

UNIVERSIDAD PRIVADA ANTENOR ORREGO
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE ESTUDIO DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA



TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO ELECTRÓNICO

Monitoreo de signos vitales a través de un dispositivo móvil para personas
con síntomas de insuficiencia cardiaca

Línea de investigación: Robótica y automatización avanzada

Autores:

Chávez Velásquez, Joel Michel

Cortijo Ugaz, Carlos Ricardo

Jurado Evaluador:

Presidente: Cerna Sánchez, Eduardo Elmer

Secretario: Ramos Rojas, Ovidio Hildebrando

Vocal: Vargas Diaz, Luis Alberto

Asesor:

De La Cruz Rodríguez, Oscar Miguel

Código Orcid: <https://orcid.org/0000-0001-9207-8558>

Trujillo - Perú

2024

Fecha de sustentación: 2024/05/24

Monitoreo de signos vitales a través de un dispositivo móvil para personas con síntomas de insuficiencia cardiaca

by CARLOS RICARDO CORTIJO UGAZ

Submission date: 28-May-2024 11:35PM (UTC-0500)

Submission ID: 2312017389

File name: Tesis_-_Joel_Chavez_y_Ricardo_Cortijo.pdf (1.85M)

Word count: 8360

Character count: 49278



Ricardo Miguel de la Cruz
Ingeniero Electrónico
CIP 85588

Monitoreo de signos vitales a través de un dispositivo móvil para personas con síntomas de insuficiencia cardiaca

ORIGINALITY REPORT

14% SIMILARITY INDEX	14% INTERNET SOURCES	0% PUBLICATIONS	7% STUDENT PAPERS
--------------------------------	--------------------------------	---------------------------	-----------------------------



PRIMARY SOURCES

1	repositorio.upao.edu.pe Internet Source	9%
2	revia.areandina.edu.co Internet Source	1%
3	jossecabrera.wordpress.com Internet Source	1%
4	Submitted to Universidad TecMilenio Student Paper	1%
5	www.mediummultimedia.com Internet Source	1%
6	scienti.minciencias.gov.co Internet Source	1%
7	vaneefisiologiaa.blogspot.com Internet Source	1%

Exclude quotes On

Exclude matches < 1%

Exclude bibliography On



Jurado de sustentación Oral

Ms. Ing. CERNA SÁNCHEZ EDUARDO ELMER
N° CIP 80252
Presidente

Ms. Ing. RAMOS ROJAS OVIDIO HILDEBRANDO
N° CIP 92622
Secretario

Ms. Ing. VARGAS DIAZ LUIS ALBERTO
N° CIP 104175
Vocal

Entregado el:

Aprobado por:

CHÁVEZ VELÁSQUEZ JOEL MICHEL
DNI: 70586264

CORTIJO UGAZ CARLOS RICARDO
DNI: 70314908

Ms. Ing. DE LA CRUZ RODRÍGUEZ OSCAR MIGUEL
N° CIP 85598
Asesor

UNIVERSIDAD PRIVADA ANTENOR ORREGO
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE ESTUDIO DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA



TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO ELECTRÓNICO

**Monitoreo de signos vitales a través de un dispositivo móvil para personas con
síntomas de insuficiencia cardiaca**

Línea de investigación: Robótica y automatización avanzada

Autores:

Chávez Velásquez, Joel Michel

Cortijo Ugaz, Carlos Ricardo

Jurado Evaluador:

Presidente: Cerna Sánchez, Eduardo Elmer

Secretario: Ramos Rojas, Ovidio Hildebrando

Vocal: Vargas Diaz, Luis Alberto

Asesor:

De La Cruz Rodríguez, Oscar Miguel

Código Orcid: <https://orcid.org/0000-0001-9207-8558>

Trujillo - Perú

2024

Fecha de sustentación: 2024/05/24

DECLARACION DE ORIGINALIDAD

Yo, Oscar Miguel De La Cruz Rodríguez, docente del Programa de Estudio de Pregrado de la Universidad Privada Antenor Orrego, asesor de la tesis titulada “MONITOREO DE SIGNOS VITALES A TRAVÉS DE UN DISPOSITIVO MÓVIL PARA PERSONAS CON SÍNTOMAS DE INSUFICIENCIA CARDIACA”, de los autores Joel Michel Chávez Velásquez y Carlos Ricardo Cortijo Ugaz.

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud del 14%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software Turnitin el día 28 de mayo del 2024.
- He revisado con detalle dicho reporte de la tesis “MONITOREO DE SIGNOS VITALES A TRAVÉS DE UN DISPOSITIVO MÓVIL PARA PERSONAS CON SÍNTOMAS DE INSUFICIENCIA CARDIACA” y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las normas establecidas por la Universidad.

Trujillo, 29 de mayo de 2024



Br. Chávez Velásquez Joel Michel
DNI: 70586264



Br. Cortijo Ugaz Carlos Ricardo
DNI: 70314908



Ms. De La Cruz Rodríguez Oscar Miguel
DNI: 40545044
Orcid: 0000-0001-9207-8558

Dedicatoria

Con todo el amor y cariño

A mi madre Mónica, quien me ha motivado y apoyado incondicionalmente en los momentos más difíciles a lo largo de la carrera.

A mi abuela Esperanza, quien siempre ora por mí para que mis acciones tengan resultados positivos.

Al Sr. Julio Castañeda, quien me brinda consejos basados en la experiencia, para mejorar cada día.

A mi gran amigo Bryan Bravo, quien es como un hermano y su motivación ha sido importante para finalizar la investigación.

Joel Michel Chávez Velásquez

A mis padres, Liz y Ricardo, por todo el esfuerzo y apoyo durante toda mi formación académica, por ser mi mayor motivación y un gran ejemplo para seguir.

A mi hermano, Diego, mi compañero de vida.

A mi familia, que siempre estuvieron presentes y ayudándome a mejorar cada día.

Carlos Ricardo Cortijo Ugaz

Agradecimiento

Principal agradecimiento a Dios por guiarme y llenarme de sabiduría.

A mi familia por la paciencia y apoyo durante la carrera universitaria.

A mi asesor, Ms. Oscar Miguel de la Cruz Rodríguez, por brindar su conocimiento, esfuerzo y dedicación para hacer esta investigación posible.

A los docentes de la Universidad Privada Antenor Orrego por brindar sus opiniones para la mejora de la investigación.

Joel Michel Chávez Velásquez

Agradecer a mi asesor, Ms. Oscar Miguel de la Cruz Rodríguez, por la orientación y consejos valiosos para la realización de esta investigación.

A los ingenieros de la Universidad Privada Antenor Orrego que me acompañaron durante mi formación académica en Ingeniería Electrónica, que me brindaron los conocimientos y herramientas necesarias para mi formación profesional.

A todas las amistades formadas durante este viaje.

Carlos Ricardo Cortijo Ugaz

Resumen

El objetivo del presente trabajo es monitorear los signos vitales a pacientes con insuficiencia cardiaca utilizando un dispositivo móvil, para prevenir posibles problemas cardiacos.

En principio en el trabajo se describen los aspectos del diseño de investigación y justificación del estudio, para luego presentar las bases teóricas que permita comprender el monitoreo de los signos vitales a pacientes con insuficiencia cardiaca. A partir del análisis de la información obtenida se evalúan aspectos técnicos para realizar el diseño de la interface para la adquisición de las señales cardiacas haciendo uso del Microcontrolador ESP32 W y el CI AD8232, su caracterización mediante el acondicionamiento de la señal cardiaca a través de la implementación de un filtro pasa altos digital para un tiempo de muestreo de 2ms y una frecuencia de corte de 0.1hz y el desarrollo de la interfaz gráfica del aplicativo móvil se realizó en app inventor.

Por último, se muestra la funcionalidad del dispositivo captando una señal cardiaca con una frecuencia de 62 pulsaciones por minuto.

Palabras Clave: señal cardiaca, filtro, tiempo de muestreo.

Abstract

The objective of this work is to monitor the vital signs of patients with heart failure using a mobile device, to prevent possible cardiac problems.

Initially, the work describes the aspects of the research design and justification of the study, and then presents the theoretical bases that allow understanding the monitoring of vital signs in patients with heart failure. From the analysis of the information obtained, technical aspects are evaluated to carry out the design of the interface for the acquisition of cardiac signals using the ESP32 W Microcontroller and the AD8232 IC, its characterization through the conditioning of the cardiac signal through the implementation of a digital high-pass filter for a sampling time of 2ms and a cut-off frequency of 0.1hz and the development of the graphical interface of the mobile application was carried out in app inventor.

Finally, the functionality of the device is shown, capturing a cardiac signal with a frequency of 62 beats per minute.

Keywords: cardiac signal, filter, sampling time

PRESENTACIÓN

Señores miembros del Jurado:

De conformidad y en cumplimiento de los requisitos estipulados en el Reglamento de Grados y Títulos de la Universidad Privada Antenor Orrego y el Reglamento Interno del programa de Estudios de Ingeniería Electrónica para obtener el Título Profesional de Ingeniero Electrónico, se pone a vuestra disposición el presente trabajo de tesis titulado: **“MONITOREO DE SIGNOS VITALES A TRAVÉS DE UN DISPOSITIVO MÓVIL PARA PERSONAS CON SÍNTOMAS DE INSUFICIENCIA CARDIACA”**.

Esta investigación es el resultado de aplicar los conocimientos adquiridos en la formación profesional en la universidad, perdonando de antemano posibles errores involuntarios en su desarrollo.

Trujillo, mayo del 2024

Br. Joel Michel Chávez Velásquez

Br. Carlos Ricardo Cortijo Ugaz

Tabla de contenidos

Dedicatoria	vii
Agradecimiento	viii
Resumen	ix
Abstract	x
PRESENTACIÓN	xi
Tabla de contenidos	xii
Índice de tablas	xiii
Índice de figuras	xiii
I. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Problema de investigación	1
1.2. Objetivos	3
1.3. Justificación del estudio	3
II. MARCO DE REFERENCIA	4
2.1. Antecedentes del estudio	4
2.2. Marco teórico	7
2.3. Marco conceptual	18
2.4. Sistema de hipótesis	20
2.5. Variables. Operacionalización de variables	20
III. METODOLOGÍA EMPLEADA	17
3.1. Tipo y nivel de investigación	17
3.2. Población y muestra del estudio	17
3.3. Diseño de investigación	17
3.4. Técnicas e instrumentos de la investigación	18
3.5. Procesamiento y análisis de datos	19
IV. PRESENTACIÓN DE RESULTADOS	35
V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS	46
CONCLUSIONES	46
RECOMENDACIONES	46
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48

Índice de tablas

Tabla 1 Operacionalización de la variable independiente	20
Tabla 2 Registro de frecuencia cardiaca para validación	44

Índice de figuras

Figura 1: El corazón	9
Figura 2: Actividad del corazón	10
Figura 3: Onda ECG	11
Figura 4: Segmentos Onda ECG	12
Figura 5: Microcontrolador ESP32W	19
Figura 6: CI AD8232	20
Figura 7: Conexión del sistema entre el CI AD8232 y el Microcontrolador ESP32W ..	21
Figura 8: Conexión de los electrodos para la captura de la señal cardiaca	22
Figura 9: Captura de la señal cardiaca	22
Figura 10: Ecuación discreta	23
Figura 11: Captura de la señal discretizada	24
Figura 12: Respuesta del filtro rechazo de banda en Matlab	25
Figura 13: Captura de la señal con filtrado	28
Figura 14: Interfaz gráfica en app inventor	31
Figura 15: Programación del aplicativo	32
Figura 16: Declaración de las variables a utilizar	32
Figura 17: Declaración de las variables utilizando un temporizador	33
Figura 18: Dispositivo captando una señal cardiaca	34
Figura 19: Módulo para capturar la actividad eléctrica del corazón	35
Figura 20: Resultado de la señal cardiaca	37
Figura 21: Respuesta en frecuencia del filtro rechazo de banda en Matlab	39
Figura 22: Resultado de la señal con filtrado	40
Figura 23: Desarrollo de la Interfaz gráfica	41
Figura 24: Programación del aplicativo que realiza al inicio de las variables	41
Figura 25: Declaración de las variables	42

Figura 26: Programación de la curva ECG.....	42
Figura 27: Dispositivo captando una señal cardiaca	43
Figura 28: Registro de la actividad eléctrica del corazón.....	43
Figura 29: Resultado de la señal cardiaca con filtrado	45

I. INTRODUCCIÓN

1.1. Problema de investigación

Según Murray CJ, Lopez las enfermedades cardiovasculares son las principales causas de muerte a nivel mundial. Dentro de ellas, la enfermedad cardíaca isquémica se asocia con alta mortalidad y discapacidad en ambos sexos, lo que constituye que para el año 2020 sea uno de los principales problemas de salud pública de trascendencia mundial. Sin embargo, con el tiempo, ha surgido una realidad problemática que afecta a la salud de sus ciudadanos: el descontrol de los ritmos cardíacos, específicamente taquicardia y bradicardia.

Las personas, sin darse cuenta, están expuestas a este campo electromagnético durante todo el día, desde sus hogares hasta sus trabajos, parques y lugares públicos. Aunque los niveles de exposición están dentro de los límites considerados seguros por los estándares actuales, la acumulación constante y prolongada de estas radiaciones electromagnéticas ha comenzado a afectar la salud cardiovascular de la población.

La taquicardia, que se caracteriza por un ritmo cardíaco anormalmente acelerado, es un efecto frecuente entre aquellos que pasan la mayor parte de su tiempo en áreas de alta densidad de dispositivos electrónicos. La sobreestimulación del sistema nervioso autónomo debido a las señales electromagnéticas puede provocar episodios de taquicardia, causando ansiedad, fatiga y problemas para dormir.

Por otro lado, la bradicardia también se ha vuelto una preocupación creciente. Algunas personas son más susceptibles a la influencia de los campos electromagnéticos, lo que puede llevar a un ritmo cardíaco anormalmente lento. La bradicardia puede

provocar mareos, desmayos y en casos graves, poner en riesgo la vida de quienes la padecen.

El monitoreo del ritmo cardíaco es recomendable en ciertas situaciones para identificar y gestionar posibles problemas cardíacos, pero esto depende de la situación clínica de cada individuo. Como, por ejemplo:

Personas con problemas cardíacos conocidos: Aquellas que ya tienen antecedentes de problemas cardíacos, como arritmias, pueden necesitar un monitoreo regular del ritmo cardíaco para gestionar y tratar adecuadamente su condición.

Personas con síntomas cardíacos: Aquellas que experimentan síntomas como palpitaciones, mareos, desmayos u otros problemas relacionados con el corazón pueden beneficiarse del monitoreo para identificar y evaluar la causa subyacente.

Personas con factores de riesgo: Aquellas con factores de riesgo para enfermedades cardíacas, como hipertensión arterial, diabetes o antecedentes familiares de enfermedades cardíacas, podrían considerar el monitoreo como parte de su evaluación de salud regular.

Monitoreo a corto plazo: En algunos casos, como la monitorización ambulatoria del ritmo cardíaco (Holter), se puede realizar un monitoreo a corto plazo para capturar eventos específicos durante el día.

Monitoreo bajo supervisión médica: Es importante destacar que el monitoreo del ritmo cardíaco debe llevarse a cabo bajo la supervisión de un profesional de la salud, quien interpretará los resultados y proporcionará las recomendaciones adecuadas.

Por lo tanto, el monitoreo del ritmo cardíaco puede ser una herramienta valiosa en situaciones específicas, pero su necesidad y utilidad deben evaluarse caso por caso.

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo General

Monitorear los signos vitales a pacientes con insuficiencia cardiaca utilizando un dispositivo móvil, para prevenir posibles problemas cardiacos.

1.2.2. Objetivos específicos

- Diseñar la interface para la adquisición de las señales cardiacas
- Realizar la caracterización de las señales cardiacas
- Diseñar el aplicativo móvil para el monitoreo de la señal cardiaca

1.3. Justificación del estudio

En lo social, permitirá a los pacientes con insuficiencia cardiaca monitorear su ritmo cardiaco para establecer su condición en tiempo real.

En el tecnológico, el desarrollo de un dispositivo móvil para el monitoreo de señales cardiacas.

II. MARCO DE REFERENCIA

2.1. Antecedentes del estudio

Antecedentes internacionales

(Viloria, Alejandro, Bracho, & Torres, 2023) en su artículo “Desarrollo de un sistema de monitoreo cardiaco para móviles android” Se diseñó un sistema portátil de monitoreo cardiaco capaz de capturar las señales cardíacas por un periodo mayor a 24 horas, las señales son procesadas y enviadas vía Bluetooth al dispositivo móvil, los datos son almacenados y graficados por una interfaz gráfica para su posterior análisis. El dispositivo es de estructura liviana, de tamaño reducido y cómoda para realizar el examen; cuenta con una App Android para la recepción de la señal cardíaca proveniente del prototipo, actuando como puente para la transmisión de los datos vía internet y como herramienta de recolección de la información del paciente. La señal cardíaca es visualizada por medio un software aplicativo que obtiene los datos del monitoreo cardíaco procedente del dispositivo móvil alojados en un servidor web y permite visualizarlos, con el fin de ser presentados al personal médico especializado en un espacio de trabajo con múltiples herramientas que facilitan el análisis de los datos.

(Bohórquez, 2022) en su tesis “Desarrollo de un prototipo electrónico portátil para la adquisición de señales electrocardiográficas y el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca” desarrollado en la universidad de la sabana. En el presente documento, se expone el desarrollo de un único dispositivo portátil capaz de adquirir y procesar señales electrocardiográficas para un análisis más completo de la VFC. El análisis se realiza, a través de la implementación de una interfaz de usuario compuesta por un aplicativo móvil y web, junto con algoritmos de filtrado, detección de intervalos

y corrección de artefactos. Adicionalmente se describe el protocolo de validación empleado para determinar si el dispositivo puede reemplazar los softwares actualmente utilizados, al ofrecer la misma confiabilidad en el análisis de la VFC.

(Viloria, Bracho, Torres, & Torres, 2019) en su artículo “Construcción de un prototipo de monitoreo de señales cardíacas aplicando tecnología inalámbrica Zigbee e Internet”. En este trabajo se presenta el desarrollo de un sistema que permite monitorear la actividad cardíaca a personas que necesitan observación continua. Dichos registros son observables con mínimo retardo respecto al momento en que suceden, siendo almacenados y enviados por medio de una conexión a internet al implementar la tecnología inalámbrica Zigbee. Se hizo uso del software Labview para procesar los datos a partir de la señal electrocardiográfica y se desarrolló una interfaz gráfica para visualizar las señales adquiridas. Luego del proceso de adquisición, aislamiento, filtrado análogo en el dispositivo portátil, transmisión inalámbrica y recepción por parte de un PC, se realiza el filtrado digital a la señal cardíaca adquirida para obtener la señal ECG filtrada en el PC local.

(Utria & Viloria, 2019) en su tesis “Desarrollo del prototipo de un sistema portátil de monitoreo cardíaco ambulatorio por eventos implementando tecnología inalámbrica y móviles android” desarrollado en la Universidad Popular del Cesar, Colombia. En el presente trabajo de grado se muestra el desarrollo del proceso de elaboración de un prototipo portátil de monitoreo cardíaco ambulatorio implementando tecnología inalámbrica y móviles Android. El prototipo consta principalmente de un módulo AD8232 que se encarga de amplificar, filtrar y acondicionar la señal cardíaca adquirida a través de electrodos conectados a la piel, además de un módulo de control que captura

y envía los datos adquiridos por medio de comunicación Bluetooth a una aplicación móvil desarrollada en Android, a su vez la aplicación móvil transmite los datos a un servidor web. Consta también por de un software aplicativo donde se visualizan y monitorean los datos arrojados en el servidor web. Para la validación del prototipo, se realizan las pruebas necesarias con el sistema completo en compañía de un médico especialista. Finalmente se concluye indicando como el sistema descrito cumple con los objetivos planteados.

(Caza, 2018) en su tesis “Prototipo de un electrocardiógrafo visualizando la señal cardíaca en un dispositivo móvil”, desarrollado en la Universidad de Guayaquil, Ecuador. En este proyecto de titulación se buscó desarrollar una alternativa a un método tradicional al monitoreo ambulatorio de la señal de electrocardiograma, este prototipo compensará algunas de las desventajas que tiene un equipo actual como por ejemplo el costo del examen para las personas con alguna patología del corazón, generando de una manera más eficiente el trato inmediato y la comodidad tanto para el paciente como para el médico. Se construyó un prototipo de sensor de EKG ambulatorio utilizando componentes de bajo costo como un sensor de adquisición para la señal AD8232 de Sparkfun, un microcontrolador PIC16F887 el cual se encarga de la conversión de la señal y un módulo bluetooth para enviar los datos obtenidos al teléfono móvil. Se desarrolló una aplicación para teléfonos con sistema operativo Android con una interfaz sencilla y de fácil uso, el cual recibe la señal enviada por el bluetooth del prototipo en tiempo real, la gráfica brinda información relativa de los latidos y la frecuencia cardíaca para el control y diagnóstico de las patologías relacionadas con el corazón.

(Olmedo, 2017) en su tesis “Desarrollo de un sistema de adquisición de datos para rehabilitación”, desarrollado en la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México. El objetivo general es desarrollar un sistema de adquisición de datos para utilizarlo en rehabilitación, en el cual se creará un dispositivo capaz de obtener señales bioeléctricas procedentes del cuerpo humano, correspondientes a estudios de electromiografía y electrocardiografía, así también poder hacer un censo de la temperatura corporal del paciente mientras se está realizando los estudios. Mediante el uso de técnicas de filtrado y en general de circuitos electrónicos, se logró adquirir señales difíciles de identificar, ya que al rondar en bajos niveles de voltaje, en el orden de los microvolts y milivolts, son señales que se contaminan con mucha facilidad. Es por esto que fue requerida la etapa de pre amplificación y filtrado.

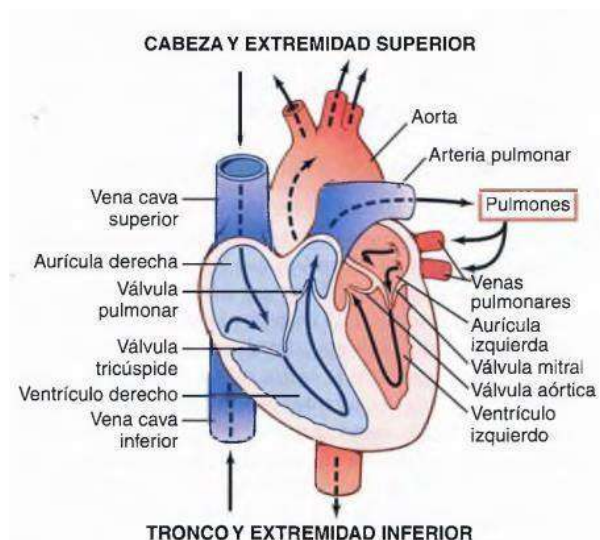
2.2. Marco teórico

El Corazón

El corazón es uno de órganos que cumple una función muy importante en el cuerpo humano, este órgano bombea la sangre por todo el cuerpo mediante las venas, Se puede pensar en el corazón como una poderosa bomba muscular, hueca por dentro, compuesta por células musculares estriadas especializadas llamadas músculo cardíaco que forman el miocardio, cuyo propósito es darle la potencia necesaria para bombear con cada latido (sístole) la Sangre circula correctamente a través del sistema circulatorio por todo el cuerpo. Por otro lado, tiene una propiedad distintiva e insuperable: el automatismo, es decir, genera sus propios impulsos eléctricos, conocido como SISTEMA EXITO-CONDUCTOR del corazón. (Mosquera & Oviedo, 2009)

El corazón está formado por tres tipos principales de músculo cardíaco: músculos auriculares, músculos ventriculares y fibras musculares excitatorias y conductoras especializadas. Los músculos de las aurículas y los ventrículos se contraen de la misma manera que los músculos esqueléticos, excepto que la duración de la contracción es mucho más prolongada. Sin embargo, las fibras especializadas de excitación y conducción solo se contraen débilmente porque contienen pocas fibrillas contráctiles; En cambio, son descargas eléctricas automáticas y rítmicas en forma de potenciales de acción, o la conducción de potenciales de acción a través del corazón, creando un sistema excitatorio que controla el latido rítmico del corazón. (Hall & Guyton, 2016)

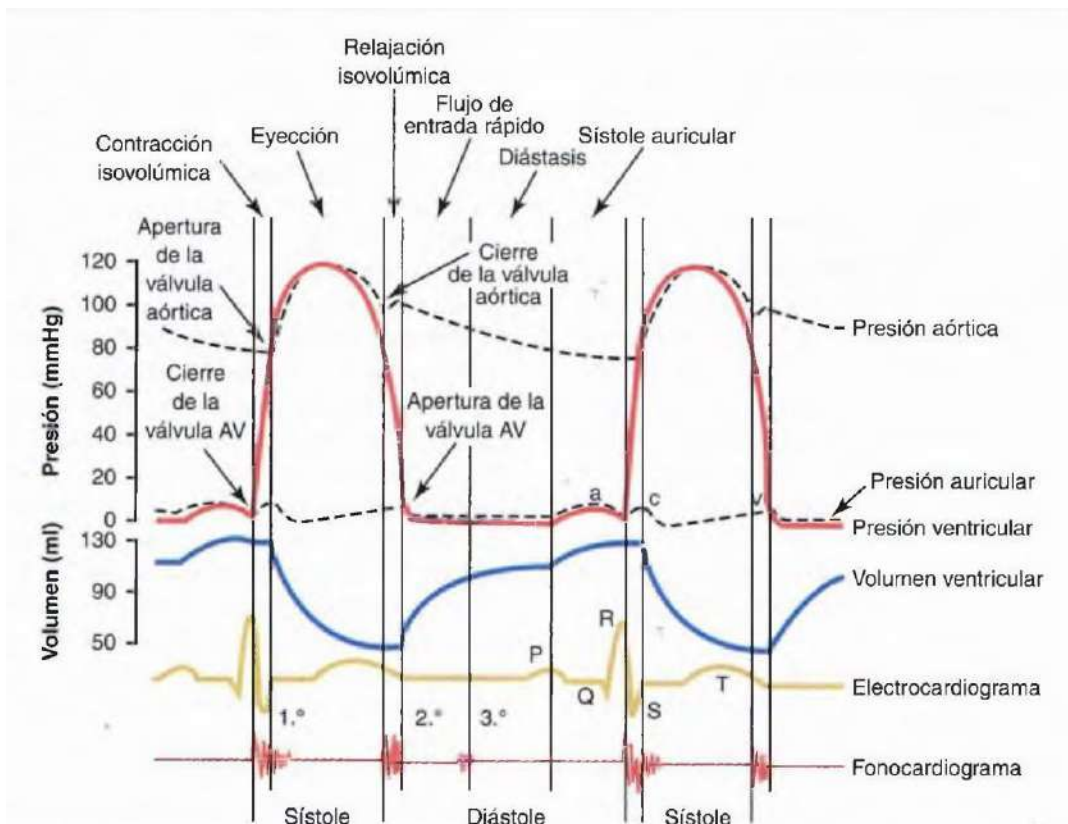
Figura 1
El corazón



Nota: La estructura del corazón y las vías del flujo sanguíneo a través de las cámaras y válvulas del corazón. (Hall & Guyton, 2016)

Ciclo del funcionamiento cardiaco

Los eventos cardíacos que ocurren desde el comienzo de un latido cardíaco hasta el comienzo del siguiente latido cardíaco se denominan ciclos cardíacos. El ciclo cardíaco consta de un período de relajación llamado diástole y un período de contracción llamado sístole. La duración del ciclo cardíaco completo, incluidas la sístole y la diástole, es un impulso recíproco. Por ejemplo, si la frecuencia cardíaca es de 72 latidos por minuto, la duración del ciclo cardíaco es de $1/72$ de minuto, que es aproximadamente 0,0139 minutos por latido. golpe o 0.833 segundos por golpe. (Hall & Guyton, 2016)

Figura 2*Actividad del corazón*

Nota: Representación de la actividad cardíaca (Hall & Guyton, 2016)

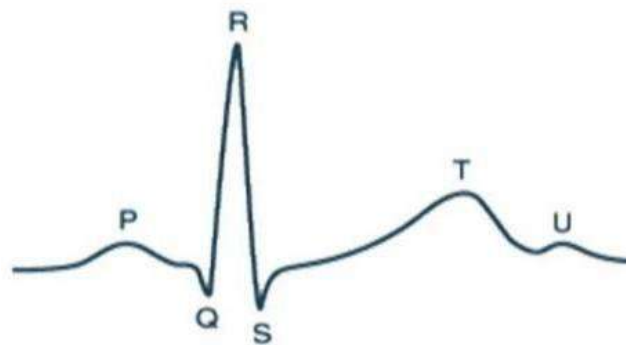
La onda P se genera al propagar la despolarización auricular seguida de la contracción auricular, lo que produce un pequeño aumento en la curva de presión auricular inmediatamente después de la onda P del EKG. Aproximadamente 0,16 segundos después del inicio de la onda P, se produce la onda QRS debido a la despolarización eléctrica de los ventrículos, lo que inicia la contracción de los ventrículos y provoca el inicio de la presión ventricular, como se muestra en la Figura 2. Así, el complejo QRS comienza poco antes del inicio de la sístole ventricular. Finalmente, el EKG muestra una onda T ventricular, que representa la fase de repolarización ventricular cuando las fibras

musculares ventriculares comienzan a relajarse. Por tanto, la onda T se produce justo antes del final de la sístole ventricular. (Hall & Guyton, 2016)

Actividad cardiaca mediante un ECG

ECG es una señal que nos indica la actividad bioeléctrica del corazón el cual es muy necesario para el monitoreo de pacientes, ya que se puede prevenir diversas convulsiones, también nos permite verificar el estado del corazón del paciente, mediante estos electrocardiogramas también se ve cuando una persona está perdiendo la vida, cualquier alteración del ECG puede ser muy crucial para el paciente, como afirma Yauri Rodríguez(2016)” El corazón genera naturalmente señales eléctricas que pueden analizarse detectando diferencias en el potencial eléctrico usando electrodos en diferentes partes del cuerpo y amplificadores electrónicos.” (pág. 1). Como podemos ver en la imagen la señal de ECG se representa mediante 6 puntos, estos son El punto P, R, Q, S, T, U. La onda en el punto T a veces puede llegar hasta los 3mV.

Figura 3
Onda ECG

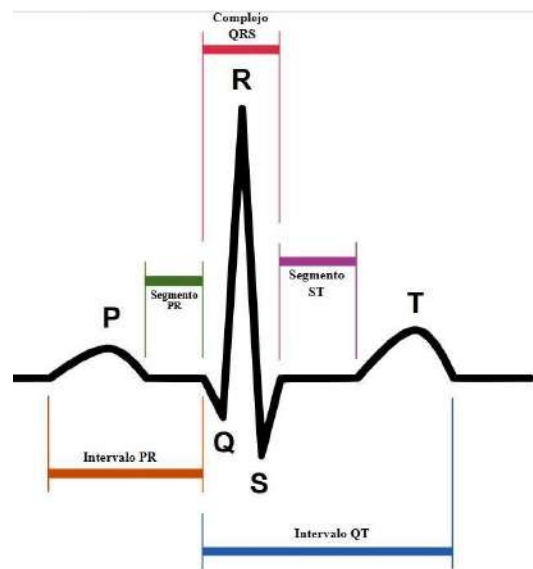


Nota: comportamiento de la actividad eléctrica del corazón (Yauri Rodríguez, 2016)

La forma más común de tomar los electrocardiogramas (ECG), se basa en el método de las doce derivaciones, el cual mide el voltaje del impulso eléctrico que recorre la sangre.

Parámetros normales del ECG

Figura 4
Segmentos Onda ECG



Nota: segmentos de duración en segundos, fuente: Electrocardiograma -
Wikipedia, la enciclopedia libre

Onda P: Esto se refiere a la "despolarización" o activación auricular. Los rangos normales son: (Mosquera & Oviedo, 2009)

La amplitud debe estar entre 0,05 mv. y 0,25 mv.

Periodo 0,06 s a 0,1 s

Intervalo PR: conocido como tiempo de conducción auriculoventricular, medido desde el inicio de la despolarización auricular (onda P) hasta el inicio de la

despolarización ventricular (complejo QRS). El rango normal es: (Mosquera & Oviedo, 2009)

Intervalos PR desde 0.12 s hasta 0.2 s

Complejo QRS: Es la despolarización o activación de los ventrículos y debe tener las siguientes características en el ECG: (Mosquera & Oviedo, 2009)

Duración del complejo QRS de 0.06 s. y 0,12 s

Amplitud de onda R desde 2 mv. y 2,5 mv.

Pasador en T: Esto se denomina repolarización ventricular y debe tener las siguientes características en el ECG: (Mosquera & Oviedo, 2009)

Duración T entre 0,1 s. y 0,25 s

La altura depende de la altura de la onda R, que es de 1/3 a 1/5 de la altura de la onda R.

Segmento ST: Es una línea horizontal isoeleétrica sin tensión que va desde la onda S hasta el inicio de la onda T. Su duración debe ser: (Mosquera & Oviedo, 2009)

Intervalo ST < 0,15 s

Intervalo QT: Indica la duración total de la despolarización y repolarización del miocardio ventricular, medida desde la onda Q (comienzo del complejo QRS) hasta el final de la onda T; Este parámetro debe estar dentro del siguiente rango: (Mosquera & Oviedo, 2009)

El intervalo QT debe estar dentro de los 0,32 s. y 0,42 s

Adquisición de datos

Es el proceso de recopilación, registro y almacenamiento de información proveniente de diversas fuentes para su posterior análisis y uso. En el contexto tecnológico y

científico, este término suele referirse a la recolección de datos digitales o analógicos utilizando diferentes dispositivos o sistemas.

Aquí hay algunas características y consideraciones clave sobre la adquisición de datos:

Fuentes de datos: Las fuentes de datos pueden variar según el contexto y los objetivos del proceso de adquisición. Pueden incluir sensores, instrumentos de medición, bases de datos, encuestas, registros, páginas web, redes sociales, entre otros.

Sensores e instrumentos de medición: En muchas aplicaciones, se utilizan sensores y dispositivos especializados para capturar datos en tiempo real. Estos pueden medir variables físicas como temperatura, humedad, presión, posición, aceleración, entre otros.

Métodos de adquisición: Los métodos de adquisición de datos pueden variar desde la recolección manual hasta la automatización completa. La recopilación manual implica que una persona registre los datos de forma directa, mientras que la automatización implica el uso de sistemas informáticos o instrumentación especializada para recopilar datos de manera continua o periódica.

Almacenamiento de datos: Los datos adquiridos generalmente se almacenan en una base de datos, sistema de archivos u otro tipo de repositorio adecuado para su posterior procesamiento y análisis.

Procesamiento y análisis: Una vez adquiridos los datos, pueden someterse a diversas técnicas de procesamiento y análisis para extraer información significativa, identificar patrones, tendencias o anomalías, y obtener conocimientos útiles.

Importancia: La adquisición de datos es un paso fundamental en muchas áreas, como la investigación científica, la ingeniería, la medicina, la industria, el marketing y el análisis de datos, ya que proporciona la base para tomar decisiones informadas y mejorar los procesos y productos.

Consideraciones de calidad: Es importante garantizar la calidad de los datos adquiridos, ya que la precisión y fiabilidad de los resultados posteriores dependen en gran medida de la calidad de los datos iniciales. Esto implica mantener los equipos de medición calibrados y asegurar que los datos se registren de manera consistente y libre de errores.

Aplicativo Móvil

Es un programa de software diseñado para ser utilizado en dispositivos móviles como teléfonos inteligentes (smartphones) y tabletas. Estas aplicaciones se pueden descargar e instalar desde las tiendas de aplicaciones, como la App Store de Apple o Google Play Store para dispositivos Android.

Las aplicaciones móviles están diseñadas para ofrecer diversas funciones y servicios, y pueden cubrir una amplia gama de categorías, como redes sociales, mensajería, juegos, productividad, salud, educación, entretenimiento, viajes, noticias, finanzas, entre muchas otras.

Características de las aplicaciones móviles:

Interfaz optimizada: Las aplicaciones móviles están diseñadas para funcionar en pantallas táctiles y ofrecer una experiencia de usuario intuitiva y amigable.

Acceso a funciones del dispositivo: Las aplicaciones pueden acceder a varias funciones del dispositivo, como la cámara, el micrófono, el GPS y los sensores, lo que les permite ofrecer características más avanzadas y personalizadas.

Conectividad: Las aplicaciones móviles pueden utilizar la conexión a internet del dispositivo para acceder a datos en línea, enviar y recibir información, y sincronizarse con servicios en la nube.

Actualizaciones periódicas: Los desarrolladores lanzan actualizaciones periódicas para mejorar el rendimiento, agregar nuevas características y corregir errores.

Distribución a través de tiendas de aplicaciones: Los usuarios pueden descargar aplicaciones desde tiendas oficiales, lo que garantiza una cierta calidad y seguridad en comparación con descargas de fuentes no verificadas.

Plataforma específica: Las aplicaciones móviles están diseñadas para funcionar en sistemas operativos específicos, como Android o iOS, y generalmente no son intercambiables entre diferentes plataformas.

Offline y online: Algunas aplicaciones pueden funcionar sin conexión a internet (offline) mientras que otras requieren una conexión activa para acceder a ciertas funciones y contenido.

App Inventor

Es una plataforma de desarrollo de aplicaciones móviles creada por Google y actualmente mantenida por el Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT). Esta herramienta permite a cualquier persona, incluso sin conocimientos avanzados de programación, diseñar y crear aplicaciones para dispositivos Android de manera visual y sencilla.

Las características principales de App Inventor son:

Entorno de programación visual: En lugar de escribir líneas de código tradicionales, App Inventor utiliza un enfoque de programación visual basado en bloques. Los usuarios pueden arrastrar y soltar diferentes bloques de funciones para construir la lógica de la aplicación.

Diseño interactivo: Los desarrolladores pueden diseñar la interfaz de usuario de la aplicación mediante una vista previa en tiempo real. Pueden agregar botones, imágenes, etiquetas, campos de texto y otros elementos para personalizar la apariencia de la aplicación.

Amplia gama de componentes y bloques: App Inventor proporciona una amplia variedad de componentes y bloques para crear aplicaciones con diferentes funciones, como cámaras, sensores, listas, bases de datos, notificaciones y mucho más.

Emulador y pruebas en dispositivos reales: Los usuarios pueden probar sus aplicaciones en un emulador de Android o directamente en dispositivos reales conectados a través de WiFi. Esto facilita el proceso de depuración y evaluación de la aplicación.

Integración con servicios en la nube: App Inventor permite la integración con servicios en la nube, lo que permite a los desarrolladores conectar sus aplicaciones con bases de datos, servicios web y otras funcionalidades en línea.

Comunidad activa: App Inventor cuenta con una comunidad en línea activa donde los desarrolladores comparten sus proyectos, colaboran, y brindan apoyo y asesoramiento a otros usuarios.

2.3. Marco conceptual

Señales cardíacas: Se refieren a las señales eléctricas generadas por el corazón durante su actividad de bombeo de sangre. Estas señales eléctricas son fundamentales para el correcto funcionamiento del corazón y para mantener la circulación sanguínea en todo el cuerpo.

Hipertrofia ventricular o bloqueo de rama: Consiste en el aumento en el grosor del músculo cardíaco (Miocardio), el cual conforma la pared ventricular, motivo por el cual el ventrículo debe esforzarse más para poderse contraer, en el ECG se determina debido a que:

- Duración del complejo QRS > 0.12 seg.

Miocarditis: Es el término médico utilizado para describir la inflamación del miocardio, que es la parte muscular del corazón, la cual tiene su origen en infecciones virales o bacterianas, cuya detección en un ECG se puede determinar por:

- Intervalo QT > 0.42 seg.
- Amplitud de la onda R < 2 mV.

Hipercalcemia: Se presenta cuando las cifras de calcio en el torrente sanguíneo exceden los valores normales de laboratorio, los cuales se establecen entre 10.5 y 12 gr/dl, se puede determinar mediante el ECG cuando:

- Intervalo QT > 0.42 seg.

Pericarditis: Es la inflamación del pericardio (saco que cubre el corazón) debido a afecciones de carácter viral, en un ECG se determina por:

Segmento ST > 0.15 seg.

- Amplitud de la onda T > (amplitud R) /3 mV

Hipertrofia auricular izquierda (HAI). Se presenta debido al estrechamiento de la válvula mitral o de salida y su determinación en un ECG es posible debido a:

- Periodo de la onda T > 0.12 seg.

Isquemia: Literalmente es la falta de sangre, refiriéndose al riego sanguíneo por las arterias coronarias menor que el normal; en el registro ECG causa:

- Periodo de la onda T > 0.12 seg.
- Amplitud de la onda T > (amplitud R) /3 mV

Taquicardia sinusal. Se produce cuando el corazón late más rápido de lo normal debido a una conducción más rápida en el nodo Sinusal, se determina cuando:

- Frecuencia Cardiaca > 100 lpm

Bradicardia sinusal. Se considera como un ritmo muy lento en el nodo Sino auricular, lo cual hace que la frecuencia cardiaca sea muy baja, se presenta cuando:

- Frecuencia Cardiaca < 60 lpm

2.4. Sistema de hipótesis

El uso de un dispositivo móvil permite monitorear signos vitales a pacientes con insuficiencia cardiaca para prevenir problemas cardiacos.

2.5. Variables. Operacionalización de variables

Tabla 1
Operacionalización de las variables

Variable 1	Definición Conceptual	Definición Operacional	Dimensiones	Indicadores	Instrumento
Variable 1 Dispositivo móvil	Aparato electrónico portátil que permite la comunicación y el acceso a una variedad de funciones informáticas mientras se está en movimiento.	Puede ser fácilmente transportado y utilizado en diferentes lugares.	Funcional	Atenuación de ruido	Reporte de operatividad
				Error de medida	Reporte de operatividad

Casani, J. R. (2020).

Variable 2	Monitoreo de signos vitales	Es la medición continua o periódica de la actividad eléctrica del corazón para detectar anomalías y evaluar su funcionamiento.	Es la medición continua de la actividad eléctrica del corazón mediante el uso de dispositivos como el electrocardiógrafo, que registra y muestra gráficamente la actividad cardíaca en forma de un electrocardiograma (ECG), permitiendo la detección de patrones y anomalías para su análisis clínico.	Tecnología y equipos	Datos y análisis	Detección de afección por Braquicardia, Taquicardia, Frecuencia cardíaca	Guía de Observación

III. METODOLOGÍA EMPLEADA

3.1. Tipo y nivel de investigación

Tipo de investigación

Aplicada: A partir de conocimientos establecidos se dará solución a un problema planteado

Nivel de investigación

Descriptivo

3.2. Población y muestra del estudio

3.2.1. Población

Según Hernández y Mendoza (2018) la población es el conjunto de individuos, acciones, procesos u otras características que permiten representarlo en un conjunto que las cuales las asocian a una unidad de estudio.

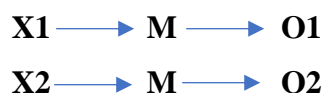
3.2.2. Muestra

La muestra de estudio será el prototipo.

3.3. Diseño de investigación

Diseño de contrastación

El diseño es de tipo transversal, que tiene como propósito describir la variable y analizar su comportamiento en un mismo tiempo.



Leyenda:

X1: Equipo patrón

X2: Dispositivo móvil

M: Los pacientes

O1: Ritmo cardiaco con equipo patrón

O2: Ritmo cardiaco con el diseño del dispositivo

3.4. Técnicas e instrumentos de la investigación

Descripción de las técnicas e instrumentos

Para el estudio se requerirá de técnicas que permitan la recolección de la información, las técnicas que se utilizarán se definen de la siguiente manera:

Observación: Se utiliza para recopilar información y datos de manera confiable ya que interactúa con los sentidos para un registro sistemático, permitiendo validar las respuestas (Azuelo, 2019). Como resultado, el enfoque se utilizará para recopilar información sobre los parámetros de frecuencia cardiaca en pacientes con insuficiencia cardiaca.

Análisis documental: Según Azuelo (2019), indica que es una investigación en medios digitales, artículos o libros sobre la actividad investigadora planificada; en este sentido, la presente investigación recogerá información sobre los dispositivos y tecnologías de adquisición para el monitoreo de signos vitales.

Asimismo, para la recolección de la información necesaria para la presente investigación, a continuación, se detallan los instrumentos de recolección de datos:

Guía de observación: Según Hernández y Mendoza (2018) indican que las guías de observación se emplean para recopilar información sobre la investigación en cuestión, por lo que este proyecto utilizará formatos de registro para conocer los datos de ritmo cardiaco con el dispositivo diseñado.

Guía de análisis documental: Según Hernández y Mendoza (2018) mencionan que las guías de análisis documental son factibles en la captación de

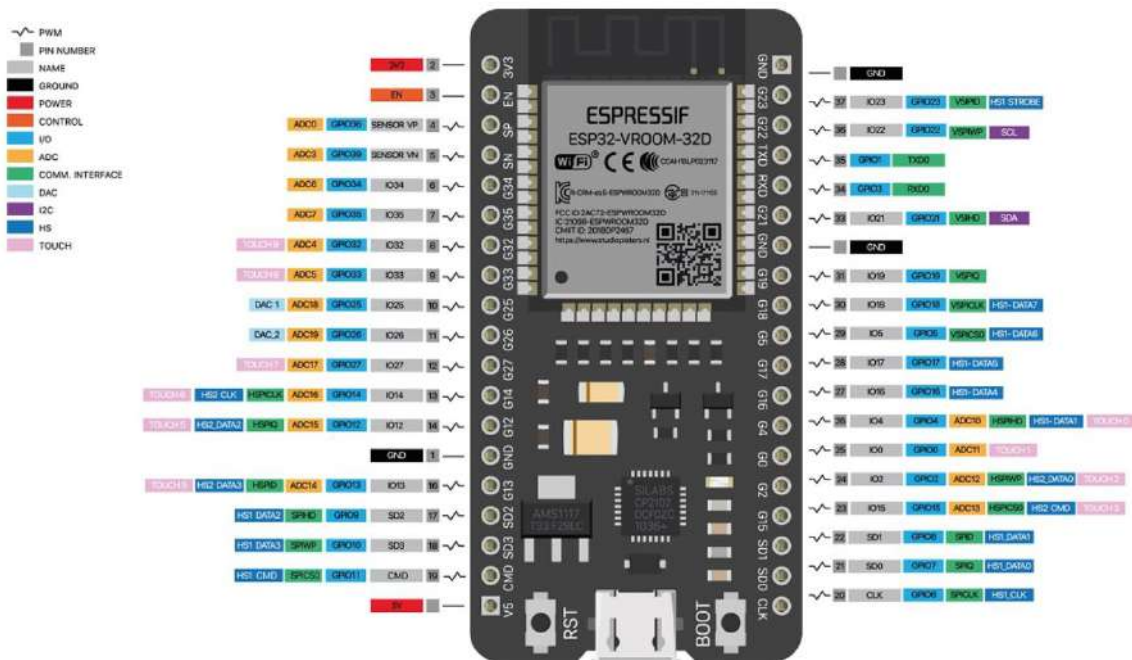
las especificaciones necesarias para el trabajo de investigación utilizando el enfoque de análisis documental, por lo que, la presente investigación utilizará registros de información para conocer los datos reales de ritmo cardiaco.

3.5. Procesamiento y análisis de datos

- **Selección de los componentes electrónicos necesarios para la implementación de la interface**

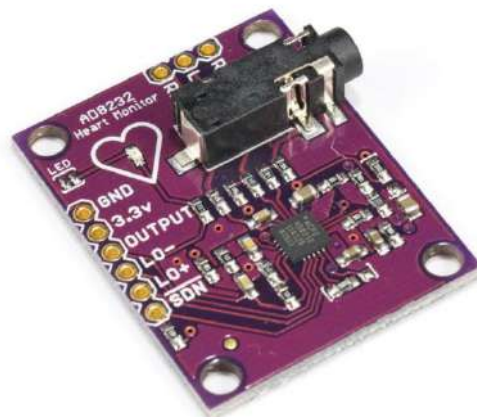
Se realiza el diseño de la interface para el sistema de adquisición de datos de señales cardiacas. Para realizar la interface se utilizó un ESP32 W debido a que este microcontrolador tiene múltiples canales analógicos de entrada con resolución de 12 bits lo que permite tener una cuantización de hasta 4096. Además, este posee 2 canales de salida analógica con una resolución de 8 bits. Este controlador se muestra en la figura 5

Figura 5
Microcontrolador ESP32W



Para la adquisición de la señal cardiaca se utilizó CI AD8232. El módulo AD8232 posibilita la captura de la actividad eléctrica del corazón, lo que conlleva la generación de un electrocardiograma (ECG). Este examen, también conocido como EKG o ECG, constituye una técnica de diagnóstico no invasiva empleada para analizar el ritmo y desempeño cardíaco mediante el registro de la actividad eléctrica del órgano este se muestra en la figura 6.

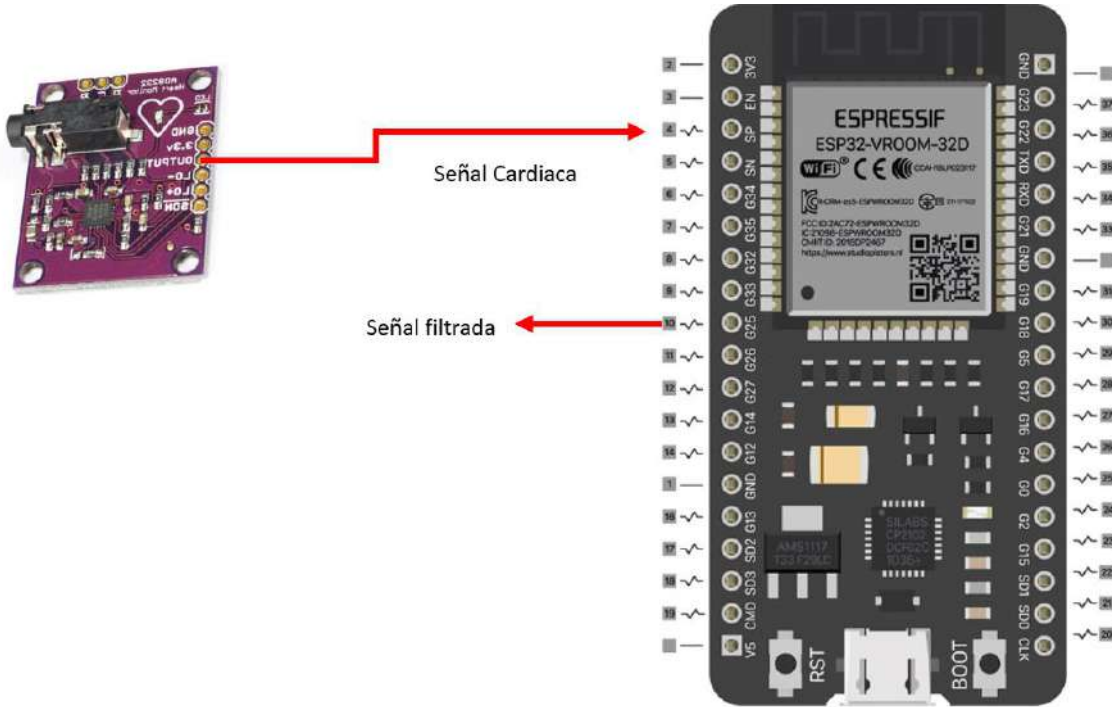
Figura 6
CI AD8232



El conexionado del sistema se observa en la siguiente figura 7.

Figura 7

Conexión del sistema entre el CI AD8232 y el Microcontrolador ESP32W



- **Acondicionamiento y filtrado de la señal cardiaca**

La captura de la señal cardiaca se puede observar en las siguientes figuras.

Figura 8

Conexión de los electrodos para la captura de la señal cardiaca

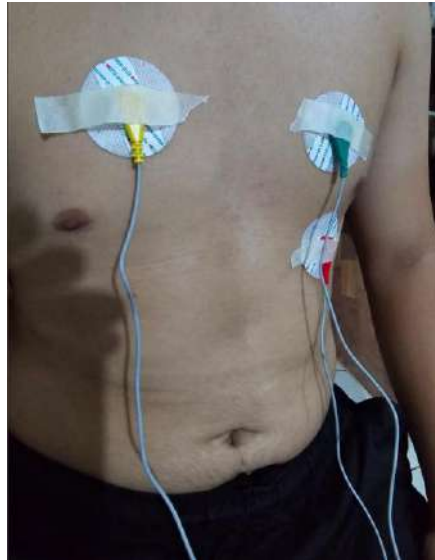
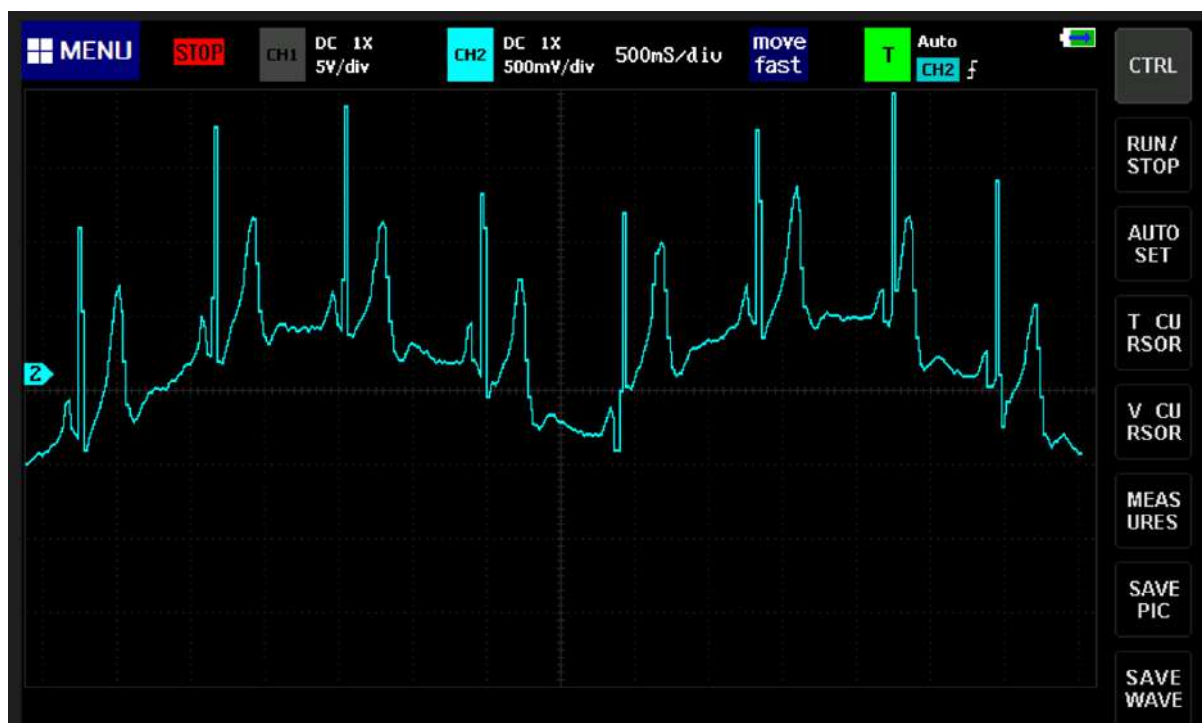


Figura 9

Captura de la señal cardiaca



Para el acondicionamiento de la señal cardiaca se realizó un filtro pasa altos digital

Para ello se utilizó el siguiente desarrollo:

$$\frac{V_o(s)}{V_i(s)} = \frac{as^2}{as^2 + bs + 1}$$

Con $\omega_c = 1/\sqrt{a}$

Se realiza la discretización usando el comando de Matlab “c2d” para un tiempo de muestreo de 2ms y una frecuencia de corte de 0.1hz, el programa de Matlab se muestra a continuación:

```
clc;
fc=0.1;
wc=2*pi*fc;
a=1/(wc)^2;
x=1;
b=x/wc;
Ts=2e-3;
f=tf([a 0 0],[a b 1])
F=c2d(f,Ts)
```

Se obtiene la ecuación discreta que se muestra en la siguiente figura.

Figura 10

Ecuación discreta

```
f =
      2.533 s^2
-----
2.533 s^2 + 1.592 s + 1
Continuous-time transfer function.

F =
      z^2 - 2 z + 1
-----
z^2 - 1.999 z + 0.9987

Sample time: 0.002 seconds
Discrete-time transfer function.
```

$$\frac{V_o(z)}{V_i(z)} = \frac{1 - 2z^{-1} + z^{-2}}{1 - 1.999z^{-1} + 0.9987z^{-2}}$$

Lo que en tiempo discreto seria:

$$V_o(k) = 1.999 V_o(k-1) - 0.9987 V_o(k-2) + V_i(k) - 2 V_i(k-1) + V_i(k-2)$$

Esto se implementó en el programa del ESP 32 obteniéndose la siguiente gráfica

Figura 11

Captura de la señal discretizada

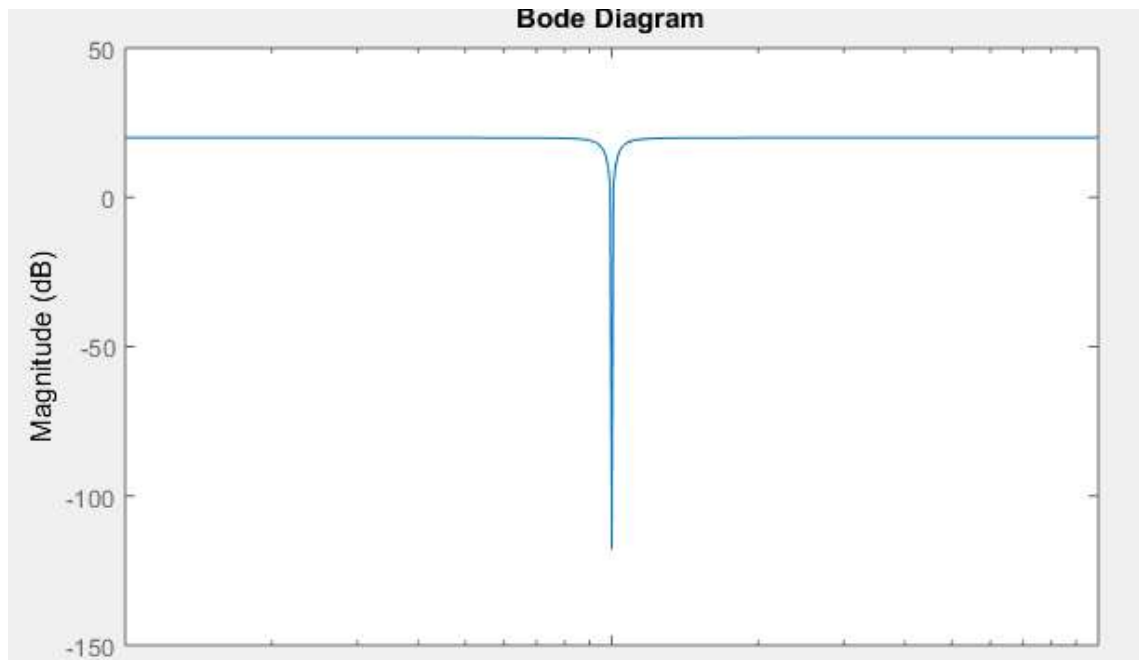


Para eliminar la señal de 60Hz debida a la corriente alterna de 60 Hz se realizó un filtro rechazo de banda

$$\frac{V_o(s)}{V_i(s)} = G_{Max} - \beta\omega \left(\frac{G_{Max}}{\rho} \right) \frac{s}{s^2 + \beta\omega s + \omega_0^2} = G_{Max} - \left(\frac{\omega_0}{Q} \right) \left(\frac{G_{Max}}{\rho} \right) \frac{s}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q} s + \omega_0^2}$$

La respuesta de este filtro se observa en el siguiente grafico de respuesta en frecuencia.

Figura 12
Respuesta del filtro rechazo de banda en Matlab



Pasando a el plano Z se obtiene lo siguiente:

$$\begin{aligned} \frac{V_o(z)}{V_i(z)} &= (1 - z^{-1}) \mathcal{Z} \left\{ \left(\frac{1}{s} \right) \left[G_{Max} - \beta \omega \left(\frac{G_{Max}}{\rho} \right) \frac{s}{s^2 + \beta \omega s + \omega_0^2} \right] \right\} = \\ &= G_{Max} (1 - z^{-1}) \mathcal{Z} \left\{ \frac{1}{s} \right\} - \beta \omega \left(\frac{G_{Max}}{\rho} \right) (1 - z^{-1}) \mathcal{Z} \left\{ \frac{1}{s^2 + \beta \omega s + \omega_0^2} \right\} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} V_o(z) &= 2z^{-1}V_o(z)e^{-\frac{\beta\omega}{2}T_s} \text{Cos} \left(\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2} T_s \right) - z^{-2}V_o(z)e^{-\beta\omega T_s} + G_{Max}V_i(z) \\ &\quad - \left\{ G_{Max} 2e^{-\frac{\beta\omega}{2}T_s} \text{Cos} \left(\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2} T_s \right) \right. \\ &\quad \left. + \beta\omega \frac{\left(\frac{G_{Max}}{\rho}\right)}{\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2}} \left(e^{-\frac{\beta\omega}{2}T_s} \text{Sin} \left(\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2} T_s \right) \right) \right\} V_i(z)z^{-1} \\ &\quad + \left(G_{Max} e^{-\beta\omega T_s} \right. \\ &\quad \left. + \beta\omega \frac{\left(\frac{G_{Max}}{\rho}\right)}{\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2}} e^{-\frac{\beta\omega}{2}T_s} \text{Sin} \left(\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2} T_s \right) \right) V_i(z)z^{-2} \end{aligned}$$

En tiempo discreto tenemos:

$$V_o(k) = AV_o(k-1) - BV_o(k-2) + CV_i(k) - DV_i(k-1) + EV_i(k-2)$$

$$A = 2e^{-\frac{\beta\omega}{2}T_s} \text{Cos} \left(\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2} T_s \right)$$

$$B = e^{-\beta\omega T_s}$$

$$C = G_{Max}$$

$$D = G_{Max} 2e^{-\frac{\beta\omega}{2}T_s} \text{Cos} \left(\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2} T_s \right)$$

$$+ \beta\omega \frac{\left(\frac{G_{Max}}{\rho}\right)}{\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2}} \left(e^{-\frac{\beta\omega}{2}T_s} \text{Sin} \left(\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2} T_s \right) \right)$$

$$E = G_{Max} e^{-\beta\omega T_s} + \beta\omega \frac{\left(\frac{G_{Max}}{\rho}\right)}{\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2}} e^{-\frac{\beta\omega}{2}T_s} \text{Sin} \left(\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2} T_s \right)$$

Para el cálculo de estos parámetros se utilizó Matlab:

```

1 %filtro rechazo de banda
2 -
3 -   clc
4 -   Ts=2e-3;
5 -   f0=61.3;
6 -   Q=10;
7 -   w0=2*pi*f0;
8 -   Bw=w0/Q;
9 -   Gmax=1;
10 -  g=1;
11 -  format long; %establece el formato con mas decimales
12 -  Ts
13 -  A=2*exp(-Bw*Ts/2)*cos((w0^2-(Bw/2)^2)^0.5*Ts)
14 -  B=exp(-Bw*Ts)
15 -  C=Gmax
16 -  D=2*Gmax*exp(-Bw*Ts/2)*cos((w0^2-(Bw/2)^2)^0.5*Ts)+Gmax/g*Bw/((w0^2-(Bw/2)^2)^0.5)*exp(-Bw*Ts/2)*sin((w0^2-(Bw/2)^2)^0.5*Ts)
17 -  E=Gmax*exp(-Bw*Ts)+Gmax/g*Bw/((w0^2-(Bw/2)^2)^0.5)*exp(-Bw*Ts/2)*sin((w0^2-(Bw/2)^2)^0.5*Ts)

```

Donde:

$$A = 1.382434584712031$$

$$B = 0.925860362756599$$

$$C = 1$$

$$D = 1.449457119919305$$

$$E = 0.992882897963873$$

El resultado del filtrado se muestra en la siguiente figura:

Figura 13

Captura de la señal con filtrado



- **Diseño del aplicativo móvil para graficar la señal y determinar el ritmo cardiaco**

El programa completo basado en el SP32 se muestra en la siguiente figura:

```
se_alECGconfiltroFPHYFRB §
void loop() {
  // Obtiene el tiempo actual
  unsigned long currentMicros = micros();

  // Verifica si ha pasado el tiempo del intervalo
  if (currentMicros - previousMicros >= interval) {
    // Guarda el tiempo actual como el tiempo del último ciclo
    previousMicros = currentMicros;
    // Coloca aquí tu código que quieres que se repita cada 10ms
    V1=VI;
    V01=V0;
    //filtro rechazo
    V2B=V1B;
    V1B=VIB;
    V02B=V01B;
    V01B=V0B;
    //
    // la resolución del canal analogico es de 12 bits 4095
    //int x=analogRead(ch0);
    if (i>=4088){i=0;}
    i=i+1;
    int x=tabla[i];
    Serial.println(y);

    VI=x;
    V0=VI-V1+0.9937*V01;
    //FILTRO RECHAZO
    VIB=V0;
    V0B=A*V01B-B*V02B+C*VIB-D*V1B+E*V2B;
    y=V0B+127;
    dacWrite(25,y);
  }
}
```

Para la detección de la frecuencia cardiaca se realizó el siguiente programa:


```

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  // if (i>=4169){i=0;
  if (i>=4088){i=0;}
  //delay(1000);}
  i=i+1;
  int y=tabla[i];
  e=y-w;
  w=w+alfa*e;
  int x=e+60;
  // Serial.println(a);
  if (x>100){
    a=1;
  }
  else {
    a=0;
  }
  p1=p0;
  p0=a;
  if (p0!=p1){
    if (p0==1){
      F=0;
      c=c*2;
      Serial.println(c);
    }
    else {
      F=1, c=0;
    }
  }
  if (F==1){
    c=c+1;
  }
}

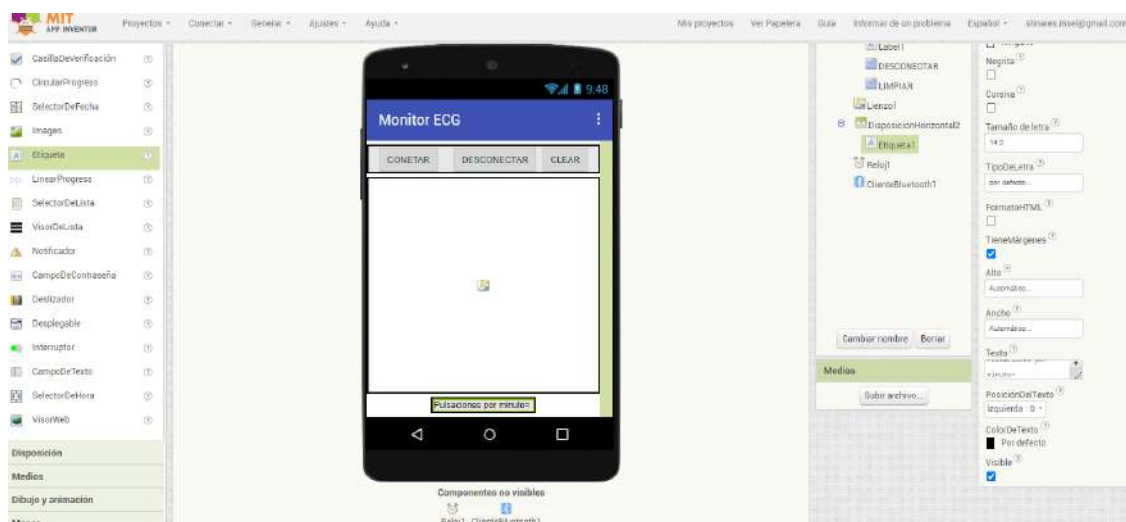
```

- **Comparación de los datos obtenidos con el dispositivo diseñado con datos reales de ritmo cardiaco.**

El aplicativo se realizó en APP inventor:

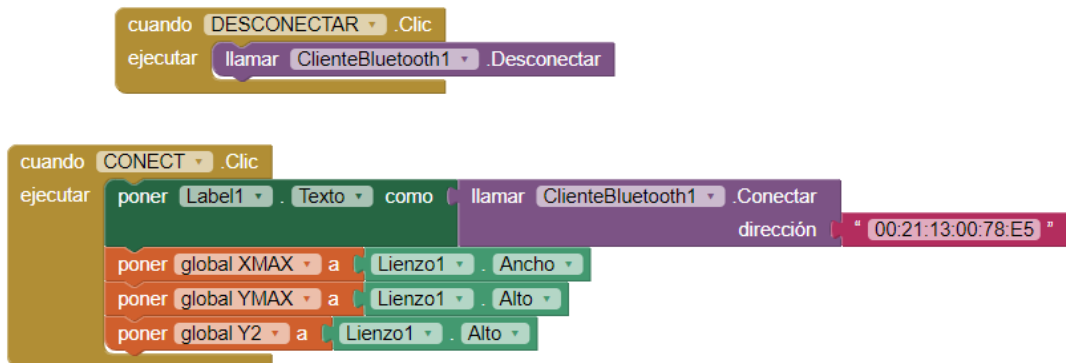
El Desarrollo de la interfaz gráfica se realizó en app inventor donde se puede apreciar tres botones. El primero es para conectar el equipo al circuito ESP32, el segundo permite la desconexión y el tercero limpia la pantalla para tener una curva limpia. Esto se puede observar en la figura 14.

Figura 14
Interfaz gráfica en app inventor



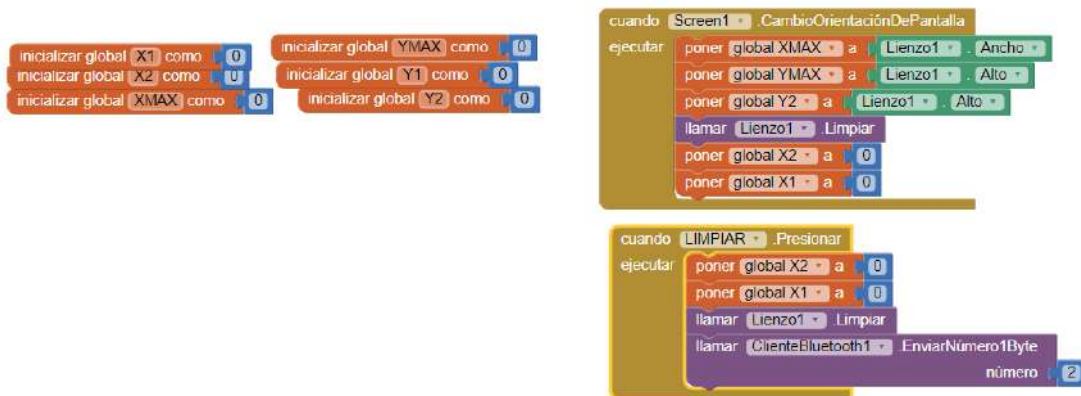
La programación del aplicativo se muestra en la figura 15, donde se conecta el dispositivo al circuito y a la vez se realiza al inicio de las variables que limitan la pantalla del dispositivo móvil.

Figura 15
Programación del aplicativo



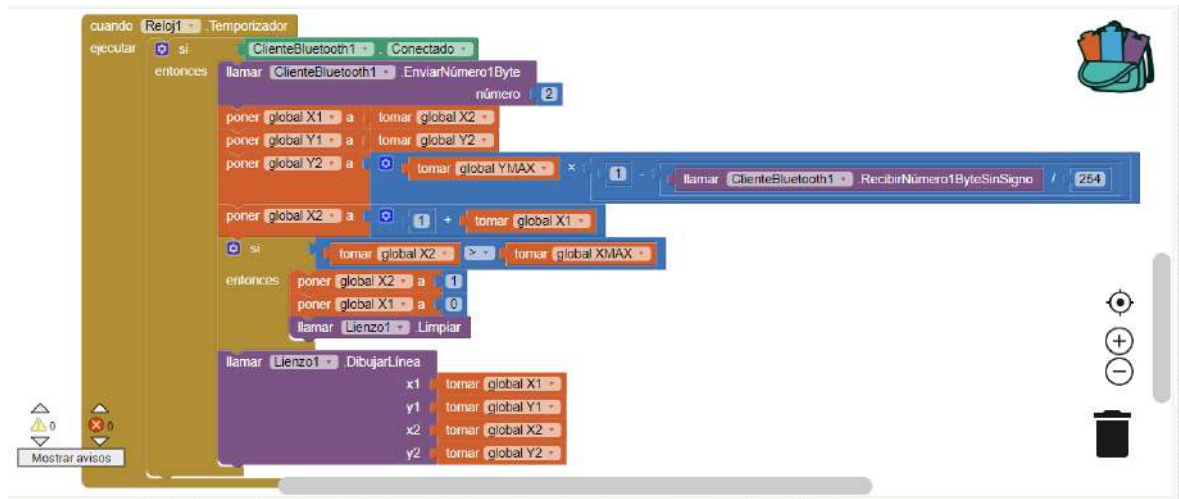
En esta parte del programa se visualiza la declaración de las variables a utilizar, así como la limpieza de la pantalla cuando el dispositivo móvil cambia de orientación

Figura 16
Declaración de las variables a utilizar



La grafica de la curva ECG se realiza utilizando un temporizador para poder ubicarlos en la pantalla. Esto se muestra en la figura 17.

Figura 17
Declaración de las variables utilizando un temporizador



En la figura 18, se muestra la funcionalidad del dispositivo captando una señal cardiaca con una frecuencia de 62 pulsaciones por minuto.

Figura 18
Dispositivo captando una señal cardiaca

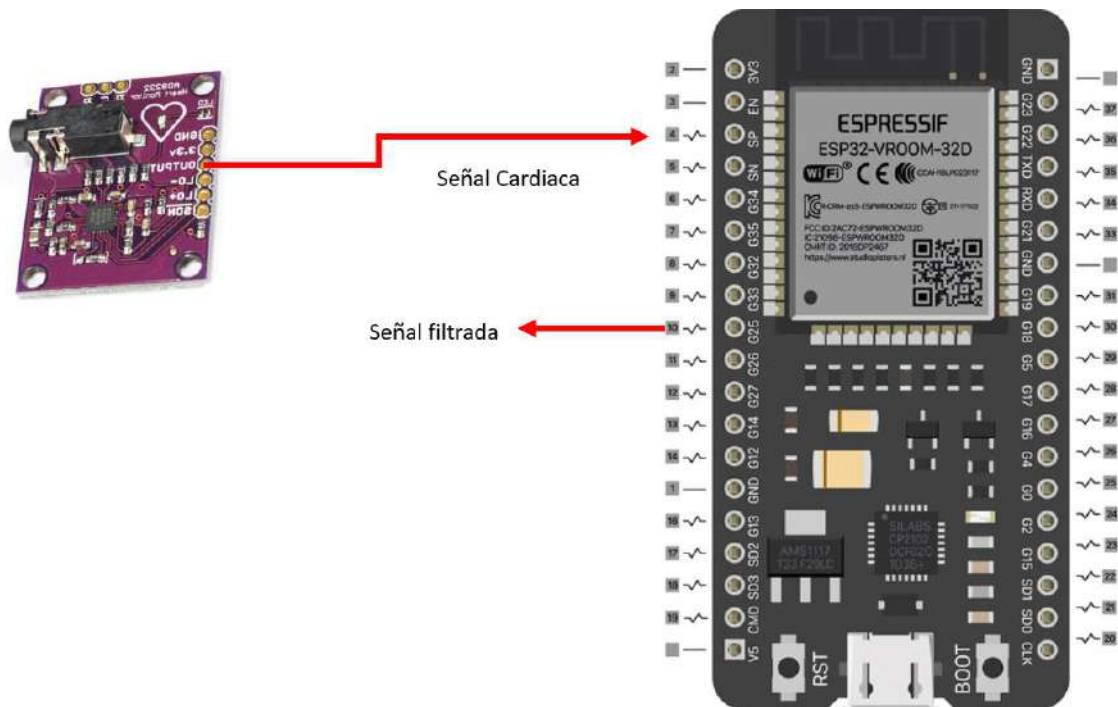


IV. PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

Se utilizó el circuito integrado AD8232 para adquirir la señal cardiaca. Este módulo permite capturar la actividad eléctrica del corazón, lo que resulta en la generación de un electrocardiograma (ECG). El ECG, también conocido como EKG, es una técnica de diagnóstico no invasiva utilizada para analizar el ritmo y el desempeño cardíaco mediante el registro de la actividad eléctrica del corazón, como se muestra en la figura 19.

Figura 19

Módulo para capturar la actividad eléctrica del corazón



Para el acondicionamiento de la señal cardiaca se realizó un filtro pasa altos digital

Para ello se utilizó la siguiente función de transferencia.

$$\frac{V_o(s)}{V_i(s)} = \frac{as^2}{as^2 + bs + 1}$$

Con $\omega_c = 1/\sqrt{a}$

Se realiza la discretización usando el comando de Matlab “c2d” para un tiempo de muestreo de 2ms y una frecuencia de corte de 0.1hz, el programa de Matlab se muestra a continuación:

```
clc;
fc=0.1;
wc=2*pi*fc;
a=1/(wc)^2;
x=1;
b=x/wc;
Ts=2e-3;
f=tf([a 0 0],[a b 1])
F=c2d(f,Ts)
```

Se obtiene la ecuación discreta:

$$\frac{V_0(z)}{V_i(z)} = \frac{1 - 2z^{-1} + z^{-2}}{1 - 1.999z^{-1} + 0.9987z^{-2}}$$

Lo que en tiempo discreto seria:

$$V_0(k) = 1.999 V_0(k-1) - 0.9987 V_0(k-2) + V_i(k) - 2 V_i(k-1) + V_i(k-2)$$

En la figura 20, se observa que el resultado de la señal al aplicar el filtro ya no tiene la continua que está variando, por eso está estabilizada.

Figura 20

Resultado de la señal cardiaca



Como es una señal cardiaca y se le acopla una señal de ruido de 60Hz. Para eliminar la señal de ruido de 60Hz debido a la corriente alterna, se implementó un filtro rechazo de banda, como se aprecia en la siguiente ecuación:

$$V_o(k) = AV_o(k-1) - BV_o(k-2) + CV_i(k) - DV_i(k-1) + EV_i(k-2)$$

$$A = 2e^{-\frac{\beta\omega T_s}{2}} \text{Cos} \left(\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2} T_s \right)$$

$$B = e^{-\beta\omega T_s}$$

$$C = G_{Max}$$

$$D = G_{Max} 2e^{-\frac{\beta\omega T_s}{2}} \text{Cos} \left(\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2} T_s \right)$$

$$+ \beta\omega \frac{\left(\frac{G_{Max}}{\rho}\right)}{\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2}} \left(e^{-\frac{\beta\omega T_s}{2}} \text{Sin} \left(\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2} T_s \right) \right)$$

$$E = G_{Max} e^{-\beta\omega T_s} + \beta\omega \frac{\left(\frac{G_{Max}}{\rho}\right)}{\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2}} e^{-\frac{\beta\omega T_s}{2}} \text{Sin} \left(\sqrt{\omega_0^2 - \left(\frac{\beta\omega}{2}\right)^2} T_s \right)$$

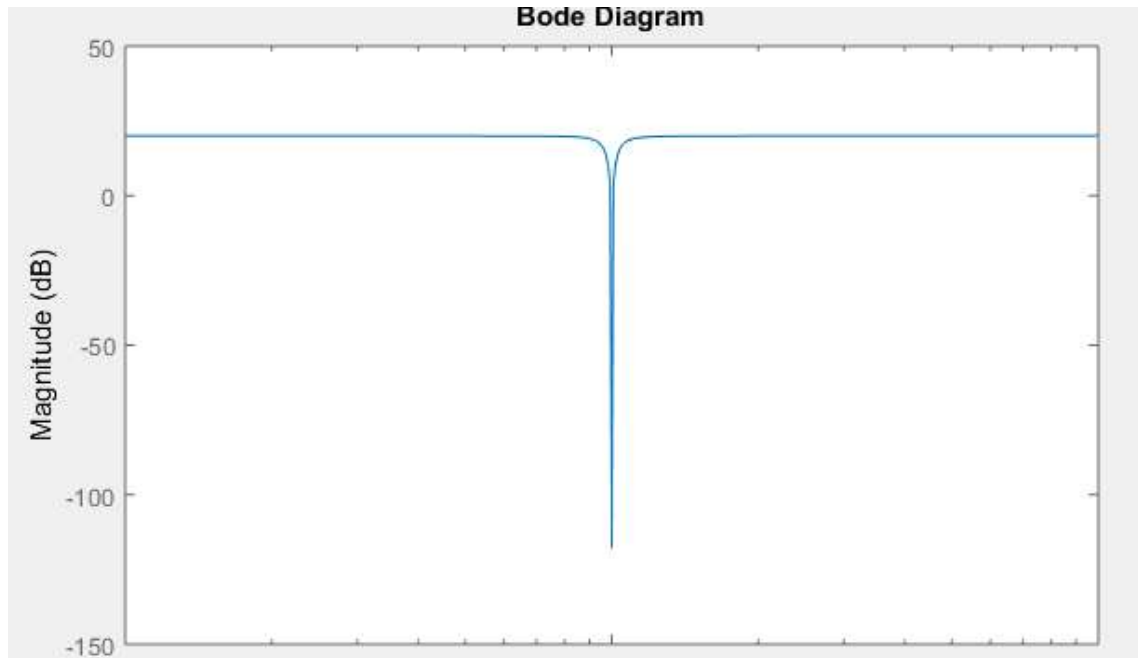
Para eliminar la señal de 60Hz debida a la señal de corriente alterna de 60 Hz se implementó un filtro rechazo de banda, dada por la siguiente función de transferencia.

$$\frac{V_o(s)}{V_i(s)} = G_{Max} - \beta\omega \left(\frac{G_{Max}}{\rho}\right) \frac{s}{s^2 + \beta\omega s + \omega_0^2} = G_{Max} - \left(\frac{\omega_0}{Q}\right) \left(\frac{G_{Max}}{\rho}\right) \frac{s}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2}$$

En la figura 21, se observa la respuesta en frecuencia de este filtro.

Figura 21

Respuesta en frecuencia del filtro rechazo de banda en Matlab



Para el cálculo de los parámetros A, B, C, D se utilizó Matlab:

```

1  %filtro rechazo de banda
2  -  clc
3  -  Ts=2e-3;
4  -  f0=61.3;
5  -  Q=10;
6  -  w0=2*pi*f0;
7  -  Bw=w0/Q;
8  -  Gmax=1;
9  -  g=1;
10 -  format long;%establece el formato con mas decimales
11 -  Ts
12 -  A=2*exp(-Bw*Ts/2)*cos((w0^2-(Bw/2)^2)^0.5*Ts)
13 -  B=exp(-Bw*Ts)
14 -  C=Gmax
15 -  D=2*Gmax*exp(-Bw*Ts/2)*cos((w0^2-(Bw/2)^2)^0.5*Ts)+Gmax/g*Bw/((w0^2-(Bw/2)^2)^0.5)*exp(-Bw*Ts/2)*sin((w0^2-(Bw/2)^2)^0.5*Ts)
16 -  E=Gmax*exp(-Bw*Ts)+Gmax/g*Bw/((w0^2-(Bw/2)^2)^0.5)*exp(-Bw*Ts/2)*sin((w0^2-(Bw/2)^2)^0.5*Ts)

```

Donde:

$$A = 1.382434584712031$$

$$B = 0.925860362756599$$

$$C = 1$$

$$D = 1.449457119919305$$

$$E = 0.992882897963873$$

En la figura 22, se observa el resultado del filtrado.

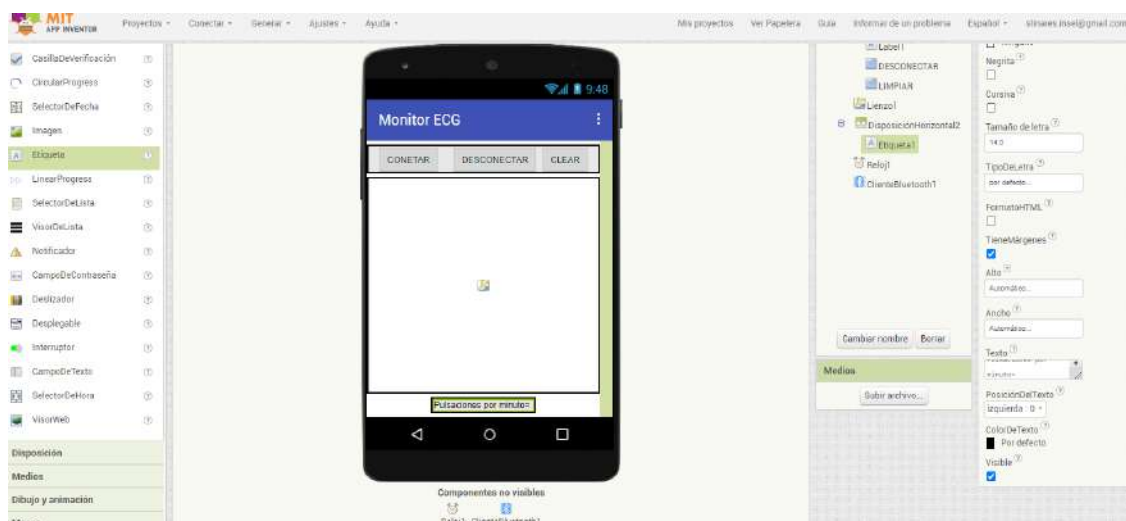
Figura 22

Resultado de la señal con filtrado



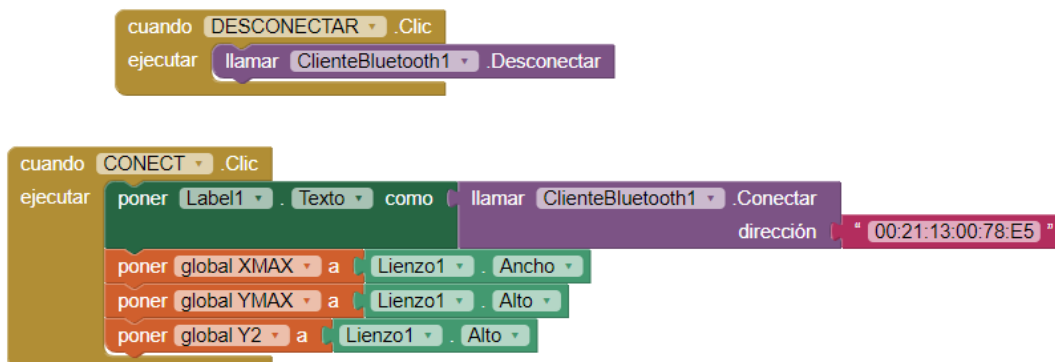
El Desarrollo de la interfaz gráfica se realizó en APP inventor donde se puede apreciar tres botones. El primero es para conectar el equipo al circuito ESP32, el segundo permite la desconexión y el tercero limpia la pantalla para tener una curva limpia. Esto se puede observar en la figura 23.

Figura 23
Desarrollo de la Interfaz gráfica



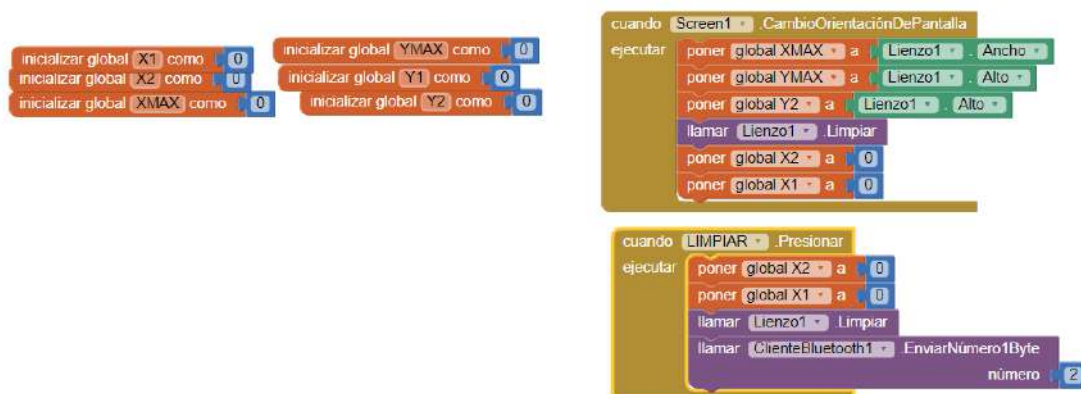
La programación del aplicativo se muestra en la figura 24, donde se conecta el dispositivo al circuito y a la vez se realiza al inicio de las variables que limitan la pantalla del dispositivo móvil.

Figura 24
Programación del aplicativo que realiza al inicio de las variables



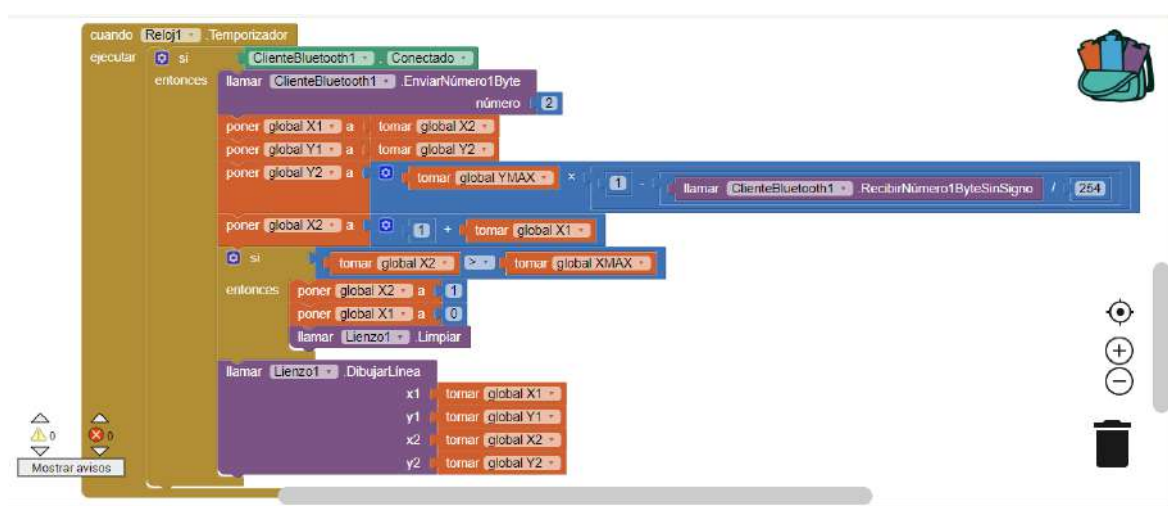
En la figura 25, se muestra parte del programa donde se visualiza la declaración de las variables a utilizar, así como la limpieza de la pantalla cuando el dispositivo móvil cambia de orientación.

Figura 25
Declaración de las variables



En la figura 26, se muestra la gráfica de la curva ECG; se realiza utilizando un temporizador para poder ubicarlos en la pantalla.

Figura 26
Programación de la curva ECG



En la figura 27, se muestra la funcionalidad del dispositivo captando una señal cardiaca con una frecuencia de 62 pulsaciones por minuto.

Figura 27
Dispositivo captando una señal cardiaca



Se realizó la toma de datos a 3 sujetos bajo diferentes condiciones físicas (descansado, luego de una caminata, lenta y finalmente una caminata rápida) y se realizó la comparación con las medidas tomadas por un Oxímetro de la marca Contec como se muestra en la siguiente figura 28.

Figura 28
Oxímetro digital



El registro de la toma se observa en la tabla 2, donde se muestra que el error absoluto promedio es de 0.159% y el error cuadrático es de 1.2885%

$$\text{Error promedio} = \frac{1}{20} \sum_{i=1}^{20} \text{Error Absoluto}_i$$

$$\text{Error cuadrático medio} = \sqrt{\frac{1}{20} \sum_{i=1}^{20} (\text{Error Absoluto}_i)^2}$$

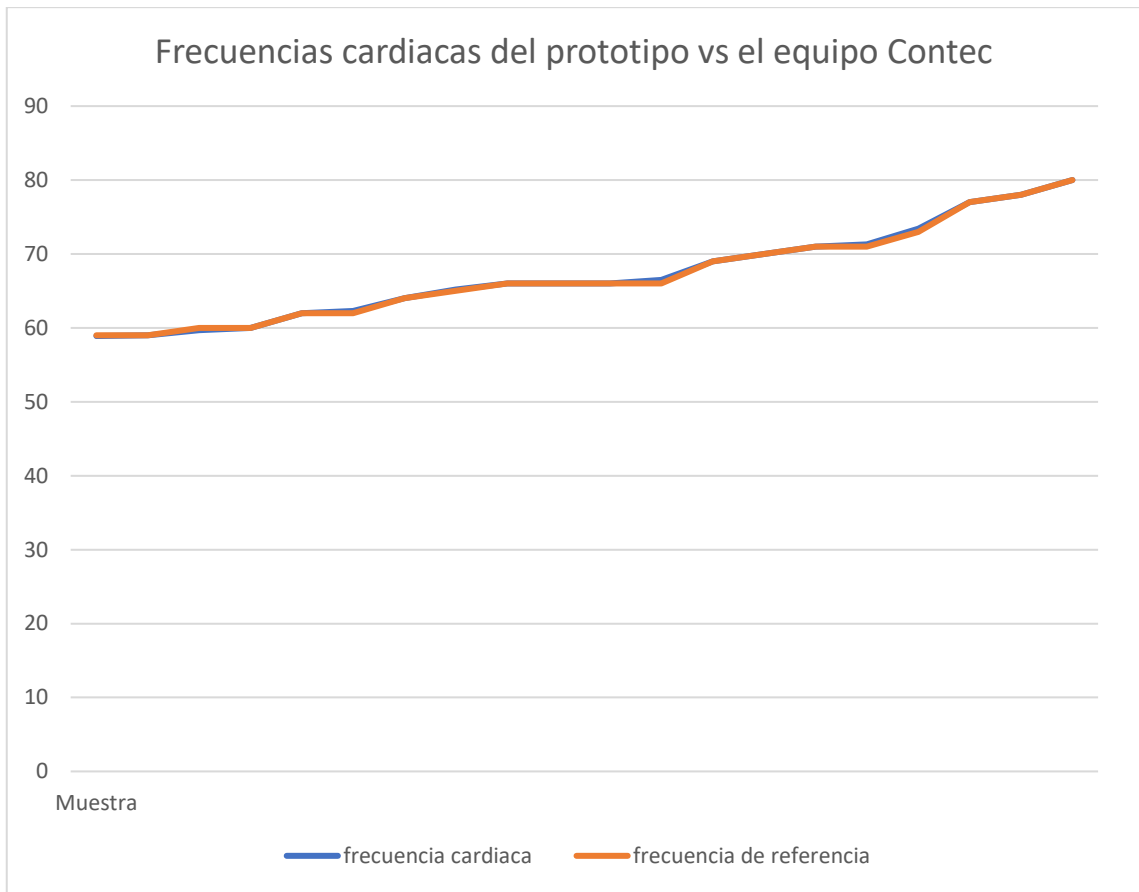
Tabla 2

Registro de frecuencia cardíaca para validación

MUESTRA	FRECUENCIA CARDIACA	FRECUENCIA DE REFERENCIA	ERROR% ABSOLUTO	ERROR PROMEDIO	ERROR CUADRÁTICO MEDIO
1	62.3	62	0.4839%	0.15946%	0.2881%
2	62	62	0.0000%		
3	58.9	59	0.1695%		
4	59	59	0.0000%		
5	64	64	0.0000%		
6	70	70	0.0000%		
7	73.4	73	0.5479%		
8	60	60	0.0000%		
9	66	66	0.0000%		
10	66.5	66	0.7576%		
11	71	71	0.0000%		
12	71.3	71	0.4225%		
13	77	77	0.0000%		
14	66	66	0.0000%		
15	80	80	0.0000%		
16	78	78	0.0000%		
17	69	69	0.0000%		
18	65.2	65	0.3077%		
19	66	66	0.0000%		
20	59.7	60	0.5000%		

En la siguiente figura se muestra las frecuencias cardíacas del dispositivo y la frecuencia del equipo Contec. Los valores son muy parecidos y presentan un error promedio de 0.159%

Figura 29
Frecuencias cardiacas del prototipo vs el equipo Contec



V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En la presente investigación el registro de la actividad eléctrica del corazón se ha considerado para una frecuencia de 62 pulsaciones por minuto, tomado como referencia de Bohórquez (2022), y para adquirir la señal cardiaca, se utilizó el circuito integrado AD8232. Este módulo permite capturar la actividad eléctrica del corazón, lo que resulta en la generación de un electrocardiograma (ECG).

Para la caracterización de la señal cardiaca, se implementó un filtro pasa altos digital para el acondicionamiento de la señal cardiaca y la discretización se realizó usando el comando de Matlab “c2d” para un tiempo de muestreo de 2ms y una frecuencia de corte de 0.1hz.

Para en diseño del aplicativo móvil para el monitoreo de la señal cardiaca se ha desarrollado la interfaz gráfica en APP inventor.

Al evaluar las mediciones obtenidas por el prototipo y el equipo médico coincide con Caza (2018) quien obtuvo resultados similares. Para la validación del dispositivo móvil, se realizó la toma de datos a 3 sujetos bajo diferentes condiciones físicas (descansado, luego de una caminata, lenta y finalmente una caminata rápida) y se realizó la comparación con las medidas tomadas por un Oxímetro de la marca Contec.

CONCLUSIONES

- El diseño de la interface para la adquisición de las señales, está compuesto por el Microcontrolador ESP32 W y el CI AD8232 que permite la captura de la actividad eléctrica del corazón, lo que conlleva la generación de un electrocardiograma (ECG).
- Se realizó la caracterización de la señal cardiaca. Y para el acondicionamiento de la señal cardiaca se implementaron dos filtros. Un filtro pasa altos digital para eliminar la continua de la señal cardiaca y un filtro rechazo de banda para eliminar la señal de ruido generada por la señal de corriente alterna.
- Se utilizó el App inventor para el desarrollo de la interfaz gráfica y el programa está basado en el Microcontrolador SP32W.
- Se realizaron las pruebas de operación del dispositivo obteniéndose valores muy cercanos a los del equipo de referencia, con un error absoluto de 0.159%

RECOMENDACIONES

Realizar un estudio para una mejor caracterización de las señales cardiacas a través de un sistema experto.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aguilar Fiegueroa, B. (2021). *Diseño e implementación de un sistema IoMT para señales electrocardiograficas*. México.
- Al Bassam, N., Hussain, S. A., Al Qaraghuli, A., Khan, J., Sumesh, E. P., & Lavanya, V. (2021). Dispositivo portátil basado en IoT para monitorear los signos de pacientes remotos en cuarentena de COVID-19. *Informatics in Medicine Unlocked*, (pág. 100588).
- Casani, J. R. (2020). *Tecnologías móviles: Conceptos y aplicaciones*. Editorial Universitaria.
- Farooq, M., Waseem, M., Mazhar, S., Khairi, A., & Kamal, T. (2015). A Review on Internet of Things (IoT). *International Journal of Computer Applications*, (págs. 1-7).
- Hall, J. E., & Guyton, A. C. (2016). *Guyton & Hall Compendio de fisiología médica (13a. ed.)*. Barcelona.
- Hassan, S., Mwangi, E., & Kihato, P. K. (2022). IoT based monitoring system for epileptic patients. (pág. e09618). Heliyon.
- López, A., Cruz, C., & Luévano, I. (2020). *Sistema portátil no invasivo para el monitoreo y desplgado de los signos vitales de pacientes en salas de urgencias en un dispositivo móvil*. Mexico: Universidad Autonoma Metropolitana.
- Martínez, J. (2018). *Signos vitales: concepto y medición*. Revista de Enfermería Clínica, 10(2), 45-52.

- Montero, R. (2019). *Diseño e implementación de un sistema wireless sensors network personal para el monitoreo constante de signos vitales y visualización en tiempo real en aplicación web*. Ecuador: espe.
- Mosquera, W., & Oviedo, L. (2009). *Procesamiento de la señal ecg para detectar sus parametros de normalidad y diagnosticar posibles eventos cardiacos bajo la plataforma de matlab*. Colombia.
- Murray, C. J., & Lopez, A. D. (2020). *Tendencias de salud global y recursos fundamentales en el campo de la epidemiología y la salud pública*
- Nazilah, A., Rinaldi, Ardiyanto, swanto, & Alfian. (2020). Monitoreo de la frecuencia cardíaca y la temperatura corporal. *2020 2nd International Conference on Industrial Electrical and Electronics (ICIEE)* (pág. 6). Indonesia: IEEE.
- Piqueras, Á. (22 de febrero de 2019). *El peligro de los cambios bruscos de temperatura para la salud*. Obtenido de Deporte y Vida.
- Yauri Rodríguez, R. (2016). Sistema de Monitoreo remoto basado en IOT para el monitoreo de señales electrocardiográficas mediante un módulo sensor utilizando websockets. (págs. 94-101). Lima: INICTEL-UNI.
- Yupanqui, J., & Roncal, S. (2018). *Diseño e implementación de un módulo de monitoreo cardiaco portátil para zonas rurales*. Lima.