzo de 2021, de <https://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/derivaciones-cardiacas.html>
- My EKG. (2020). Intervalos y Segmentos del Electrocardiograma. Recuperado 4 de marzo de 2021, de <https://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/intervalos-segmentos-ekg.html>
- Narváez Sánchez, R., & Jaramillo Velásquez, A. (2004). Diferenciación entre electrocardiogramas normales y arrítmicos usando análisis en frecuencia. *Revista Ciencias de la Salud*. <https://doi.org/10.12804>
- Observatorio Nacional de Salud. (2013). *Boletín Observatorio Nacional de Salud - Instituto Nacional de Salud*. Recuperado de <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/IA/INS/Boletin-tecnico-1-ONS.pdf>
- Ocha, F. (2020). Comunicación Serial. Recuperado 15 de enero de 2021, de Código Facilito website: <https://codigofacilito.com/articulos/comunicacion-serial>
- ORACLE. (2020). MySQL Database. Recuperado 15 de febrero de 2022, de ORACLE website: <https://www.oracle.com/co/mysql/>
- Paradigmia. (2020). Anatomía Humana: Órganos y Vísceras. Recuperado 21 de febrero de 2021, de Estructura y capas del corazón - CURSO DE ANATOMIA - Paradigmia website: <https://paradigmia.com/curso/anatomia-humana/modulos/el-corazon/temas/capas-del-corazon/>
- Pérez Bonilla, M. E., Pérez Quintero, J., Reyes Monreal, M., & Reyes Lazalde, A. (2019). Simucardi : simulador de la electrofisiología del sistema de conducción cardiaco. *Revista Electrónica de Didáctica en Educación Superior*. Recuperado de <http://ojs.cbc.uba.ar/index.php/redes/article/view/116/121>
- Perry, A. ., & Potter, P. A. (2019). Pasos para la obtención de un electrocardiograma de 12 derivaciones. Recuperado 2 de marzo de 2021, de <https://www.elsevier.com/es-es/connect/enfermeria/11-pasos-para-la-obtencion-de-un-electrocardiograma-de-12-derivaciones>
- Portal, L. (2015). *Electromedicina e Instrumentación Biomédica*. Recuperado de <https://slideplayer.es/slide/2261866/>
- Quintero M., J. E., & Sierra M., J. M. (2013, noviembre). Diseño y Construcción de un Prototipo de Electrocardiografía Dinámica “Holter” Universal de Tres Canales con Interfaz Electrónica para Cualquier Plataforma de Instrumentación Virtual. *Revista Especializada en Ingeniería*, 99-107. <https://doi.org/10.22490/25394088.1097>
- Raspbian.org. (2020). Welcome to Raspbian. Recuperado 16 de enero de 2022,

de <http://www.raspbian.org/>

- Rhcastilhos. (2010). Diagrama do coração humano (cortado). Recuperado 21 de febrero de 2021, de Wikimedia Commons website:
https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/b/b2/Diagram_of_the_human_heart_%28cropped%29_pt.svg
- ROMERO, J. L. (2015). ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS USANDO TÉCNICAS DE PROCESAMIENTO DIGITAL. Recuperado 27 de diciembre de 2021, de Universitat Oberta de Catalunya website:
<http://openaccess.uoc.edu/webapps/o2/bitstream/10609/40186/6/jlorezoroTF0115memoria.pdf>
- Sopavanit, C., Desudchit, T., & Riyamongkol, P. (2009). Wireless and wearable EKG device with lossless compression for on-line post-surgery heart monitoring system. *2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 48(4), 1218-1223. <https://doi.org/10.1109/ROBIO.2009.4913174>
- Sopavanit, Cherdkul, Desudchit, T., & Riyamongkol, P. (2009). Wireless and wearable EKG device with lossless compression for on-line post-surgery heart monitoring system. *2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2008*, 1218-1223.
<https://doi.org/10.1109/ROBIO.2009.4913174>
- Standford Children's Health. (2018). Anatomía y funciones del sistema eléctrico. Recuperado 28 de febrero de 2021, de Stanford Children's Health website:
<https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=anatomayfuncionesdelsistemaelctrico-90-P04865>
- The Raspberry Pi Foundation. (2021). 4 Model B specifications. Recuperado 8 de marzo de 2021, de Raspberry Pi website:
<https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-4-model-b/specifications/>
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2013). *Principios de anatomía y fisiología* (Médica Panamericana, Ed.). México, DF.
- Turicchia, L., Do Valle, B., Bohorquez, J. L., Sanchez, W. R., Misra, V., Fay, L., ... Sarpeshkar, R. (2010). Ultralow-power electronics for cardiac monitoring. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, 57(9), 2279-2290. <https://doi.org/10.1109/TCSI.2010.2071610>
- Valencia Zambrano, W. A. (2018). *DISEÑO DE PROTOTIPO "DOCTOR PI" PARA LA MEDICIÓN Y MONITORIZACIÓN DE SIGNOS VITALES EN ADULTOS MAYORES UTILIZANDO SENSORES BIOMÉTRICOS Y MÉDICOS ACOPLADOS A RASPBERRY PI*. (Universidad Politécnica Salesiana). Recuperado de <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/15570/1/UPS-GT002148.pdf>

- Varela Benítez, J. L., Rivera Delgado, J. O., Espina Hernández, J. H., & De la Rosa Vásquez, J. M. (2015). Electrodo capacitivo de alta sensibilidad para la detección de biopotenciales eléctricos. Recuperado 20 de diciembre de 2021, de Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica website:
http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322015000200003
- Vega Picón, G. E. (2012). *Diseño y construcción de un electrocardiografo de 12 derivaciones para el analisis de señales cardiacas*. (Universidad Politécnica Salesiana: Sede Cuenca). Recuperado de
<https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/3262/1/UPS-CT002532.pdf>
- Villagrá, D. F. (2020). Sistema de conducción. Ritmo cardiaco normal. Recuperado 26 de febrero de 2021, de Unidad de Cardiopatías Congénitas (UCC) website:
https://cardiopatiascongenitas.net/arritmias/sistema_de_conduccion/
- Visus, A. (2020). ¿Para qué sirve Python? Razones para utilizar este lenguaje de programación. Recuperado 15 de enero de 2022, de ESIC website:
<https://www.esic.edu/rethink/tecnologia/para-que-sirve-python>
- Wesley, K., & Facep, M. (2017). Interpretación del ECG: Monitorización y 12 derivaciones. Recuperado 20 de diciembre de 2021, de Huszar's ECG and 12-lead interpretation Copyright © 2017, Elsevier Inc. All rights reserved. Previous editions copyrighted 2011, 2007, 2002, 1998. ISBN: 978-0-323-35575-9 website:
[https://books.google.com.ec/books?hl=es&lr=&id=USQmDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=interpretación+electrocardiograma+imagenes&ots=JNk0WYpvAd&sig=pk-_X9vyr8hueOuYGfmO2Rnectk&redir_esc=y#v=onepage&q=interpretación electrocardiograma imagenes&f=false](https://books.google.com.ec/books?hl=es&lr=&id=USQmDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=interpretación+electrocardiograma+imagenes&ots=JNk0WYpvAd&sig=pk-_X9vyr8hueOuYGfmO2Rnectk&redir_esc=y#v=onepage&q=interpretación+electrocardiograma+imagenes&f=false)
- World Heart Federation. (2016). ENFERMEDAD CARDIOVASCULAR. Recuperado 26 de marzo de 2021, de World Heart Federation website:
<https://www.world-heart-federation.org/wp-content/uploads/2017/11/infografia-WHF.pdf>
- Zavala-Villeda, J. A. (2018). Vectores cardíacos, derivaciones del plano frontal y horizontal, ondas, intervalos y segmentos en el electrocardiograma. *Revista Mexicana de Anestesiología*, S186-S189. Recuperado de
<https://www.medigraphic.com/pdfs/rma/cma-2018/cmas181bi.pdf>

ANEXOS

Enlace visualización funcionamiento <https://youtu.be/hUFqSIQdNkc>.