
Elaboración de Electrocardiograma con conectividad Wi-Fi para diagnóstico clínico remoto.

José Daniel Trujillo Sandoval



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Elaboración de Electrocardiograma con conectividad Wi-Fi
para diagnóstico clínico remoto.**

Trabajo de graduación presentado por José Daniel Trujillo Sandoval
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Biomédica

Guatemala,

2024

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería




**Elaboración de Electrocardiograma con conectividad Wi-Fi
para diagnóstico clínico remoto.**

Trabajo de graduación presentado por José Daniel Trujillo Sandoval
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Biomédica


Guatemala,


2024

Vo.Bo.:

(f) 
M.Sc. Jose Leal

Tribunal Examinador:

(f) 
Ing. Andrés Monterroso

(f) 
Dr. Luis Rivera

(f) 
M.Sc. Carlos Esquit

Fecha de aprobación: Guatemala, 6 de enero de 2024.

La ingeniería biomédica es una rama de la ingeniería que permite combinar una gran diversidad de conceptos, desde la biología hasta la nanotecnología. Es una de las ramas de la ingeniería más completas hoy en día. Por ello, la ingeniería biomédica tiene el potencial de innovar en prácticamente todas las áreas de la salud que puedan existir. Durante mi tiempo realizando prácticas profesionales en hospitales nacionales y de innovación de tecnología, me di cuenta de que el área de telemedicina es una rama que tiene un gran potencial en Guatemala y que no se ha logrado aprovechar.

Es por ello que la elaboración de la presente tesis surgió del interés de realizar un dispositivo de diagnóstico remoto que tenga la capacidad de transmitir datos mediante internet, sin la necesidad de que el doctor o asistente médico de turno deba estar presente a la par del paciente para ver sus resultados. Por esta razón decidí elegir el proyecto de investigación denominado *“Elaboración de Electrocardiograma con conectividad Wi-Fi para diagnóstico clínico remoto”*.

El principal reto de este proyecto es la elaboración de transmisión inalámbrica de una considerable cantidad de señales biomédicas en tiempo real. La realización de este proyecto da la oportunidad de ayudar al diagnóstico clínico remoto de eventos cardíacos. Da la oportunidad de realizar una mejor detección de enfermedades y eventos cardíacos para su posterior prevención y análisis en todo momento.

Quiero agradecer a la organización Engineering World Health quienes donaron el simulador de pulsos cardíacos para realizar pruebas de medición con el sensor y la transmisión de datos por internet.

Quiero expresar mi agradecimiento a mi asesor M.Sc. José Andrés Leal Ordoñez, por su apoyo, orientación, tiempo y compromiso en la realización de este trabajo. A la Universidad del Valle de Guatemala por darme la oportunidad de ser parte de ella y haberme formado profesionalmente. a mis catedráticos, por haber dedicado tiempo, esfuerzo y dedicación en compartir sus conocimientos y apoyarme en todo momento.

Agradezco a mis padres por apoyarme en todo momento y velar por mi seguridad y bienestar, por esos años de sacrificio y desvelo que me permitieron llegar a esta etapa de mi

vida. A mis familiares por brindarme su apoyo incondicional. Finalmente quiero agradecer a la fundación Juan Bautista Gutiérrez por darme la oportunidad de estudiar una carrera universitaria, especialmente a Doña Isabelita, por haber depositado esa confianza en mí y ahora poder ser un agente de cambio para mi país.

Prefacio	IV
Lista de figuras	IX
Lista de cuadros	X
Resumen	XI
Abstract	XII
1. Introducción	1
2. Antecedentes	2
3. Justificación	4
4. Objetivos	7
4.1. Objetivo general	7
4.2. Objetivos específicos	7
5. Alcance	8
6. Marco teórico	10
6.1. Fisiología del corazón	10
6.1.1. Ciclo cardíaco	11
6.1.2. Enfermedades cardíacas	13
6.2. EL Electrocardiograma (ECG)	14
6.2.1. Funcionamiento del ECG de 3 derivaciones	15
6.2.2. Patologías cardíacas	16
6.2.3. Electrónica del ECG	18
6.3. Artefactos cardíacos	19
6.4. Adquisición y procesamiento de datos	19
6.5. Transmisión de datos	20
6.5.1. Protocolo TCP/IP	20

6.5.2. Protocolo HTTP	20
6.5.3. Protocolo MQTT	21
7. Metodología	24
7.1. Características y especificaciones del sensor AD8232	24
7.2. Comunicación entre sensor AD8232 y microcontrolador ESP32	26
7.2.1. Programación en C++ del microcontrolador ESP32	26
7.2.2. Validación de electrocardiograma con sujetos de prueba	26
7.2.3. Comparación de electrocardiogramas en diferentes posiciones	27
7.3. Verificación de datos	27
7.3.1. Pruebas de canal ADC	27
7.3.2. Pruebas simulador de pulsos cardíacos	29
7.4. Análisis de datos	31
7.4.1. Comparación de electrocardiograma entre sensor AD8232 y Biopac MP36	31
7.5. Comunicación y transmisión de datos	31
7.5.1. Definición de pines y declaración de variables y constantes	31
7.5.2. Conexión Wi-Fi	32
7.5.3. Generación de página web	32
7.5.4. Adquisición de datos de electrocardiograma	34
7.6. Elaboración de interfaz gráfica	35
8. Resultados	36
8.1. Comunicación con sensor AD8232 y microcontrolador	36
8.2. Pruebas con simulador de pulsos cardíacos	38
8.3. Pruebas de canal ADC ESP32	39
8.4. Comparación Biopac MP36 y sensor AD8232	40
8.5. Pruebas envío de datos a servidor web	43
8.6. Guardando datos en SD del electrocardiograma	44
8.7. Impresión de datos del simulador de latidos en el servidor web	46
8.8. Desarrollo de la GUI	47
8.9. Presentación de datos en la GUI y procesados en Matlab	48
9. Discusión	50
10. Conclusiones	55
11. Recomendaciones	56
12. Bibliografía	57
13. Anexos	60
13.1. Pruebas de conexión con la página web y envío de los primeros datos	60

Lista de figuras

1.	Comparación de mediciones de ritmo cardiaco entre Holter y smartwatches Everion y Empática. Medición durante distintas actividades físicas con representación del sesgo estadístico (bias)	6
2.	Electrofisiología del corazón y recorrido eléctrico	11
3.	Fases del ciclo cardíaco	12
4.	prevalencia de las enfermedades a nivel mundial, Isquemia del corazón como la #1	13
5.	Representación gráfica del electrocardiograma	14
6.	Colocación de electrodos para un electrocardiograma de 3 y 12 derivaciones .	15
7.	Demostración de la colocación de un dispositivo smartwatch para la adquisición de un electrocardiograma.	16
8.	Representación gráfica de las ondas del ciclo cardíaco, los segmentos e intervalos a los que pertenece.	16
9.	Comparación gráfica de diferentes patologías en un examen de ECG, mostrando el ritmo normal, taquicardia, bradicardia y ritmo anormal respectivamente.	17
10.	Representación gráfica de las patologías más representativas dentro de un examen de ECG. Mostrando el aleteo atrial, fibrilación atrial, taquicardia ventricular y la fibrilación ventricular.	18
11.	Señal de ECG, la gráfica azul muestra la señal obtenida de un examen de ECG con presencia de artefactos eléctricos y respiratorios. La gráfica roja muestra el mismo ECG libre de artefactos.	19
12.	Ancho de banda de las frecuencias de corte de los filtros utilizados en ECG, con diferencia entre un ECG ambulatorio, de monitoreo o clínico.	20
13.	Diagrama de transmisión de datos y conexión entre servidor y cliente, en este diagrama la computadora es el cliente y el ESP32 es el servidor.	21
14.	Diagrama de transmisión de datos y conexión en protocolo MQTT, conexión entre cliente A, la computadora, y cliente B, el ESP32. Se establece una suscripción al tema ECG e intercambia los datos.	22

15.	Diagrama de bloque funcional de circuito interno del sensor AD8232. Detalle de los pines del microcontrolador y amplificadores operacionales e instrumentales. En el lado derecho se muestra el sensor físico con el <i>pinout</i> utilizado para la conexión con el microprocesador	25
16.	Diagrama de conexión para PCB utilizado, amplificación total de 1100 y filtro pasabanda de 0.5 Hz a 40 Hz.	25
17.	Conexiones eléctricas entre los dispositivos ESP32, sensor AD8232 y módulo SD.	26
18.	Conexiones electrodos en sujetos de prueba. El círculo rojo representa el electrodo del brazo derecho (RA). El círculo amarillo representa el electrodo del brazo izquierdo (LA). El círculo verde representa el electrodo de pierna izquierda (LL) [35].	27
19.	Diagrama de funcionamiento y captura de señales analógicas. Uso de potenciómetro, generador de funciones, osciloscopio y ESP32.	28
20.	Conexión del circuito para la medición y pruebas de obtención de señales analógicas entre el microcontrolador ESP32, osciloscopio y generador de funciones.	29
21.	Conexión del sensor AD8232, ESP32 y simulador de pulsos cardíacos.	30
22.	Diagrama de bloques del algoritmo de adquisición de datos del sensor AD8232 y registro en módulo SD.	30
23.	Diagrama de bloques de las instrucciones para la generación de la página web y gráfica de datos.	34
24.	Prueba inicial de medición del sensor AD8232, a) primera medición, donde se ve respiración del sujeto resaltado dentro de un marco rojo, b) medición sin respiraciones observables.	37
25.	Electrocardiograma de distintos sujetos en distintas posiciones. Se espera que los latidos por minuto varien y disminuyan en las posiciones sentado y acostado. Aunque no es el caso para todos los sujetos. Sin embargo, las señales se pueden ver claramente sin ninguna distorsión.	37
26.	Electrocardiograma en distintas posiciones y después de realizar actividad física. Se observa que los latidos por minuto incrementan significativamente después de realizar actividad física en ambos sujetos. Además de mostrar una respiración agitada.	38
27.	Medición del simulador de pulsos cardíacos en 60 y 120 latidos por minuto.	39
28.	Señales de 1Hz, 5Hz y 10Hz de frecuencia y 3V de amplitud obtenidas por el canal ADC del ESP32; gráficas azul y blanco; y el osciloscopio; gráficas amarillo y negro.	40
29.	Comparativa electrocardiograma Biopac vs sensor AD8232, lado izquierdo electrocardiogramas con sensor AD8232 sujeto K, lado derecho electrocardiogramas con Biopac sujeto K	41
30.	Comparativa electrocardiograma Biopac vs sensor AD8232, a) Sujeto L, columna derecha sensor AD8232, columna izquierda Biopac, b) Sujeto J, columna derecha sensor AD8232, columna izquierda Biopac, c) Sujeto M, columna derecha sensor AD8232, columna izquierda Biopac.	41
31.	Comparativa combinada electrocardiograma Biopac vs sensor AD8232 sujeto I. a) Columna de electrocardiogramas del sensor AD8232, b) Columna de electrocardiogramas del biopac con electrodos en el pectoral, c) Columna de electrocardiogramas del biopac con electrodos en extremidades.	42

32.	Comparativa electrocardiograma Biopac vs sensor AD8232 sujeto O. La gráfica de color azul corresponde a las señales captadas por el sensor AD8232 y las gráficas de color rojo corresponden al equipo Biopac MP36	43
33.	Comparación de datos de canal ADC ESP32 y servidor web local. Representación gráfica de los datos obtenidos por el canal ADC y por la página web. El eje Y esta en bits dado la conversión ADC del ESP32.	44
34.	a) Prueba de conectividad de ESP32 con la red Wi-Fi, b) Impresión de datos en el servidor Web local, c) Comparación de datos de canal ADC ESP32 y servidor web local, d) Impresión de datos decimales en servidor web local. . .	44
35.	Datos registrados del sensor guardados en el módulo SD en el archivo de Excel y procesados en Matlab	45
36.	Impresión de los datos enviados del ESP32 al módulo SD. Se presentan las líneas impresas en el monitor serial de los datos transmitidos al modulo para guardarlos en el archivo .csv	46
37.	Gráfica a. Datos del simulador de latidos en servidor web. Representación de la gráfica de la medición mediante el sensor AD8232. Gráfica b. Datos del simulador de latidos guardados en Excel. Se presentan los mismos datos gráfícados en el servidor Web procesados por Matlab.	47
38.	Gráfica A. Imagen de la página web final, donde se observan los botones para descargar la gráfica en formato PNG y CSV Gráfica B. Datos del simulador de latidos en servidor web. Representación de la gráfica de la medición mediante el sensor AD8232 guardados en un archivo PNG	47
39.	Del lado izquierdo se muestran los datos de medición en sujeto de prueba en tiempo real, procesados en Matlab. De lado derecho se muestran las imágenes obtenidas de la medición del sujeto de prueba en tiempo real mostrados en la página web. Ordenados en formato de Parado, Sentado, Acostado y después de realizar ejercicio	49
40.	Conexión entre el ESP32 y la red Wi-Fi local. En la imagen se representan la conexión establecida después de inicializar el ESP32	60
41.	Representación gráfica de datos decimales transmitidos a través de la conexión Wi-Fi	61
42.	Comparativa electrocardiograma Biopac vs sensor AD8232 sujeto N.	61
43.	Comparativa electrocardiograma Biopac vs sensor AD8232 sujeto S.	62
44.	Configuraciones de Biopac y canal ADC, ganancias de amplitudes utilizadas en el canal ECG del Biopac.	63

Lista de cuadros

1. Comparación entre los distintos tipos de protocolos de comunicación 23
2. Comparación entre los dispositivos de medición de electrocardiograma 32

En Guatemala habitan un poco más de 7 millones de personas que no tienen acceso a los sistemas de salud privada, por lo que su única opción son los hospitales, clínicas y centros de atención públicos. Generando una sobrepoblación en las instalaciones y una incapacidad de poder atender a todos los pacientes a tiempo. A esto se le debe de sumar que las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte en el mundo, las cuales en su mayoría no son atendidas y diagnosticadas a tiempo. La detección temprana de problemas cardiovasculares por medio de herramientas de diagnóstico como el electrocardiograma (ECG) han mostrado ser la forma más eficiente de reducir el riesgo de mortalidad en personas con afecciones cardíacas. En países en vías de desarrollo como Guatemala, contar con dispositivos de diagnóstico que puedan ser implementados y evaluados de forma remota puede significar un cambio radical en la atención médica.

La meta de este proyecto es la elaboración de un dispositivo de electrocardiograma con comunicación inalámbrica directamente a un servidor en internet. Esto permitiría realizar un examen diagnóstico remoto y demostrar el uso y futuro de la telemedicina. Para ello se ha desarrollado una comunicación entre un sistema de bajo costo de medición de ECG, un microcontrolador con conectividad Wi-Fi y un servidor web. Validando el funcionamiento por medio de pruebas comparativas con sistemas de medición como el Biopac MP36 y osciloscopios profesionales. El dispositivo permite monitorear el ritmo cardíaco de un sujeto y enviar los datos del ECG a una página web, de esta manera un médico especializado con acceso a los datos del paciente pueda verlo en tiempo real y observar toda la información obtenida desde el inicio de la medición. El protocolo de comunicación será HTTP para la comunicación entre el microcontrolador y la página web.

Guatemala is home to over 7 million individuals who lack access to private healthcare services. As a result, their only recourse is to rely on public hospitals, clinics, and health centers. This has led to overcrowding in these facilities, making it difficult to provide timely treatment to all patients. Compounding this issue is the fact that heart diseases rank as the leading cause of death worldwide, with many cases going untreated or undiagnosed until it's too late. Early detection of these diseases, facilitated by diagnostic tools such as ECGs, has proven to be the most effective way to reduce mortality risks associated with heart conditions. The introduction of these diagnostic devices in developing countries can significantly enhance medical treatment.

The objective of this project is to design and validate an ECG device with wireless connectivity to a web server. This innovation presents the opportunity to perform wireless diagnostics and demonstrate its application in the field of telemedicine. To achieve this, it has been developed a device establishing communication between a low-cost ECG device, a microcontroller equipped with wireless capabilities, and a web server for monitoring the electrical activity of a patient's heart. This device has been validated with the comparison with a Biopac MP36 and oscilloscopes. The data collected will be transmitted to a web page in real-time, enabling healthcare professionals to access results immediately and review information gathered from the start of the measurement. The communication protocol employed will be HTTP, facilitating seamless interaction between the microcontroller and the web page.

CAPÍTULO 1

Introducción

La telemedicina es una rama de la ingeniería en combinación de las ciencias de la salud. Esta permite registrar y proveer información a distancia para las personas especializadas sin la necesidad de estar presente en el lugar donde se toman los exámenes clínicos. El estudio del corazón requiere en varias ocasiones a un técnico electrocardiógrafo encargado de mandar estos exámenes clínicos a los especialistas dando margen a retrasos y pérdidas de información. Un electrocardiograma con conexión Wi-Fi permite ahorrar tiempo y evitar pérdidas de información para dar un mejor diagnóstico clínico al sujeto que se le este realizando el examen.

Es por ello que el objetivo de este trabajo es desarrollar un sistema de medición de electrocardiograma con un protocolo de comunicación seguro de transmisión inalámbrica de datos a una página web, utilizando un microcontrolador ESP32, un sensor de electrocardiograma AD8232 y el protocolo HTTP para cumplir con el objetivo planteado. El sensor de electrocardiograma tiene la finalidad de realizar la medición eléctrica del corazón de 3 derivaciones, validando los datos registrados mediante su comparación con un equipo de Biopac y un simulador de pulsos cardíacos. Mientras que el ESP32 será el encargado de procesar las señales y transmitir la información mediante la conexión Wi-Fi a una red local para su posterior visualización en una página web.

El desarrollo de este circuito tiene como finalidad demostrar las aplicaciones de telemedicina en el área de estudio del corazón, de esta manera presentar los resultados obtenidos y sus aplicaciones a futuro. En los primeros 5 capítulos se presentan la motivación y justificación del presente trabajo, así como la presentación de los objetivos establecidos y el alcance de los mismos. En el capítulo 6 se presenta la teoría que fundamenta los experimentos que se realizaron en los capítulos posteriores. En los posteriores capítulos se presentan la metodología utilizada, sus resultados y una breve discusión de los mismos. Los últimos capítulos presentan las conclusiones del trabajo y recomendaciones para trabajos futuros.

El estudio del corazón y sus patologías siempre ha sido de interés, ya que, según la Organización Mundial de la Salud OMS , es la principal causa de muerte a nivel mundial y las enfermedades cardíacas deben de ser diagnosticadas a tiempo para poder reducir su mortalidad. [1] Las enfermedades coronarias son las más comunes alrededor del mundo y requieren de varios estudios clínicos para ser diagnosticadas, principalmente el electrocardiograma. El electrocardiograma (ECG) es el estudio más frecuente y sencillo de realizar, ya que muestra el funcionamiento cardíaco sin la necesidad de exponer al paciente a procedimientos invasivos o a radiación. El estudio de ECG representa claramente anomalías cardíacas, demostrando vital importancia para la toma de decisiones médicas, ante tratamientos e intervenciones. [2]

El avance tecnológico ha innovado los métodos para diagnosticar enfermedades, realizar exámenes clínicos y monitorear pacientes. Hoy en día es posible diagnosticar enfermedades con mayor facilidad incluso de forma remota gracias a la telemedicina [3]. La telemedicina combina sensores, imágenes y métodos de diagnóstico convencional sin requerir la presencia de un médico lo que reduce costos y tiempo y provee diagnóstico clínico en lugares alejados y con bajo acceso al sistema de salud. [3], [4]

Además de la telemedicina, el avance tecnológico se ha visto reflejado en productos de directo consumo como lo son los teléfonos y relojes inteligentes, los cuales cuentan con sensores y métodos para la medición de parámetros fisiológicos (i.e., pulso, frecuencia cardíaca, ECG, oxigenación, composición corporal). Estas tecnologías facilitan el acceso al monitoreo constante de la salud, sin embargo no son consideradas de diagnóstico clínico. [5] Existe un claro interés y necesidad por tecnologías de diagnóstico clínico portátiles, accesibles y de bajo costo, sobre todo para países como Guatemala con un sistema de salud en condiciones precarias. [6]

Una alternativa viable se presenta en sistemas de ECG con conectividad inalámbrica para la comunicación y transmisión rápida de datos entre paciente y médico. Estos dispositivos integran medición clínica de ECG con microcontroladores (i.e., ESP8266) y circuitos electrónicos comercialmente disponibles para la conexión inalámbrica. [7] Las principales

complicaciones asociadas a estos dispositivos son la velocidad de comunicación de datos y la seguridad de los datos, tema particularmente sensible al tratarse de información médica crítica para el diagnóstico clínico. [8]

Otro tipo de dispositivo que se ha utilizado para medir señales cardíacas como la hipertensión es mediante las tecnologías de fotopleetismografía y tiempo de tránsito del pulso. Aunque para este tipo de dispositivos la fiabilidad se reduce drásticamente debido a que no se está midiendo eléctricamente el corazón, sino que se realiza mediante métodos matemáticos. Aún así son una opción para la relación del comportamiento cardíaco, siendo la medición por electrodos la más convencional, certera y recomendada. [9]

La enfermedad de isquemia miocárdica es la principal causa de muerte a nivel mundial, provocando 108.1 millones de muertes durante el año 2019 [1], sobrepasando a la segunda causa; muerte por accidente cerebrovascular; por más de 60.8 millones. La alta prevalencia de estas enfermedades podría reducirse de ser atendidas a tiempo, ya que en la gran mayoría de ocasiones no son diagnosticadas en una etapa temprana. Debido a esto, los ataques cardíacos pueden ser repentinos e incluso mortales si no se cuida la salud y se realizan chequeos periódicos.

En los casos donde las afecciones cardíacas se diagnostican a tiempo, se reducen significativamente las admisiones en los hospitales, se mantiene la calidad de vida y las personas alcanzan una mayor expectativa de vida [10]. Por otro lado, cuando un problema cardíaco no se diagnostica previo al desarrollo de síntomas, la expectativa de vida se reduce drásticamente. En Guatemala se estima una esperanza de vida de 70.5 años [11], siendo las enfermedades cardiovasculares responsables del 61 % de muertes en el país, por lo que un diagnóstico temprano de estas enfermedades podría tener un impacto significativo en la vida de los guatemaltecos. [11].

En Guatemala existen varias dificultades de acceso a los servicios sanitarios. El sistema de salud público es utilizado por el 87.45 % de la población guatemalteca, mientras que solo el 12 % de la población tiene acceso al sistema de salud privado. A esto debe sumarse que solamente el 8 % de la población goza del beneficio de un seguro médico privado. Esto provoca una alta demanda en el sistema público de salud, el cuál lamentablemente no está capacitado para proveer la atención necesaria a todos los usuarios, lo que perjudica el acceso a diagnósticos preventivos para cualquier tipo de enfermedades. Esto se evidencia en la poca cobertura de las instalaciones, clínicas y centros de diagnóstico del IGSS debido a su 17.45 % de atención a la población general, mientras que el ministerio de salud sólo es capaz de cubrir al 48 % de la población total que usa el sistema de salud público [11].

A pesar de la situación del sistema de salud en Guatemala, existen varias entidades que se encargan de dar diagnóstico clínico, tratamiento y seguimiento a los pacientes con patologías cardíacas. Algunas de estas entidades son la Asociación Guatemalteca de Car-

diología, conocida como ACG la cual cuenta con 115 miembros activos cardiólogos a nivel nacional [12]; Star of service y UNICAR. Siendo este último el centro más famoso y utilizado por la población en general, ya que ofrecen diagnóstico de consulta externa, tratamiento no invasivo, tratamiento radiológico, cuidados intensivos y quirófano [13]. Se caracterizan por brindar atención médica de manera gratuita para la población, con el fin de ayudar tanto a adultos como a niños a nivel nacional. Sin embargo, por tratarse de un servicio gratuito para diagnóstico clínico, los usuarios deben afrontar largos tiempos de espera.

El electrocardiograma (ECG) es una herramienta de diagnóstico clave para la detección temprana de afecciones cardíacas. Por su relevancia y la precisión necesaria, la implementación de un ECG se realiza típicamente en clínicas cardiológicas y conlleva costos desde los Q150 a los Q800 [14] lo que representa un precio elevado para la población general. A esto se le suma la escasez de maquinaria de ECG en Guatemala, lo que resulta en un alto número de personas sin acceso a esta tecnología, ya sea por cuestiones monetarias o geográficas. [11].

Hoy en día existen dispositivos y métodos de ECG clínico portátiles como lo son el Holter o los dispositivos implantados. Estos dispositivos permiten el monitoreo de la actividad eléctrica del corazón de manera constante y portátil, pero usualmente son incómodos, caros o con un tamaño considerable. El Holter es un dispositivo que permite monitorear arritmias cardíacas durante un periodo de 24 a 48 horas. Normalmente debe de posicionarse en el torzo superior del usuario dentro del centro de diagnóstico y se debe de regresar al día siguiente para ser retirado. Este tipo de dispositivos almacena los resultados en una memoria interna, por lo que la única manera de obtener y analizar los resultados es extrayendo la memoria físicamente [15].

Los dispositivos implantados presentan una opción de monitoreo constante para pacientes con afecciones cardíacas que requieren de esto. Sin embargo, requieren operaciones riesgosas para la implantación y tienen costos altos [16].

En los últimos años han surgido tecnologías de acceso público como los relojes o teléfonos inteligentes que buscan proveer a sus usuarios con opciones de monitoreo físico a precios accesibles. Dentro de las opciones que estos ofrecen se encuentran mediciones de ritmo cardíaco, conteo de pasos, medición de oxigenación sanguínea e incluso ECG. Sin embargo, estos dispositivos no son considerados como método de diagnóstico clínico por el modo de operación y varias limitaciones tecnológicas y legislativas. [17]. Estas limitaciones hacen a estos dispositivos susceptible a falsos positivos o negativos que no diagnostiquen realmente el estado del corazón y provocando ideas erróneas por parte de los usuarios. Al comparar mediciones realizadas entre un smartwatch y un dispositivo clínico como el Holter, se evidencian claramente las deficiencias entre ambos en la Figura 1.

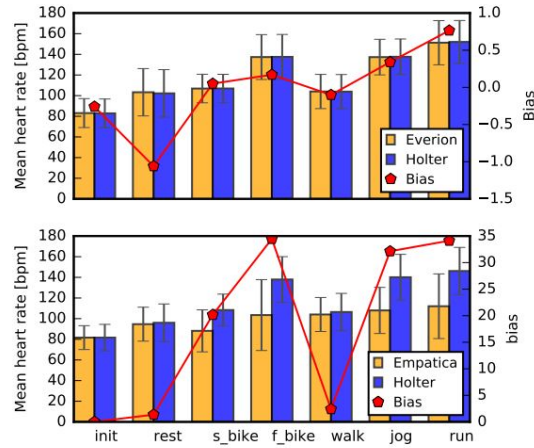


Figura 1: Comparación de mediciones de ritmo cardiaco entre Holter y smartwatches Everion y Empática. Medición durante distintas actividades físicas con representación del sesgo estadístico (bias) [5]

Existe una necesidad tangible de dispositivos capaces de realizar estudios clínicos de ECG que también sean portátiles y capaces de ser utilizados de manera remota. Un dispositivo ergonómico, capaz de medir actividad cardiaca de forma correcta, con certificación médica y capacidad de transmitir datos en vivo a la oficina de un cardiólogo sin necesidad de atender presencialmente a consultas podría reducir drásticamente la cantidad de enfermedades cardiacas sin detectar en Guatemala.

De aquí surge la motivación de este proyecto, poder crear un dispositivo electrónico que sea capaz de medir la señal cardíaca de manera fiable, con el fin de poder ayudar al diagnóstico clínico del corazón remotamente. De esta manera es posible ayudar a doctores, clínicas y centros de diagnóstico.

4.1. Objetivo general

Desarrollar y validar un sistema de medición de Electrocardiograma con un protocolo seguro y confiable para la transmisión inalámbrica de datos a una página web.

4.2. Objetivos específicos

- Implementar y validar la comunicación entre un sensor de Electrocardiograma AD8232 y un microcontrolador ESP32 asegurando la seguridad y calidad de los datos.
- Validar la fiabilidad del dispositivo de medición de Electrocardiograma AD8232 mediante comparaciones con el sistema Biopac MP36 y su canal de ECG.
- Codificar y validar un protocolo de comunicación inalámbrico seguro, eficiente y fluido mediante Wi-Fi para la transmisión de datos desde un microcontrolador a un servidor de página web.
- Diseñar y elaborar una interfaz gráfica web fácil e intuitiva de utilizar para la visualización de información recibida por parte del microcontrolador.

El siguiente trabajo de investigación tiene como objetivo desarrollar y validar las mediciones de un electrocardiograma empleando un microcontrolador ESP32 y un sensor AD8232. Con transmisión inalámbrica de datos a una página web mediante el uso del protocolo de comunicación HTTP y su validación con el sistema Biopac MP36.

La seguridad y calidad de los datos transmitidos entre el sensor AD8232 y el microcontrolador ESP32 es fundamental para que el dispositivo final pueda ser implementado de forma correcta en un ámbito clínico. Las limitaciones de este proyecto se establece con base en que no exista una pérdida de datos debido en el canal de lectura ADC del microcontrolador, además de evitar la distorsión de la señal. En este proyecto no se implementarán algoritmos de encriptación ni técnicas de seguridad de datos transmitidos inalámbricamente.

La fiabilidad del dispositivo AD8232 con respecto a las señales medidas se evaluará por medio de comparación con un sistema de adquisición de ECG Biopac MP36. no se realizará comparación con sistemas de evaluación clínica debido a la dificultad de acceso de manera regular a estos dispositivos. Por consiguiente, las señales medidas deben representar la electrofisiología del corazón de forma confiable, más no ser equivalentes a un diagnóstico clínico preliminar.

Adicionalmente, se comprobará la veracidad del canal ADC del ESP32 mediante la comparación con las mediciones captadas por un osciloscopio obtenidas del generador de funciones. Se realiza este proceso con el fin de determinar si las mediciones registradas son fiables con respecto a un equipo de medición especializado como el osciloscopio.

El protocolo de comunicación inalámbrico se realizará de forma inicial en un servidor local. No se plantea escalar la transmisión a un servidor externo ni a la nube dentro del proyecto. Asimismo, la transmisión de los datos enviados se verifican mediante gráficas comparativas de las señales enviadas a la página web con las registradas en el microcontrolador ESP32.

Por último, la interfaz gráfica deberá de contar con las herramientas básicas para mostrar

las señales de ECG en tiempo real y sin retraso en la web. No se desarrollará un GUI con todas las funciones relevantes para un cardiólogo mas allá de guardar los datos y poder observarlos.

6.1. Fisiología del corazón

Conocido por muchos como el motor del cuerpo humano, el corazón es uno de los órganos más importantes, se encarga de bombear sangre oxigenada y desoxigenada a través de cada sector de la anatomía del ser vivo. Permitiendo realizar respiración celular y transfusión de gases en los pulmones para el correcto funcionamiento de los órganos internos, tejidos y músculos [18]. La respiración celular es de suma importancia debido a que provee de energía a las células mediante la mitocondrias. Sin una correcta respiración celular se provoca una deficiencia de energía que compromete el bienestar celular, generando el riesgo de muerte celular. Si la muerte celular es bastante elevada y descontrolada, se ve perjudicado su reproducción, lo que generaría una reacción en cadena afectando al organismo completo hasta la muerte [19].

Las células necesitan energía para poder realizar sus funciones, es por eso mismo que el corazón es el principal órgano en recibir la mayor energía posible. Esto se debe a que su función es mediante la contracción muscular de los tejidos cardíacos, esta contracción se hace mediante la activación de impulsos eléctricos, produciendo de esta manera el ritmo cardíaco [18]. Existen tejidos específicos para estas contracciones cardíacas los cuales son:

- **Nodo sinusal:** Conocido como marcapasos natural, es el encargado de producir los impulsos eléctricos de manera rítmica en las aurículas del corazón. En este nodo se encuentran los tejidos nodales principales que posteriormente expresaran la onda P del ciclo cardiaco [20].
- **Nodo auriculoventricular:** Es el nodo que permite el llenado ventricular después de un pequeño retraso con respecto al impulso del nodo sinusal. Este nodo es el que produce el pulso eléctrico PR del ciclo cardiaco [20].
- **Haz de his:** estas células son las encargadas de poder mandar los impulsos eléctricos del nodo Atrioventricular a las fibras de Purkinje de manera eficaz. Permitiendo que el

corazón pueda contraerse y bombear la sangre de manera coordinada como se muestra en la Figura 2 [20].

- Sistema de Purkinje: Son una red de fibras contráctiles llamadas cardiomiocitos especializadas en producir una despolarización en los ventrículos para su posterior contracción. Representan el intervalo QRS en el ciclo cardíaco. Gracias a ellas el corazón bombea la sangre al cuerpo desde los ventrículos [20].

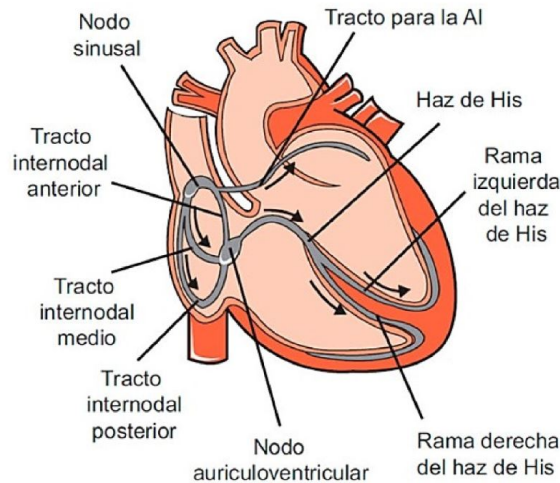


Figura 2: Electrofisiología del corazón y recorrido eléctrico [21]

6.1.1. Ciclo cardíaco

Se basa en 2 fases de los tejidos del corazón, la diastólica y sistólica. La fase diastólica ocurre mientras las cámaras cardíacas están en relajación, esto permite que se llenen de sangre. Mientras que la fase sistólica ocurre cuando las cámaras cardíacas se contraen para poder bombear la sangre presente. Por lo que, mientras que las aurículas o atrios están en fase diastólica, los ventrículos se encuentran en fase sistólica y viceversa. De esta manera se bombea sangre constantemente a todo el cuerpo y pulmones [21], Cabe resaltar que existe una definición tanto para la diástole y sístole ventricular y atrial o auricular. Por lo que existen 2 diástoles y 2 sístoles, definidas de la siguiente manera.

- Diástole atrial: Es la primera fase del ciclo cardíaco, esto ocurre antes de que las señales del nodo sinusal lleguen al atrio. Por lo que en este momento, las cámaras de los atrios se llenan de sangre. Para ello, las válvulas atrioventriculares se encuentran cerradas para que la sangre no escape. La visualización de esta fase durante el ECG se observa como la línea base de la gráfica, esto debido a la ausencia de activación eléctrica del corazón.
- Sístole atrial: En este caso, el nodo Sinusal se activa de manera autónoma y manda la señal a los tejidos del miocardio atrial para poder realizar la contracción. Provocando que la sangre pase por las válvulas atrioventriculares y lleguen a los ventrículos sin

dejar algún residuo de sangre en la cámara anterior. Esto se representa con la onda P dentro del ECG

- **Diástole ventricular:** Durante este proceso, no debería de haber ningún tipo de sangre residual en el ventrículo, por lo que la presión intraventricular debería de descender denominando así la relajación ventricular [21]. Una vez exista una gran diferencia de presiones entre la cámara del ventrículo y la presión atrial, las valvas atrioventriculares se abren para dar paso a la sangre y llenar rápidamente todo el ventrículo. La visualización de esta fase durante el ECG se observa con la onda T durante la diástole ventricular y la sístole atrial.
- **Sístole ventricular:** Es el momento en que los ventrículos se contraen para expulsar la sangre dentro de las cámaras hacia las venas y arterias del cuerpo y pulmones. Esto se da cuando el impulso eléctrico del corazón llega al nodo atrioventricular, dando tiempo a que los atrios terminen su contracción. Luego el pulso sigue hasta el Haz de His para provocar la contracción ventricular completa. La sístole ventricular se representa en el ECG como las ondas QRS.

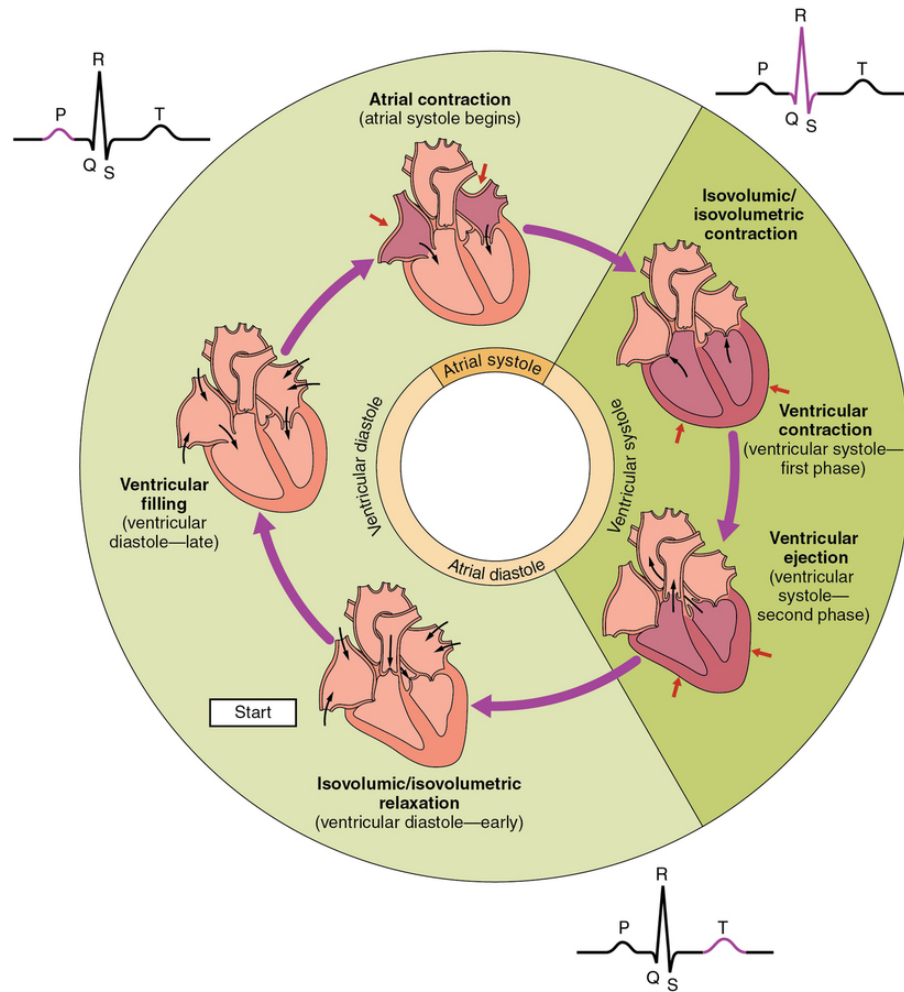


Figura 3: Fases del ciclo cardíaco [22]

6.1.2. Enfermedades cardíacas

Las enfermedades cardiovasculares son las principales causas de discapacidades y muertes prematuras a nivel mundial, siendo la cardiopatía isquémica la causa número uno de muertes a nivel mundial según las estadísticas de la OMS [1]. Estas enfermedades normalmente son diagnosticadas a tiempo, pero debido a la naturaleza de las mismas dependen mucho del estilo de vida de las personas que las padecen. Ya que una mala dieta, falta de actividad física o malos hábitos como fumar tabaco pueden provocar infartos fulminantes al corazón en caso no se le haya realizado un diagnóstico clínico con anterioridad [23].

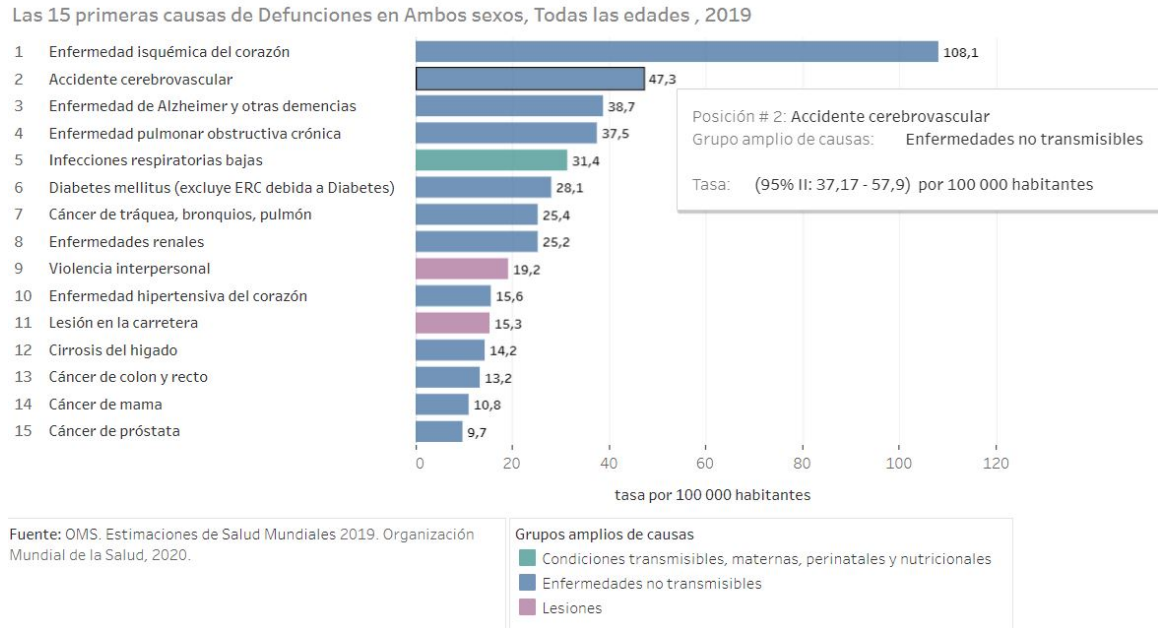


Figura 4: prevalencia de las enfermedades a nivel mundial, Isquemia del corazón como la #1 [1]

Algunos tipos de afecciones cardiovasculares que existen son [24]:

- Isquemia cardíaca: Obstrucción de las venas y arterias principales del corazón mediante placas de grasa
- Arritmias cardíacas: Latidos irregulares del corazón, como las taquicardias, ritmo cardíaco acelerado o las bradicardias, ritmo cardíaco lento. También pueden ser enfermedades de las arterias coronarias que se representan en alteraciones del ritmo cardíaco.
- Defectos cardíacos de nacimiento
- Enfermedades del músculo cardíaco
- Enfermedades de las válvulas cardíacas.
- Enfermedades cardiopulmonares.

6.2. EL Electrocardiograma (ECG)

El ECG es un examen clínico en el cual se estudia el comportamiento eléctrico del corazón durante el ciclo cardíaco. Esto se basa en la detección de un diferencial de potencial eléctrico entre dos electrodos colocados en distintos puntos del cuerpo. Este diferencial eléctrico se gráfica en un cuadro de miliVolts vs Tiempo para observar la señal medida [25]. Este tipo de estudio se gráfica normalmente en papel milimetrado donde cada milímetro de papel en el eje Y representa 0.1 mV, mientras que en el Eje X cada milímetro de papel representa 0.04 segundos [26]. Como se muestra en la Figura 5, representando el comportamiento normal de un corazón en el examen de ECG dentro presentado en papel milimetrado.

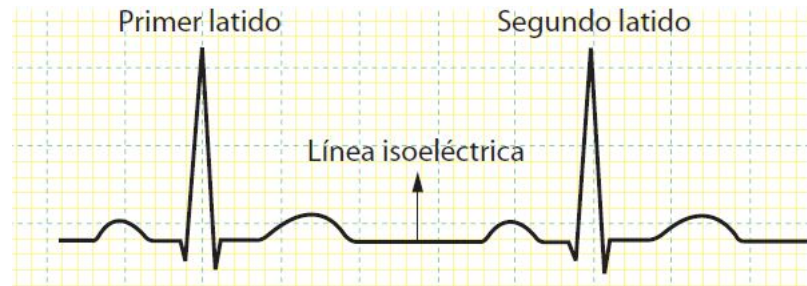


Figura 5: Representación gráfica del electrocardiograma [25]

Una vez aclarada la funcionalidad de un electrocardiograma toca hablar sobre las derivaciones del electrocardiograma. Para este estudio se hablará del ECG de 3 derivaciones y de 12 derivaciones, en el ECG de 3 derivaciones se utilizan 3 electrodos conectados a puntos específicos del paciente. Estos puntos usualmente deben de ir conforme al electrodo utilizado, ya que en este tipo de ECG los electrodos se dividen entre la derivación I, II y III. donde los electrodos del pectoral derecho y pectoral izquierdo forman la derivación I, el electrodo del pectoral derecho a la costilla izquierda del paciente forma la derivación II, el electrodo del pectoral izquierdo del paciente a la costilla izquierda del paciente forma la derivación III, esto forma una geometría triangular llamada triangulo de Eithoven. También pueden ir colocados sobre las extremidades del paciente para tener un mismo registro del corazón. Este triángulo nos permite definir que la suma de las señales de la derivación I más la derivación III forma la derivación II, la cual es observada en todos los estudios gráficos del ECG de 3 derivaciones [27].

El electrocardiograma de 12 derivaciones es un examen que da un panorama más completo del corazón, ya que mide diferentes puntos que brindarán información de los distintos sitios anatómicos del corazón. En este electrocardiograma se utilizan los mismos 3 electrodos de los miembros que en el de 3 derivaciones, más otros 6 electrodos colocados en la región precordial. En total se colocan 10 electrodos al paciente, pero en el estudio se mostrarán 12 ventanas del corazón en total. Mostrando las 3 primeras derivaciones de las extremidades, las 6 ventanas precordiales y otras 3 ventanas de extremidades vistas desde el electrodo de referencia [28]. El tener 12 ventanas diferentes facilita el trabajo a los doctores para poder detectar patologías con mayor facilidad.

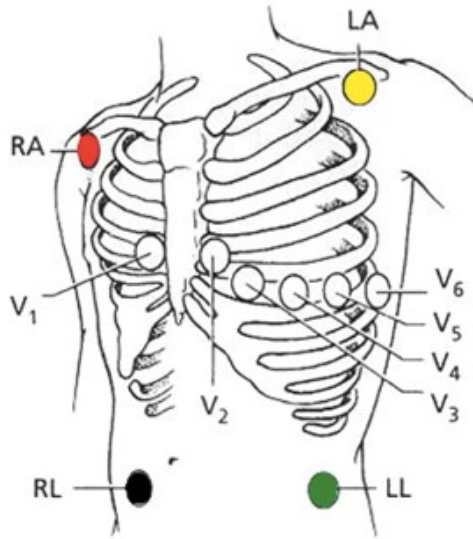


Figura 6: Colocación de electrodos para un electrocardiograma de 3 y 12 derivaciones [27]

6.2.1. Funcionamiento del ECG de 3 derivaciones

El funcionamiento de este tipo de electrocardiograma se basa en la detección eléctrica de cada una de las derivaciones con electrodos. El diferencial de potencial entre los electrodos es lo que se ve reflejado en cada una de las derivaciones, por lo que el examen de electrocardiograma de 3 derivaciones muestra el recorrido eléctrico del triángulo de Eithoven [28] como se observa en la Figura 7. Estas mediciones luego son graficadas en forma de funciones en el papel milimetrado esto permite observar las distintas ondas eléctricas del ciclo cardíaco y el complejo PQRS. Precisamente por la medición eléctrica es que los electrocardiogramas son un examen fiable para un diagnóstico clínico, en contra parte de los Smartwatches, ya que estos últimos utilizan un modelo de fotopletimografía que únicamente se basa en medir el cambio de volumen las venas del flujo sanguíneo, sin realizar ninguna medición electrónica del corazón [5]. Por otra parte, los Smartwatches que cuentan con electrodos laterales son capaces de detectar pulsos eléctricos mediante el cierre circuital, pero únicamente pueden realizar la medición de una derivación a la vez dependiendo de la colocación y posición del Smartwatch como se muestra en la Figura 7. Esto hace que el examen completo del ECG del smartwatch se vea bastante afectado debido a la mala operación del usuario, por lo que no es nada recomendable utilizarlo como un diagnóstico clínico sino sólo como un sistema de referencia. Por otra parte este tipo de dispositivo indica claramente en sus instrucciones que sí existe alguna patología cardíaca se visite a su médico y no utilice el Smartwach como dispositivo preventivo.

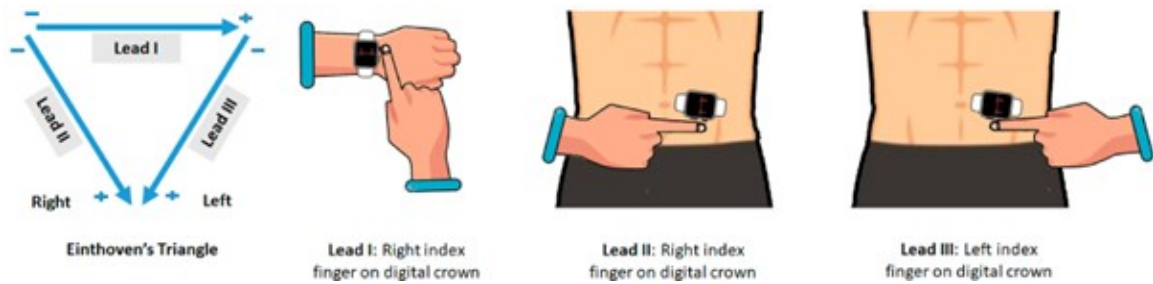


Figura 7: Demostración de la colocación de un dispositivo smartwatch para la adquisición de un electrocardiograma.

[29]

El diagrama del electrocardiograma presenta varias ondas cardíacas de vital importancia ya que representan el funcionamiento normal o anormal del corazón. Estas ondas definen segmentos e intervalos de todo el proceso PQRST y definen las fases del ciclo cardíaco que se expresaron en el apartado anterior. En la Figura 8 se representan claramente cada una de estas ondas, los segmentos que integran y sus intervalos, conociendo este tipo de ondas un cardiólogo puede definir si el examen ECG de un paciente presenta alguna anomalía importante que atender [26].

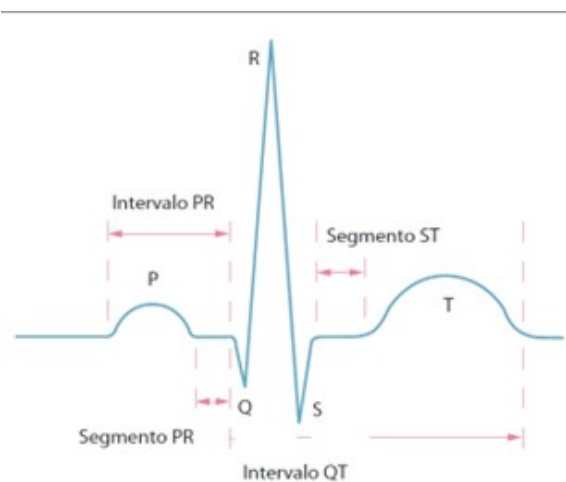


Figura 8: Representación gráfica de las ondas del ciclo cardíaco, los segmentos e intervalos a los que pertenece.

[25]

6.2.2. Patologías cardíacas

Las enfermedades cardíacas pueden verse reflejadas en la función eléctrica del corazón, es por eso que un examen de electrocardiograma puede mostrar de manera clara la actividad eléctrica normal o anormal. En la Figura 9 se muestran 3 situaciones de patologías cardíacas relacionadas con la actividad eléctrica.

Dentro de las patologías más características cardíacas se encuentran el Aleteo Atrial, Fibrilación Atrial, Taquicardia Ventricular y la Fibrilación Ventricular. Cada una de estas



Figura 9: Comparación gráfica de diferentes patologías en un examen de ECG, mostrando el ritmo normal, taquicardia, bradicardia y ritmo anormal respectivamente.

[25]

patologías son fácilmente identificables dentro del examen ECG debido a su comportamiento. La Figura 10 muestra sus comportamientos y características.

- Aleteo atrial: Es causado por un pulso eléctrico que viaja de manera circular en el Atrio derecho, pero solo un pulso de cada 3 es capaz de viajar a través del Nodo sinusal. Se caracteriza por la aparición de las ondas F con forma de sierra y la ausencia de las ondas P
- Fibrilación atrial: Es provocado por múltiples pulsos eléctricos que son iniciados aleatoriamente en distintos puntos ectópicos dentro del Atrio, a pesar de que pueden ser de gran magnitud sólo algunos pasan el Nodo sinusal. Se caracteriza por la ausencia de las ondas P y T, identificando únicamente el complejo QRS seguido de señales anormales o una línea recta.
- Taquicardia ventricular: Esta patología es de las más peligrosas, también se le conoce como ritmos letales. Estos se producen por pulsos eléctricos en el ventrículo, lo cual genera un latido prematuro. Se caracteriza por la exageración del complejo QRS y ausencia de la onda P.
- Fibrilación ventricular: Su causa es por la activación de diferentes puntos ectópicos en la parte superior del ventrículo. Provocando una fibrilación ventricular aleatoria, lo cual provoca un bombeo de sangre bastante pequeño o en algunos casos ningún bombeo sanguíneo. Se caracteriza por las formas irregulares aleatorias y no identificables de la onda P, complejo QRS y onda T.

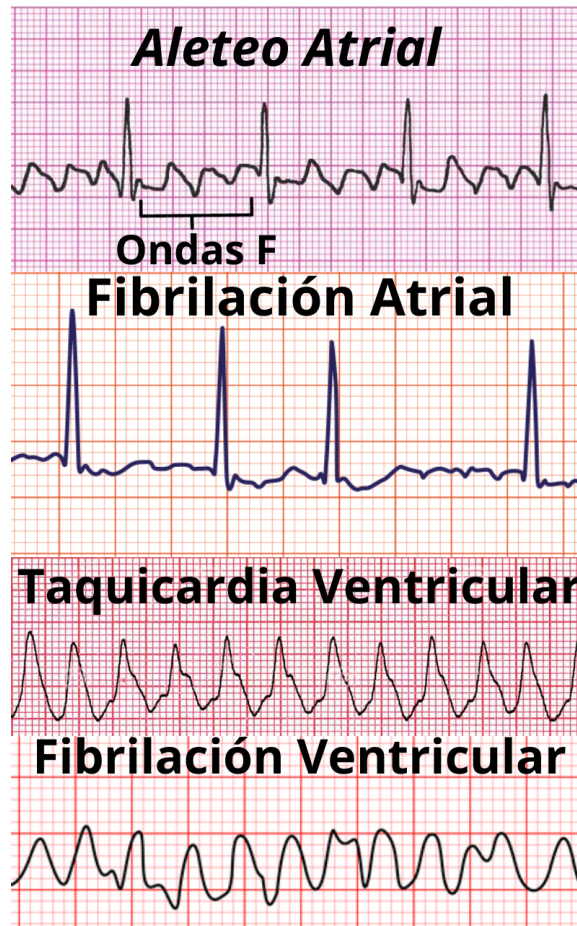


Figura 10: Representación gráfica de las patologías más representativas dentro de un examen de ECG. Mostrando el aleteo atrial, fibrilación atrial, taquicardia ventricular y la fibrilación ventricular.

[25]

6.2.3. Electrónica del ECG

La electrónica de un electrocardiograma se constituye en amplificadores operacionales para amplificar las señales eléctricas del corazón ya que estas están en el rango de los 0.1 a 3 milivoltios. Estos amplificadores operacionales son componentes electrónicos bastante utilizados a nivel mundial para poder amplificar o atenuar señales eléctricas. Además, también sirven como filtros activos para eliminar las frecuencias no deseadas. Por lo que es necesario utilizar varios amplificadores operacionales para poder construir los filtros necesarios para la eliminación de las frecuencias de corte requeridas. Es por ello que muchas veces se utilizan filtros pasa baja, pasa alta y filtros Notch para limpiar la señal de ruido externo lo mejor posible [30]. También se utilizan electrodos de superficie para captar las señales del cuerpo con el fin de llevar estas señales a los amplificadores operacionales de manera más sencilla, limpia y simple

6.3. Artefactos cardíacos

Los artefactos cardíacos son los principales problemas a la hora de realizar un examen ECG, ya que estos distorsionan la señal proyectada en la gráfica final en forma de ruido y variaciones significativas. Estos artefactos dificultan la visualización y lectura de las gráficas. Algunos de los artefactos más comunes en los ECGs son el ruido eléctrico del ambiente y las señales respiratorias generadas en el diafragma [31]. En la Figura 11 Se muestran 2 gráficas, la gráfica azul es una señal de ECG con artefactos respiratorios y de ruido eléctrico, mientras que la gráfica roja es la misma señal ECG libre de artefactos.

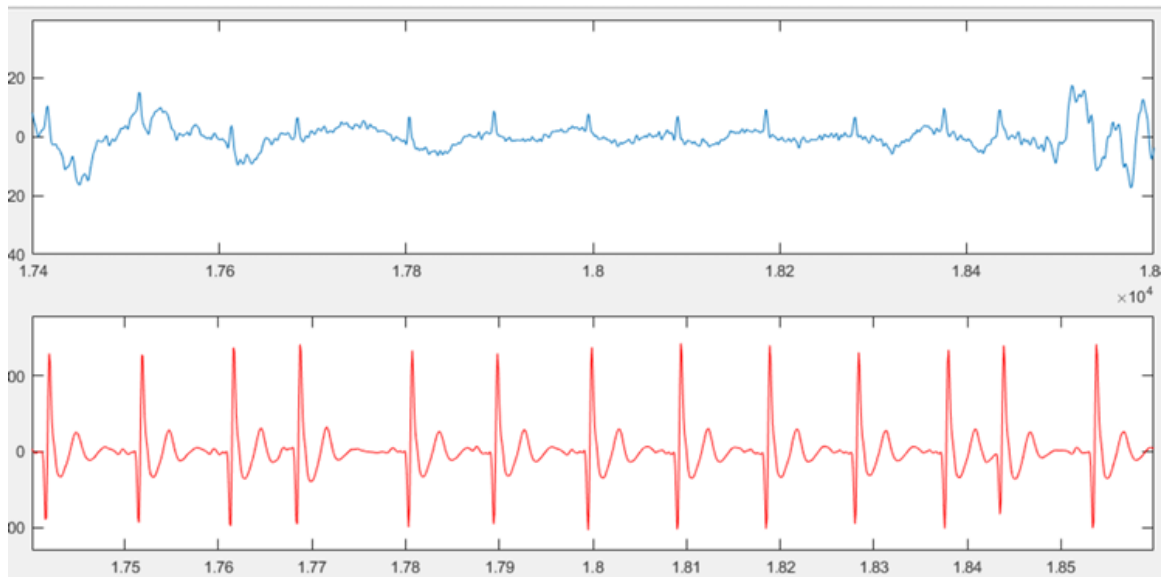


Figura 11: Señal de ECG, la gráfica azul muestra la señal obtenida de un examen de ECG con presencia de artefactos eléctricos y respiratorios. La gráfica roja muestra el mismo ECG libre de artefactos.

[31]

6.4. Adquisición y procesamiento de datos

El corazón trabaja entre 60 a 100 latidos por minuto, esto se representa como 1 Hz a 1.66 Hz para el ritmo cardíaco normal. Mientras que las anomalías de bradicardia y taquicardia decrementan e incrementan los latidos por minuto respectivamente, las frecuencias de operación pueden llegar desde los 0.1 Hz hasta los 20 Hz, por lo que los filtros deben de estar diseñados para no afectar a estas frecuencias [30]. En la Figura 12 se muestra las frecuencias de corte utilizadas en un sistema de electrocardiografía recomendado por la asociación Americana del corazón (AHA), Donde se muestra un ancho de banda de las frecuencias de corte bajas y altas, dependiendo del uso y fiabilidad que se le quiera brindar al electrocardiograma [30]. Por otra parte también se utiliza un filtro Notch que permite eliminar frecuencias específicas, en el caso de América la frecuencia de la red eléctrica es de 60 Hz.

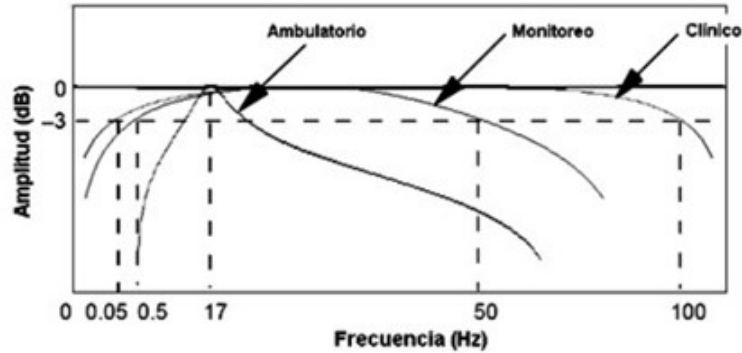


Figura 12: Ancho de banda de las frecuencias de corte de los filtros utilizados en ECG, con diferencia entre un ECG ambulatorio, de monitoreo o clínico.

[30]

6.5. Transmisión de datos

La transmisión de datos es un tema sumamente importante en la telemedicina, debido al requerimiento de una transmisión fiable, rápida y segura desde el punto del emisor al receptor. En la actualidad existen varios protocolos de comunicación de red. Cada protocolo tiene distintas características como lo puede ser la seguridad, la rapidez de transmisión de datos o la comunicación bidireccional entre receptor y emisor. Los protocolos más utilizados en telemedicina son los siguientes:

6.5.1. Protocolo TCP/IP

Estos son dos protocolos encargados de gestionar una conexión estable, segura y confiable. Estos protocolos aseguran que la información sea recibida correctamente, y en caso ocurra que algún paquete de datos no se haya recibido, lo reenvía nuevamente. Esto evita la pérdida de información, pero a la vez convierte la comunicación bastante lenta con respecto a otros protocolos [32].

6.5.2. Protocolo HTTP

Este protocolo es utilizado para la transmisión de datos en una red, como la World Wide Web. Cuenta con una transmisión de datos rápida y sin sobrecarga de procesamiento de información a varios dispositivos a la vez. Por otra parte, permite interactuar entre el servidor y el cliente para solicitar información, imágenes, datos, etc. Sin embargo, por sí solo el protocolo no cifra la información transmitida, por lo que tiene una deficiencia en la seguridad de la transmisión de los datos. Por otra parte, no es tan seguro como otros protocolos [32]. A pesar de ello, este protocolo ha ido evolucionando con el paso del tiempo, por lo que hoy en día existen diversas variables del protocolo que brindan una mayor seguridad como el HTTPS. El protocolo HTTP se basa en el modelo de solicitud y respuesta.

Este modelo se muestra en la Figura 13, donde se explica que el cliente manda un comando GET al servidor solicitando información. Este servidor adquiere la solicitud y envía de vuelta la información solicitada al cliente. Esto lo puede hacer con varios clientes a la vez. Por lo que solo es necesario un servidor para satisfacer las solicitudes de todos los clientes.

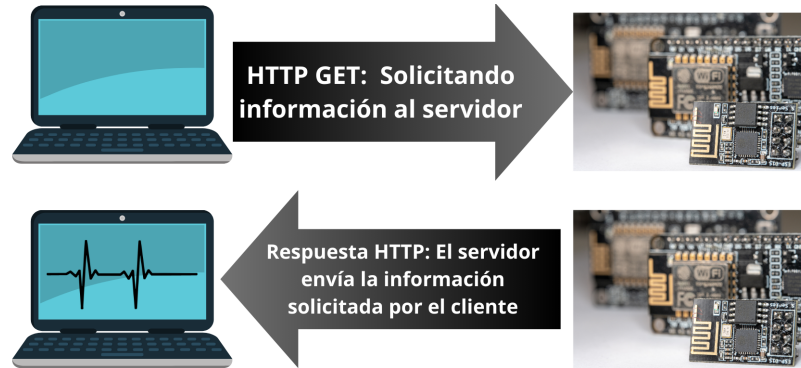


Figura 13: Diagrama de transmisión de datos y conexión entre servidor y cliente, en este diagrama la computadora es el cliente y el ESP32 es el servidor.

[32]

6.5.3. Protocolo MQTT

Es un protocolo de comunicación entre dispositivos bastante usado para las aplicaciones de Internet of Things (IoT) que permite tener un modelo de publicación y suscripción en donde varios dispositivos se pueden suscribir al mismo tiempo para recibir la información específicas de la publicación de un tema específico. Sin embargo este tipo de protocolo no cuenta con un nivel de seguridad, por lo que se debe de agregar un sistema de encriptación para asegurar la seguridad de los datos enviados [33].

El protocolo MQTT se basa en el modelo de suscripción y publicación. En este modelo un cliente se puede suscribir a un tema específico e intercambiar información con el otro cliente conectado al mismo tema. Además, cada cliente también es capaz de publicar información dentro del tema. Esta comunicación se establece mediante un broker, el cual permite el intercambio de información entre ambas partes. En la Figura 14 se muestra la conexión entre 2 clientes, una computadora y un microcontrolador ESP32. En esta Figura la computadora se conecta al broker de comunicación con el ESP32, una vez establecida la comunicación el broker envía un código de reconocimiento CONNACK para indicar que la conexión fue exitosa. Luego el ESP32 publica información en el tema ECG, posteriormente la computadora se suscribe al tema ECG y recibe la información que el ESP32 envió previamente. La información se puede actualizar por cualquiera de ambos bandos y se pueden seguir comunicando hasta que alguno de los dos se desconecte del broker.

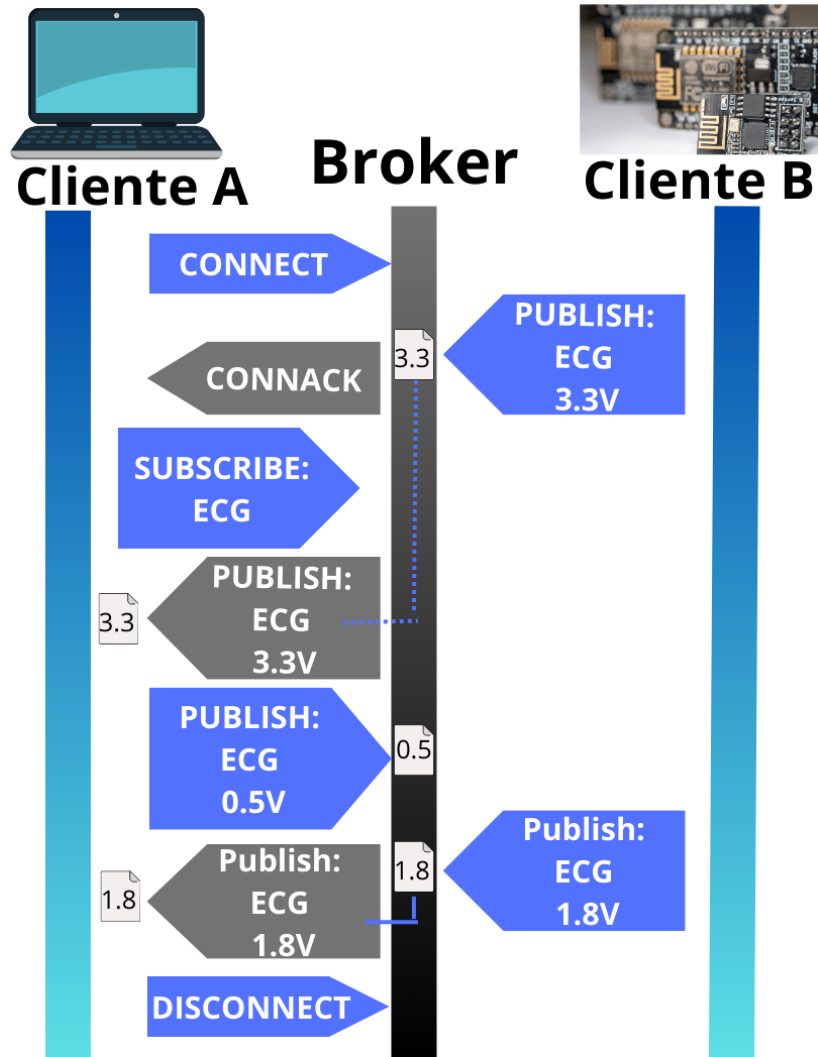


Figura 14: Diagrama de transmisión de datos y conexión en protocolo MQTT, conexión entre cliente A, la computadora, y cliente B, el ESP32. Se establece una suscripción al tema ECG e intercambia los datos.

[32]

Cuadro 1: Comparación entre los distintos tipos de protocolos de comunicación

Protocolo	Ventajas	Desventajas
HTTP	<ul style="list-style-type: none"> - Transmisión de datos rápida Menor sobrecarga de procesamiento de la información - Adecuado para la transmisión y visualización en servidores web - La comunicación se puede hacer en manera de broadcast a varios dispositivos a la vez 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede haber pérdida de paquete de datos - No hay retransmisión de paquetes perdidos - No existe una gran seguridad en transmisión de los datos
TCP/IP	<ul style="list-style-type: none"> - Establece una conexión segura, confiable y estable entre los dos dispositivos comunicados - Garantiza la entrega de todos los paquetes de datos - Establece un mecanismo de retrotransmisión de datos perdidos 	<ul style="list-style-type: none"> - Tiene una sobrecarga de procesamiento de datos por el mecanismo de retransmisión de datos perdidos - Es más lento que el UDP/IP por el protocolo de retransmisión de datos - No es recomendable para aplicaciones de alta transmisión de datos - La comunicación es solo entre 2 dispositivos
MQTT	<ul style="list-style-type: none"> - No demanda demasiados recursos informáticos - Permite una comunicación bidireccional - Es fácil de implementar y utilizar con dispositivos con recursos limitados - Tiene un sistema de suscripción y publicación de mensajes 	<ul style="list-style-type: none"> - No adecuado para comunicaciones que requieran una transmisión de datos en tiempo real - No garantiza la entrega de todos los datos - No es seguro como el protocolo TCP/IP - No hay encriptación integrada

La metodología en este capítulo contempla el diseño, implementación y evaluación de un sistema electrónico de comunicación Wi-Fi entre un microcontrolador ESP32 (TMSO, Dresde, Taiwán) y una página web. Con el fin de mandar las señales de datos de un electrocardiograma de manera inalámbrica para evitar la necesidad de tener un técnico presente o esperar un resultado físico en papel. Las señales de ECG son obtenidas por un sensor AD8232 (Analog Devices, MA, USA) que amplifica la señal y la transmite a un canal ADC del microcontrolador ESP32 que posteriormente los publica en una página web con dirección local de la red Wi-Fi utilizada.

7.1. Características y especificaciones del sensor AD8232

El sensor AD8232 es un circuito integrado que cuenta con amplificadores operacionales, filtros pasa baja y pasa altas y amplificadores de detección de conexión de cables de electrocardiograma. En la Figura 15 se muestra la conexión interna de cada componente y su respectivo *pinout*. El sensor tiene una entrada de alimentación DC que opera entre 2.0 V a 3.5V, Un amplificador Instrumental IA para la entradas de las derivaciones de ECG. 3 amplificadores operacionales de ganancia y filtrado A1, A2 y A3. Además de 2 amplificadores diferenciales C1 y C2 para la detección de desconexión de los cables de ECG [34]. El PCB utilizado tiene una configuración que amplifica la señal de entrada en 1100 veces y una etapa de filtro pasa banda entre 0.5 Hz a 40 Hz, detallado en la Figura 16. Esta configuración es la que permite utilizar el sensor para poder observar las ondas de ECG en cada paciente en su modo de monitor cardíaco. La configuración utiliza permite que las señales eléctricas del corazón que se encuentran entre 1 mV se amplifiquen para ser vistas en el rango de 1 V, permitiendo tener una señal de 0 V a 3.3 V. El rango de frecuencias del filtro pasa banda permite detectar las señales cardíacas de entre 30 bpm y 2400 bpm, rango suficiente para poder detectar una bradicardia o taquicardia.

Las entradas IN+ e IN- se refieren a los electrodos pectorales izquierdo y derecho respec-

tivamente. Es por ello que el amplificador instrumental IA realiza la diferencia de potencial entre estos 2 puntos del corazón para luego amplificarla. La conexión RLDFB es la conexión del electrodo de costilla izquierda para cerrar el triángulo de Eithoven. LOD+ y LOD- se refiere a la detección de la desconexión de los electrodos y manda una señal digital entre 0 y 1 al microcontrolador para detectar cualquier desconexión de los electrodos corporales.

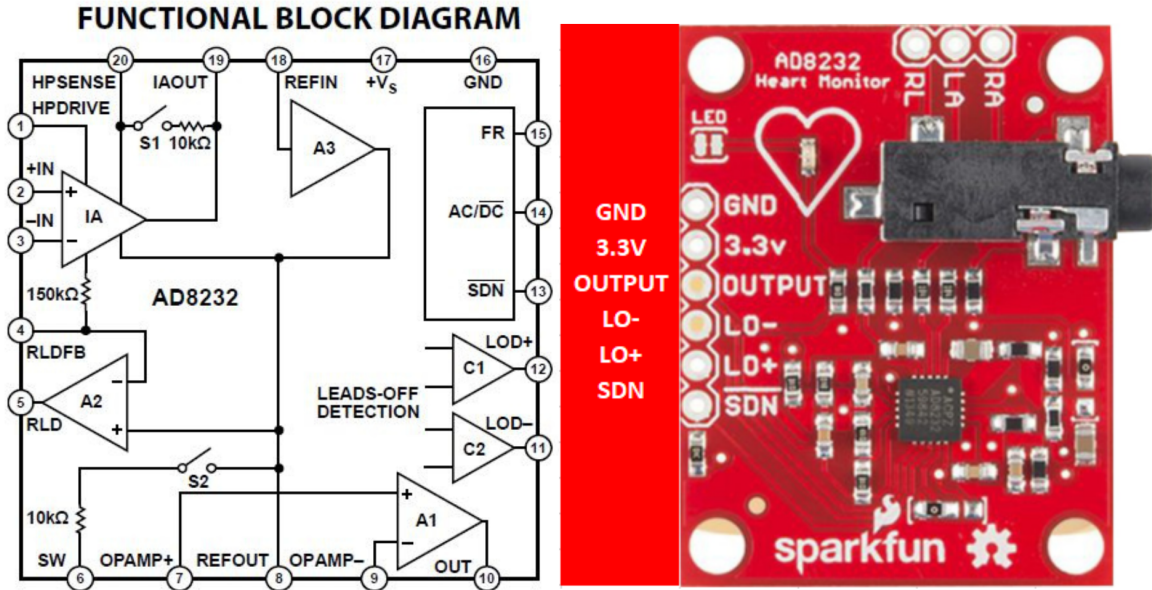


Figura 15: Diagrama de bloque funcional de circuito interno del sensor AD8232. Detalle de los pines del microcontrolador y amplificadores operacionales e instrumentales. En el lado derecho se muestra el sensor físico con el *pinout* utilizado para la conexión con el microprocesador

[34]

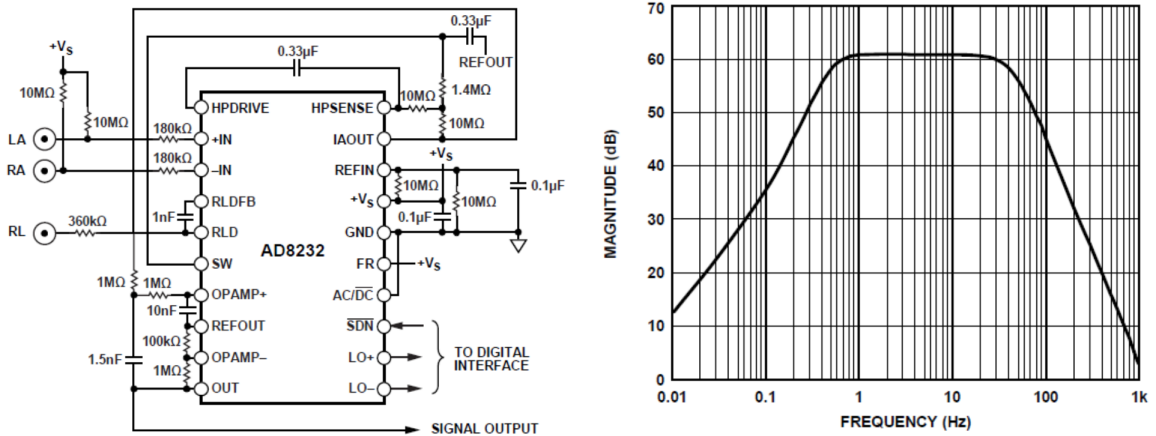


Figura 16: Diagrama de conexión para PCB utilizado, amplificación total de 1100 y filtro pasabanda de 0.5 Hz a 40 Hz.

[34]

7.2. Comunicación entre sensor AD8232 y microcontrolador ESP32

7.2.1. Programación en C++ del microcontrolador ESP32

Para la comunicación entre el sensor de electrocardiograma AD8232 y el microcontrolador ESP32 se debe escribir un programa en lenguaje C++ utilizando Arduino IDE (Arduino, Ivrea, Italia). Como primer paso se define el pin de lectura ADC del ESP32 para la obtención de las señales enviadas por el sensor, este corresponde al pin 35 que funciona como el pin de OUTPUT del sensor AD8232. Además, se definen 2 pines de entradas digitales los cuales están encargados de detectar si el ECG está conectado de manera correcta o si alguno de los electrodos está desconectado o en una mala posición. El pin 32 corresponde al pin LOP y el 33 al LON del sensor. Una vez definidos dichos pines, se establece el pin 35 como entrada ADC y los pines 32 y 33 como entradas digitales. Se realiza una condición en donde si algunos de los pines 32 o 33 recibe un 0 debido a una desconexión, se muestre un mensaje en pantalla mostrando que hay un error en conexión. Luego, si las dos condiciones no se aplican, se empieza la medición del canal 35, la captura de mediciones se realiza cada 10 milisegundos.

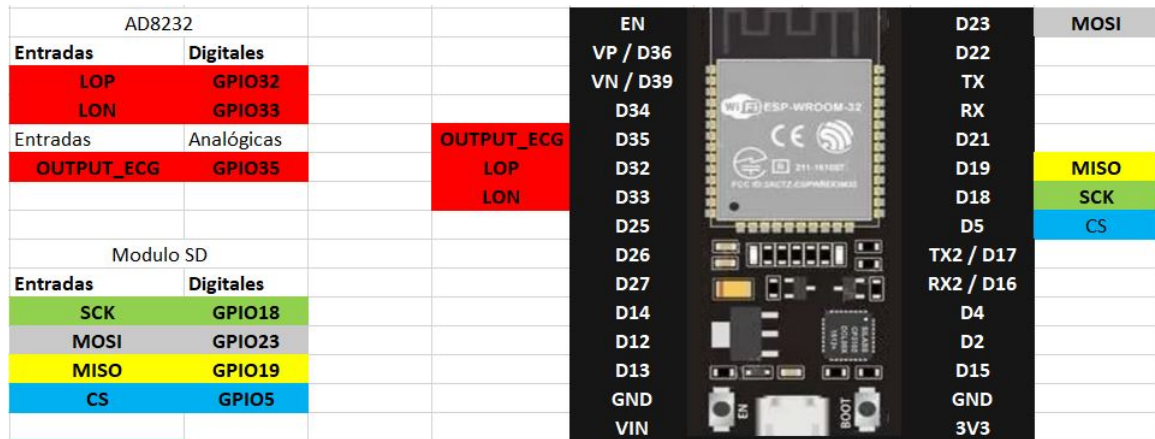


Figura 17: Conexiones eléctricas entre los dispositivos ESP32, sensor AD8232 y módulo SD.

7.2.2. Validación de electrocardiograma con sujetos de prueba

Para validar el funcionamiento del electrocardiograma se realizan pruebas de medición para la verificación de la comunicación y análisis de la señal ECG obtenido. Para ello se realizan 4 distintas mediciones con 20 sujetos de prueba, colocando los parches de electrodos en el triángulo de Eithoven de manera que se crean las 3 derivaciones distintas del electrocardiograma en el pecho del sujeto, como se muestra en la Figura 18. Los sujetos de pruebas fueron 3 hombres y 17 mujeres en un rango de edad de 18 a 65 años sin ninguna enfermedad cardíaca previamente diagnosticada. Todos los sujetos firmaron un consentimiento informado, la información se manejó de forma anónima y ninguna compensación fue dada por su participación. Luego de colocar los electrodos en los sujetos de prueba, el sujeto debe de colocarse en posición supina, sentada o de pie. Para cada posición se realiza una medición

con duración entre 30 segundos a 1 minuto. Posteriormente, se recopilan los datos de cada una de las mediciones, se guarda la información obtenida en un archivo .csv y se importan los datos en Matlab para graficarlos y observar la información obtenida.



Figura 18: Conexiones electrodos en sujetos de prueba. El círculo rojo representa el electrodo del brazo derecho (RA). El círculo amarillo representa el electrodo del brazo izquierdo (LA). El círculo verde representa el electrodo de pierna izquierda (LL) [35].

7.2.3. Comparación de electrocardiogramas en diferentes posiciones

Importar los datos de distintas mediciones de ECG para la comparación utilizando el Software de Matlab. Luego generar una gráfica combinada en Matlab, en la misma figura imprimir los datos obtenidos de las 3 mediciones.

7.3. Verificación de datos

Esta fase de verificación de datos tiene como objetivo el comparar y observar la fiabilidad del canal ADC del ESP32 mediante el análisis y comparación gráfica de las señales medidas en un osciloscopio (Tektronix, Oregón, Estados Unidos) y el uso de señales suministradas por un generador de funciones (Tektronix, Oregón, Estados Unidos). A continuación se detalla el proceso de la verificación de datos.

7.3.1. Pruebas de canal ADC

Para este proceso se utiliza el pin 35 del ESP32. Se utiliza un potenciómetro conectado a una fuente de 3.3V y se varía su resistencia para leer el voltaje de su señal en el pin del ESP32. Se guarda la información obtenida en un archivo .CSV. Luego se utiliza un generador de funciones para generar ondas senoidales y cuadradas, además de la generación

de una señal de ruido de 0 a 3V, cambiando la frecuencia entre 1Hz, 5Hz y 10Hz. Se repite el mismo proceso para cada frecuencia, estas señales son registradas en el pin 35 del ESP32 y se guarda la información obtenida en el archivo .csv. Todas estas señales se registran en un canal ADC del ESP32. Al mismo tiempo, la señal del generador de funciones se conecta a un osciloscopio. Una vez obtenido los datos de las diferentes funciones, se importan los datos a Matlab (MathWorks, Massachusetts. USA) y se realiza una gráfica combinada de las señales sinusoidales, cuadradas y de ruido.

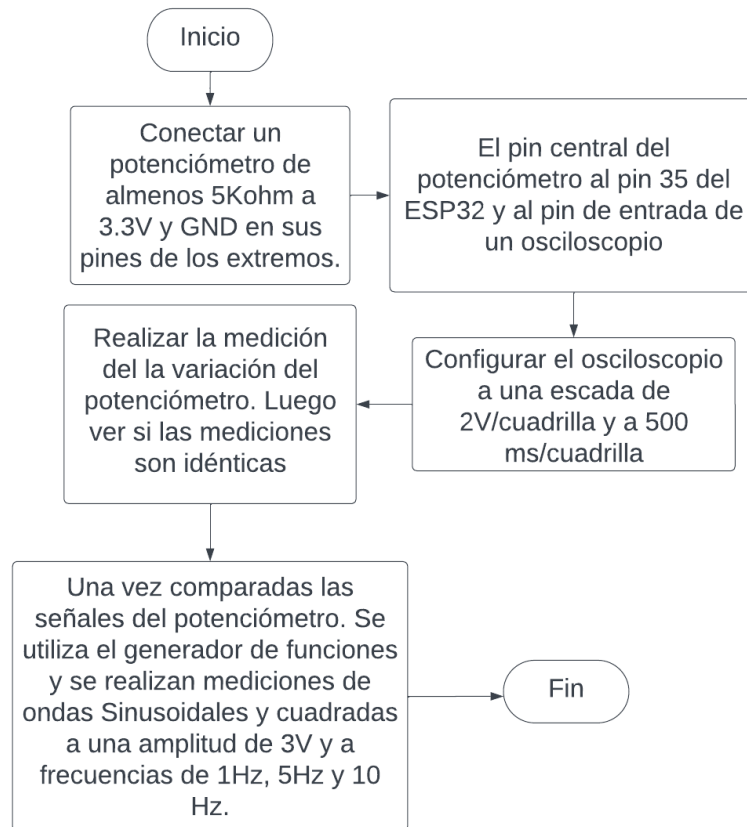


Figura 19: Diagrama de funcionamiento y captura de señales analógicas. Uso de potenciómetro, generador de funciones, osciloscopio y ESP32.

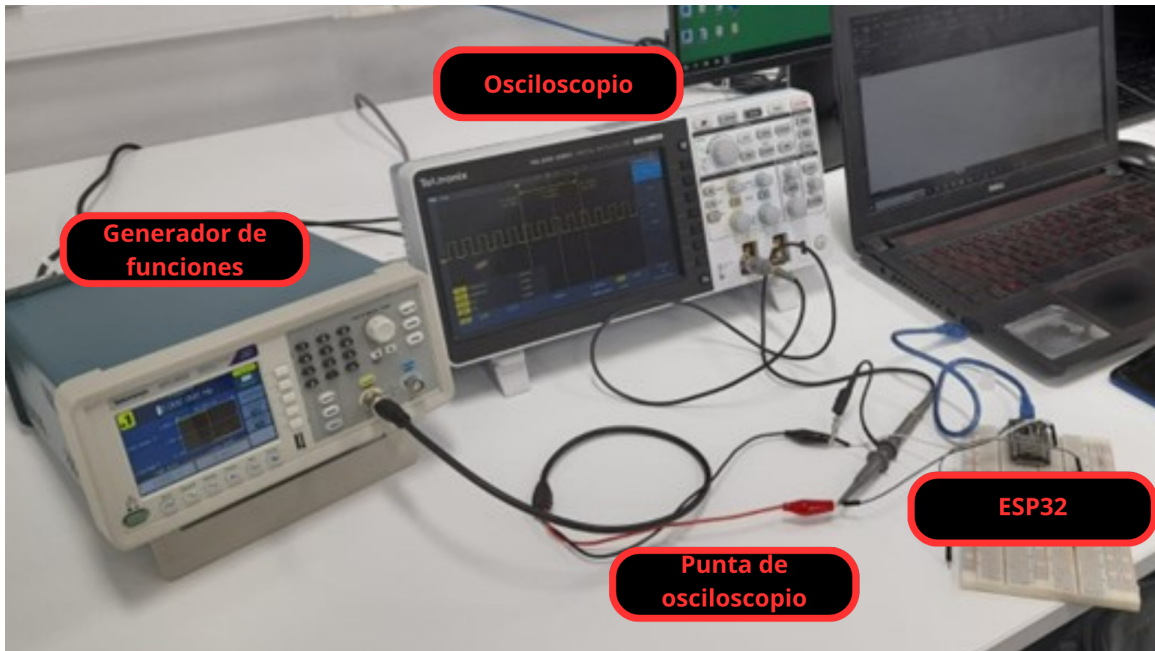


Figura 20: Conexión del circuito para la medición y pruebas de obtención de señales analógicas entre el microcontrolador ESP32, osciloscopio y generador de funciones.

7.3.2. Pruebas simulador de pulsos cardíacos

Para este experimento, se conecta el ESP32 al sensor y a una computadora para su comunicación serial, se utiliza la misma conexión y el mismo código que en la sección 7.2.1. Se utiliza el simulador ECG de Amazon (Amazon, Washington, USA). conectado el electrodo verde del sensor AD8232 al pin LL del simulador, el electrodo rojo del sensor AD8232 al pin RA del simulador y el electrodo amarillo del sensor AD8232 al pin LA del simulador. Luego se usa la interfaz de Arduino para visualizar los datos obtenidos y guardar los registros en un archivo .csv. La frecuencia utilizada en el primer experimento es de 60 bpm y para el segundo experimento se usa la frecuencia de 120 bpm.

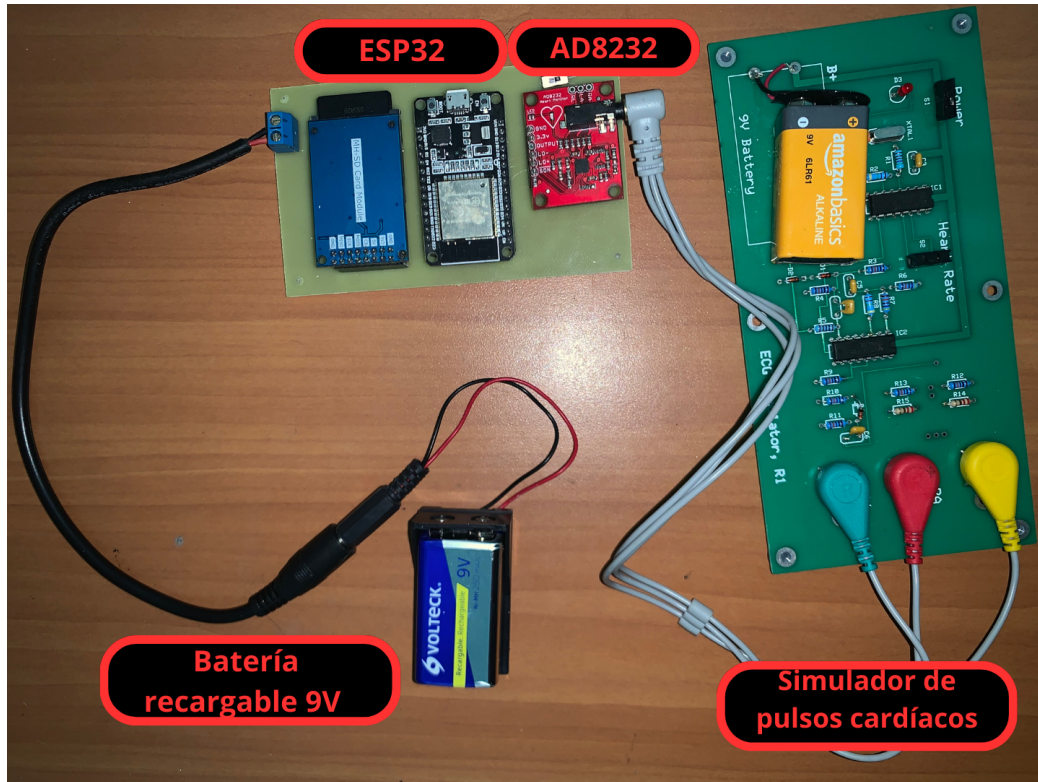


Figura 21: Conexión del sensor AD8232, ESP32 y simulador de pulsos cardíacos.

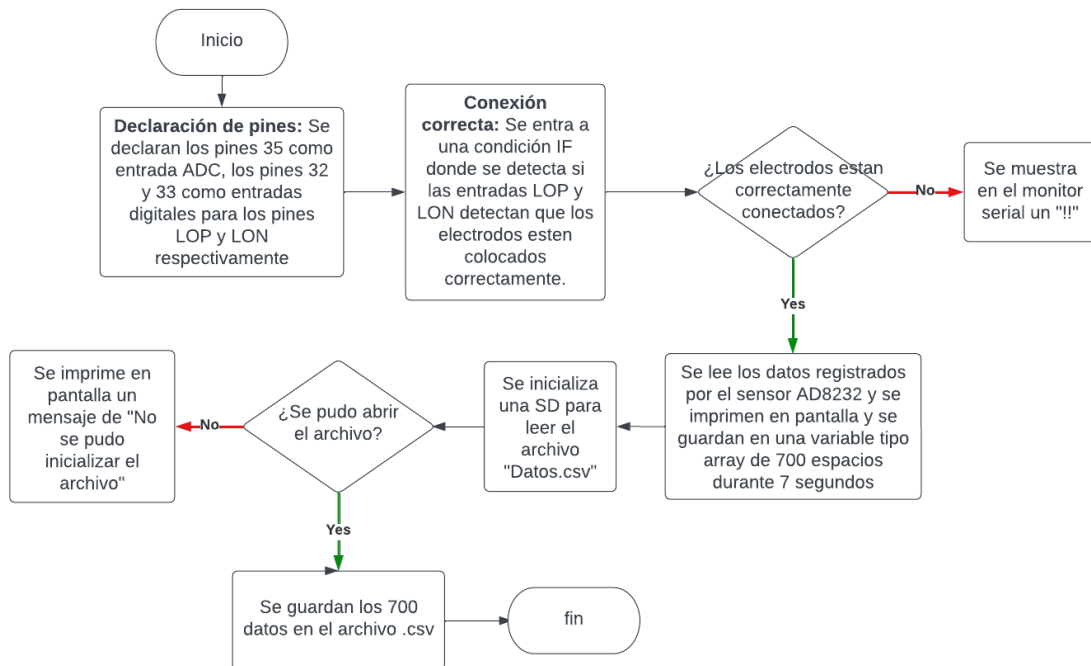


Figura 22: Diagrama de bloques del algoritmo de adquisición de datos del sensor AD8232 y registro en módulo SD.

7.4. Análisis de datos

Esta fase de análisis de datos tiene como objetivo verificar la fiabilidad del sensor y su sensibilidad ante diferentes posiciones. Comparando las señales obtenidas con un equipo electrónico validado como el Biopac MP36 (Biopac systems inc, California, USA). Se registran varias gráficas con diferentes sujetos de pruebas y con conexiones de ambos sensores midiendo al mismo tiempo.

7.4.1. Comparación de electrocardiograma entre sensor AD8232 y Biopac MP36

Para este experimento se debe colocar 6 electrodos en las 3 derivaciones de Eithoven en el sujeto de prueba, 2 electrodos por cada derivación. Luego se conecta el ESP32 a un computador mediante el cable USB y se realiza la conexión con el sensor AD8232, nuevamente se utilizó la conexión y programación del apartado Programación en C++ del microcontrolador. Luego se coloca el electrodo Verde en el costado izquierdo inferior del sujeto, El electrodo rojo en el pectoral derecho del sujeto, y por último, el electrodo amarillo en el pectoral izquierdo. Se utilizará el dispositivo Biopac MP36 con sus cables de electrocardiograma, se debe de usar el software Biopac, se escoge generar nuevo experimento. Luego se escoge el experimento ECG con filtro de 0.35Hz y 2 Khz de periodo de muestreo. La conexión de los cables de ECG es el siguiente, el cable negro va al costado izquierdo inferior del sujeto, el cable rojo va al pectoral derecho del sujeto y el cable blanco va en el pectoral izquierdo del sujeto.

Una vez preparada la conexión, se inician las mediciones al mismo tiempo, por lo que se debe de medir un minuto de medición completa. Se realiza una medición por posición, una en posición supino, otra sentado y otra de pie. Por último, se realiza una medición después de que el sujeto realice alguna actividad física. Para cada medición se guarda un archivo .csv de Biopac y otro por aparte del sensor AD8232. Luego se utiliza Matlab y se importan los archivos de los datos obtenidos, se genera una nueva figura generando una gráfica combinada colocando cada una de las mediciones del Biopac MP36 y el sensor AD8232.

7.5. Comunicación y transmisión de datos

La comunicación entre el servidor y el cliente es un punto muy importante para la transmisión de datos por medio de una red Wi-Fi, Por lo que se realizaron metodologías de comunicación de servidor y cliente mediante el uso de protocolos HTTP para la transmisión de los datos requeridos de manera eficiente y sin pérdida de datos.

7.5.1. Definición de pines y declaración de variables y constantes

La comunicación entre el microcontrolador y el servidor web se realiza mediante el protocolo HTTP, para ello se incluyen las librerías de Wi-Fi y *ESPA sync WebServer*. Posteriormente se define el nombre de la red y su contraseña para culminar la conexión a internet.

Cuadro 2: Comparación entre los dispositivos de medición de electrocardiograma

Dispositivo	Ventajas	Desventajas
AD8232	<ul style="list-style-type: none"> - Bajo costo de producción - Conectividad inalámbrica - Es bastante práctico, se puede utilizar como un wearable device - Acceso remoto a la información - Buena calidad de datos - No requiere de ningún software para visualizar sus resultados 	<ul style="list-style-type: none"> - Necesita cargar baterías - Necesita de una conexión de internet constante y con buena señal - Los electrodos pueden desconectarse fácilmente. - Los conectores de los electrodos son cortos, solo se pueden usar en el torzo superior
Biopac	<ul style="list-style-type: none"> - Buena calidad de datos - Los conectores de los electrodos son de gran longitud, se pueden usar tanto en las extremidades como en el pectoral. - Cuenta con varios canales de medición 	<ul style="list-style-type: none"> - La amplitud del ECG se ve afectado dependiendo de donde se coloquen los electrodos - No tiene conexión Wi-Fi - Depende completamente del software para ser utilizado - No es tan práctico para usarlo como un wearable device

Esto se define en las variables *ssid* y *password*. Se utilizan los pines 35, 33 y 32 para las conexiones con el sensor AD8232 de sus pines Output, LON y LOP respectivamente. Se genera una variable de tipo flotante que lea los valores del canal ADC. En este caso se definirá cómo lectura ADC. Se definen constantes enteras que son la cantidad de datos que se envían en un determinado tiempo, en este caso son 700 datos durante 7 segundos. También se crea una variable array de decimales que tendrá 700 espacios para guardar los datos del canal ADC. Por último es necesario inicializar el puerto 80 del servidor asíncrono del ESP32.

7.5.2. Conexión Wi-Fi

Una vez definidos el nombre de la red y sus variables, se imprimirá en el monitor serial que el ESP32 está tratando de conectarse a la red Wi-Fi, si no se logra conectar se muestra en pantalla un mensaje de error. Por el contrario, una vez que el ESP32 se ha conectado a la red Wi-Fi se imprime en el monitor serial la dirección IP del ESP32 que obtiene de la red. Esta IP se coloca en cualquier dispositivo electrónico conectado a la misma red para visualizar las gráficas del lector ADC. Por lo que en el dispositivo electrónico se ingresa a un buscador de internet y se coloca la dirección IP del ESP32.

7.5.3. Generación de página web

La siguiente función se genera y coloca en el *Void Set up* de la programación. Para la página web se usa programación de HTML, CSS y JS en un *string* de texto. Primero se inicia el servidor del ESP32 y se activa el comando *HTTP GET* para poder enviar los

strings de la página web. Por lo que se inicializa un *string* llamado *html* y se coloca línea por línea del código de la página Web en lenguaje HTML. Para cada siguiente línea se debe de sumar al string inicial el código de línea entre comillas. Primero se envía el título de la gráfica, luego se usa la librería de *chart.js* y se configura la programación de la impresión de los datos desde cero. El primer paso es inicializar la gráfica 2D con el elemento de nueva gráfica, donde se define que es una gráfica de líneas, de color rojo y con un grosor de línea de 1.

Luego se define que el puntero de los datos sea falso, se le asigna el nombre al eje Y como Voltaje, al eje X como segundos y se indica que el relleno sea falso. Para la actualización de los datos, se crea una función llamada *update chart* que actualizara los datos periódicamente. esto con los valores que se obtenga del canal ADC, el primer paso es determinar que el tamaño de los datos sea mayor que 0 para poder realizar las siguientes instrucciones. Se inicia un array vacío y luego en un ciclo for del tamaño de la cantidad de datos obtenidos del canal ADC se va agregando cada dato en cada uno de los espacios del array hasta completar los 700 datos especificados inicialmente. Una vez se transfirieron todos los datos en el nuevo array, se llama a la función *Chart.update()*; y se observa en la página web que se muestran los nuevos datos de la gráfica. Por último, Se especifica el intervalo de impresión de datos con un tiempo de 7000 ms y se termina el *script* de la gráfica y el cuerpo completo del código HTML. Luego se envía todo este nuevo código a la IP mediante el comando *send* para poder observar la gráfica y su variación cada 7 segundos.

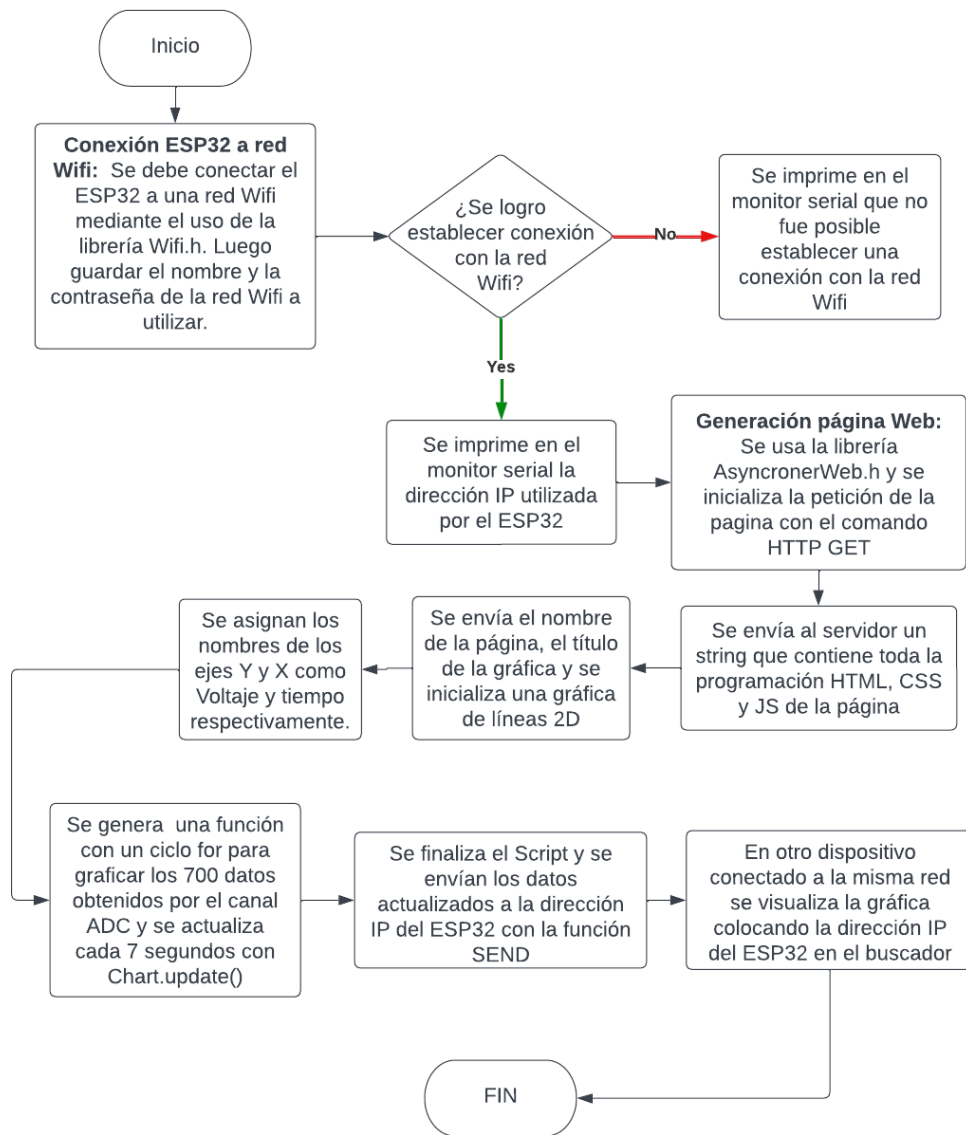


Figura 23: Diagrama de bloques de las instrucciones para la generación de la página web y gráfica de datos.

7.5.4. Adquisición de datos de electrocardiograma

Esta función debe de ir en el *void loop* de la programación. Se debe de generar un ciclo *for* que se complete cuando los datos adquiridos obtengan el número de muestras del canal ADC. En cada ciclo del *for* se adquiere un valor del sensor AD8232 y se realiza una conversión de 1 V entre 4095 bits. Luego se guarda en el array de los datos del ADC. El ciclo se repite cada 10 milisegundos.

7.6. Elaboración de interfaz gráfica

Se elabora una interfaz gráfica web fácil e intuitiva de utilizar para la visualización de información recibida por parte del microcontrolador. Esto mediante la gráfica de los datos recibidos dentro de la misma página del servidor y se generará un archivo .CSV a partir de los datos transmitidos para su visualización en Matlab y su posterior verificación. Para ello se generan 2 botones mediante el lenguaje de programación *JavaScript* para generar un botón de descarga de la gráfica en formato png y otro botón para descargar los datos de la gráfica en formato .csv

También se genera un cuadro de datos donde se colocan los datos del creador de este presente proyecto, junto con el carnet y el título de la presente tesis. En este apartado también se debe de definir el fondo de pantalla de la página web de color negro y la gráfica del ECG de color verde en formato RGB dejando el color verde en 255 y los demás colores en 0. Por otra parte se define el color de los ejes X y Y en gris en formato hexadecimal y por último el recuadro de los datos de color verde con las letras de color blanco.

8.1. Comunicación con sensor AD8232 y microcontrolador

Durante este experimento, se obtuvieron los resultados de las pruebas de medición de electrocardiograma obtenidos por el sensor AD8232 en distintas posiciones. Se observan los resultados gráficos de cada electrocardiograma en 3 posiciones distintas; de pie, sentado y acostado, centradas en el eje X con una amplitud de onda QRS de 0.3 V. En la Figura 24 se observan las primeras mediciones de prueba para observar la medición inicial del sensor. En las gráficas se visualizan los ciclos respiratorios del sujeto de prueba mostrados en la gráfica a), esto debido a la colocación del electrodo izquierdo de la costilla por encima de los músculos del diafragma. Es posible identificar la diferencia entre electrocardiogramas debido a la posición y el aumento o desaceleración del ritmo cardíaco.

La Figura 25 presenta los resultados de 4 sujetos de prueba, a los cuales a cada uno se le realizó la medición de pie, sentado y acostado. Las gráficas azules representan la medición cuando el sujeto se encuentra de pie, las gráficas verdes representan al sujeto cuando se encuentra sentado y la gráfica roja representan al sujeto cuando se encuentra acostado. Los resultados posteriores siguen el mismo código de colores para las posiciones de los sujetos de prueba, agregando que los ECGs de color amarillo es para los sujetos de prueba que se les realizó la medición después de haber realizado una actividad física. En las Figuras 26 se pueden observar los ECGs de los sujetos D y K en las posiciones de pie, sentado, acostado y después de realizar actividad física.

Estos resultados muestran que las señales obtenidas de los sujetos de prueba son claras, las cuales no se ven afectadas por ruidos eléctricos ni artefactos magnéticos. Otro punto característico es que las señales detallan claramente las ondas completas de ECG, donde no se pierde información relevante del estudio. Por lo que a pesar de que las mediciones fueron realizadas en varios sujetos de prueba, las señales de ECG mostraron su onda completa. Además, a pesar de realizar mediciones en diferentes posiciones y sujetos, las mediciones fueron capaces de obtener información acerca del ritmo cardíaco a diferentes frecuencias, sin importar que la variación sea mínima. En la Figura 22 de la sección 7.3.2 se observa el

algoritmo de la adquisición de registro de los valores del sensor AD8232, además del registro de estos mismos dentro de un archivo .csv en el módulo SD que se utilizó para recolectar la información y analizarla posteriormente.

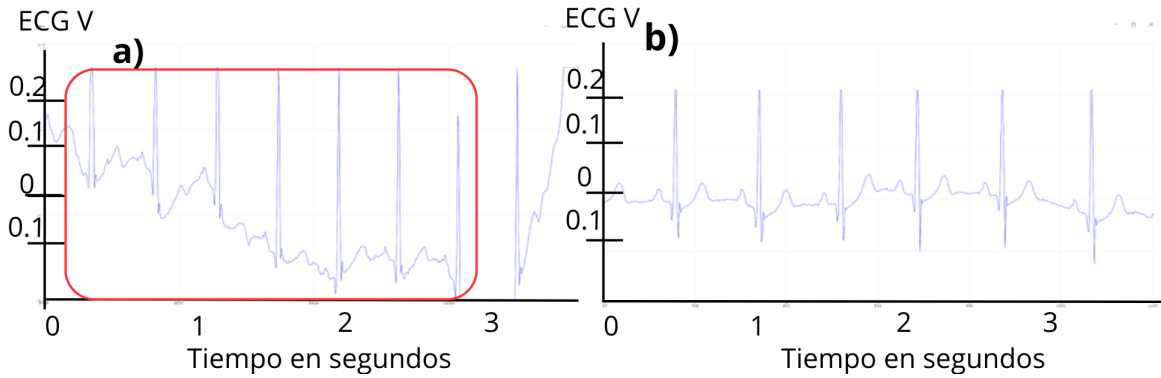


Figura 24: Prueba inicial de medición del sensor AD8232, a) primera medición, donde se ve respiración del sujeto resaltado dentro de un marco rojo, b) medición sin respiraciones observables.

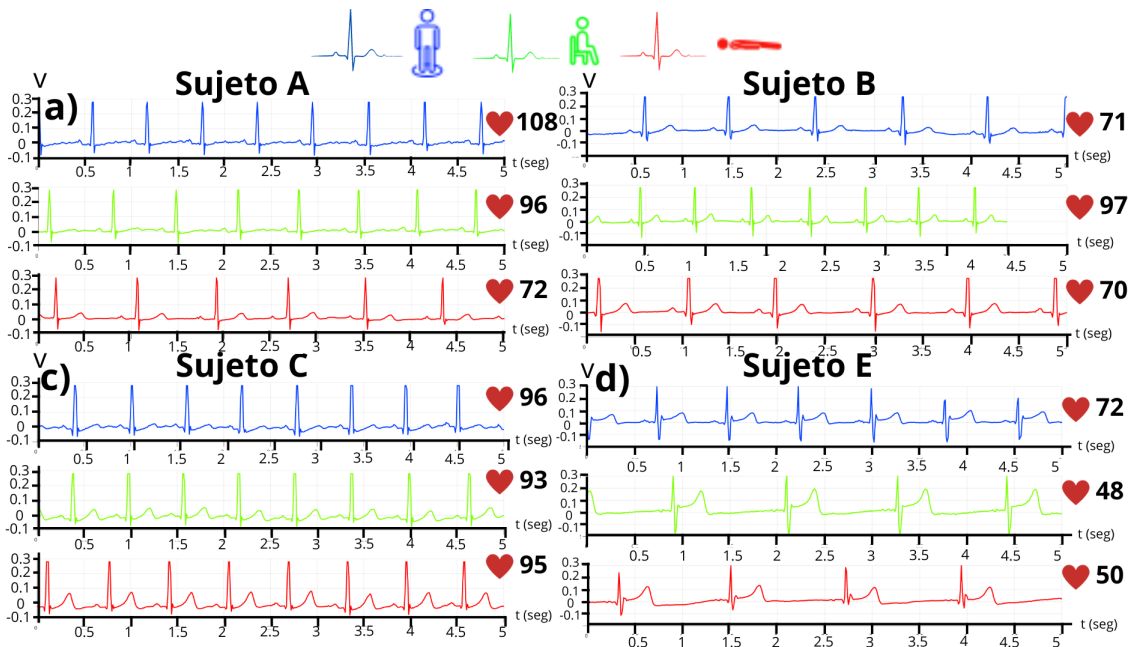


Figura 25: Electrocardiograma de distintos sujetos en distintas posiciones. Se espera que los latidos por minuto varíen y disminuyan en las posiciones sentado y acostado. Aunque no es el caso para todos los sujetos. Sin embargo, las señales se pueden ver claramente sin ninguna distorsión.

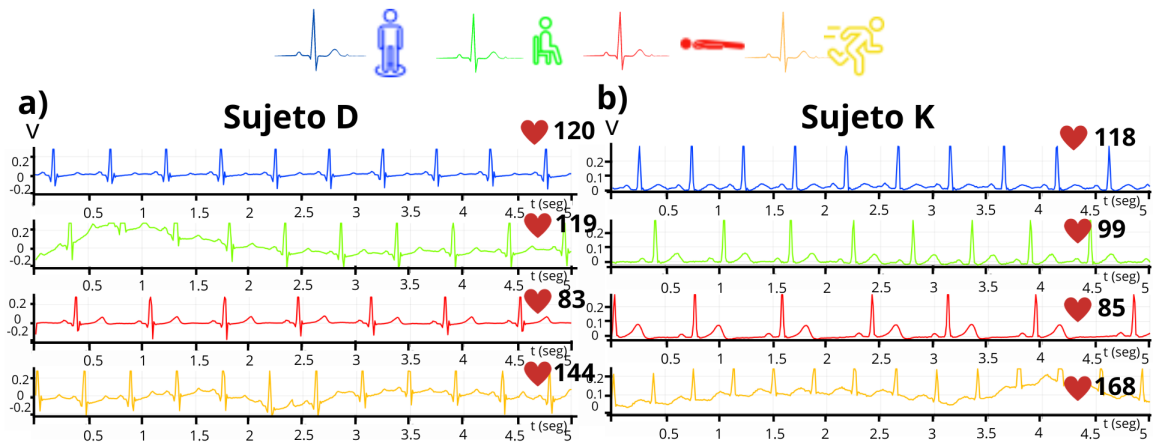


Figura 26: Electrocardiograma en distintas posiciones y después de realizar actividad física. Se observa que los latidos por minuto incrementan significativamente después de realizar actividad física en ambos sujetos. Además de mostrar una respiración agitada.

8.2. Pruebas con simulador de pulsos cardíacos

Para este experimento se realizó una conexión entre el sensor AD8232 y el simulador de pulsos cardíacos de Amazon. Esto con el fin de probar la fiabilidad del sensor AD8232. Los resultados obtenidos se muestran en la Figura 27. Se observan los pulsos de frecuencia cardíaca de 60 latidos por minuto y de 120 latidos por minuto respectivamente, donde la onda P y T son mostradas en la gráfica con una leve atenuación. Esta gráfica representa el debido funcionamiento del sensor AD8232, ya que se observa con claridad los trazos de la onda PQRST completa en ambas frecuencias. Cabe destacar que estos resultados validan el sensor en mediciones de amplitud pequeña debido a que este simulador es utilizado para probar monitores de signos vitales. La misma da una aproximación del comportamiento cardíaco, por lo que se utilizó para siguientes experimentos. Una de las características más notables de estos resultados es el comportamiento triangular de las ondas, debido a la frecuencia de muestreo utilizado en esta sección, la cual fue de 20 milisegundos. Para posteriores experimentos se optó por utilizar una frecuencia de muestreo de 10 milisegundos.

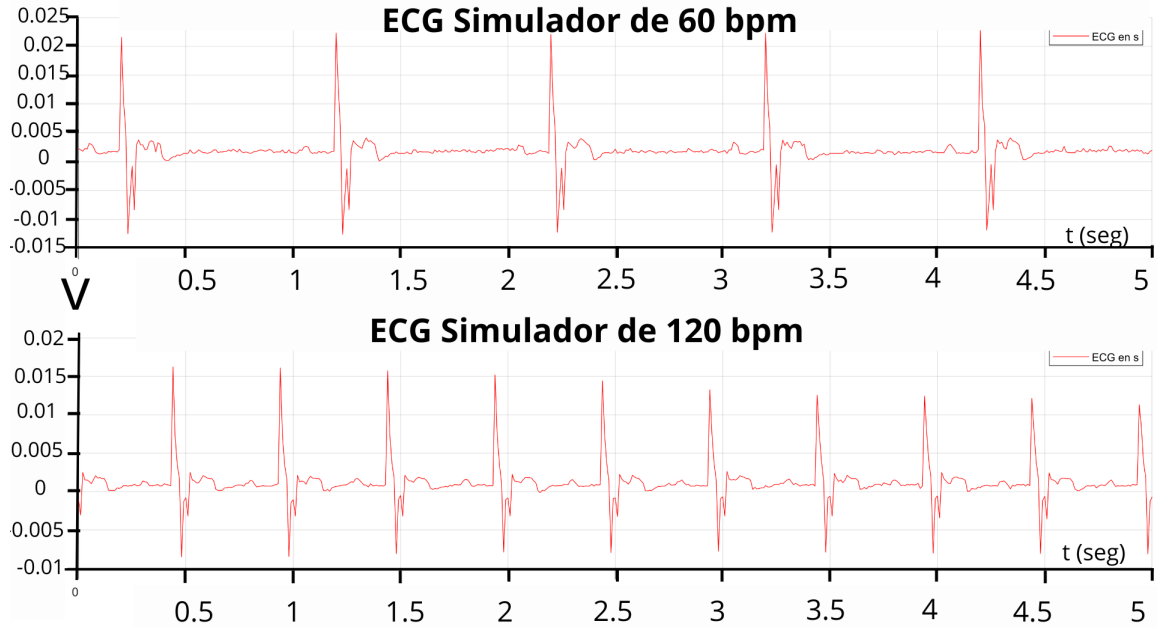


Figura 27: Medición del simulador de pulsos cardíacos en 60 y 120 latidos por minuto.

8.3. Pruebas de canal ADC ESP32

En la Figura 28, se muestran los resultados obtenidos por el canal ADC del ESP32, representando en una misma figura cada una de las mediciones con las diferentes funciones y frecuencias utilizadas y captadas en el osciloscopio. Las gráficas de la derecha; color blanco y azul son del canal AD8232 y las gráficas de la izquierda; color amarillo y negro son las captadas por el osciloscopio. Para cada una de las mediciones se obtuvo la frecuencia real obtenida y el diferencial porcentual con respecto a lo programado en el generador de funciones. Al lado derecho de cada una de las gráficas del osciloscopio se observan las variaciones de las frecuencias y amplitudes de voltaje. En este caso la mayoría de de las variaciones en frecuencia se encuentra entre el 0.9 % y 0.1 %, mientras que la variación en amplitud de voltaje se encuentra entre el 3 % y el 10 %. Esto detalla que la precisión de los aparatos de medición tiene una variación máxima de 0.9 % para frecuencias y de 10 % para amplitudes, lo que indica una variación en la recolección de las señales que no afecta al estudio significativamente. El aspecto más significativo en las mediciones captadas por el ESP32 es que las señales que están por encima de 5Hz tienen un comportamiento más triangular y menos preciso que la señal original, como se observa en las gráficas cuadradas y triangulares de 5Hz y 10Hz.

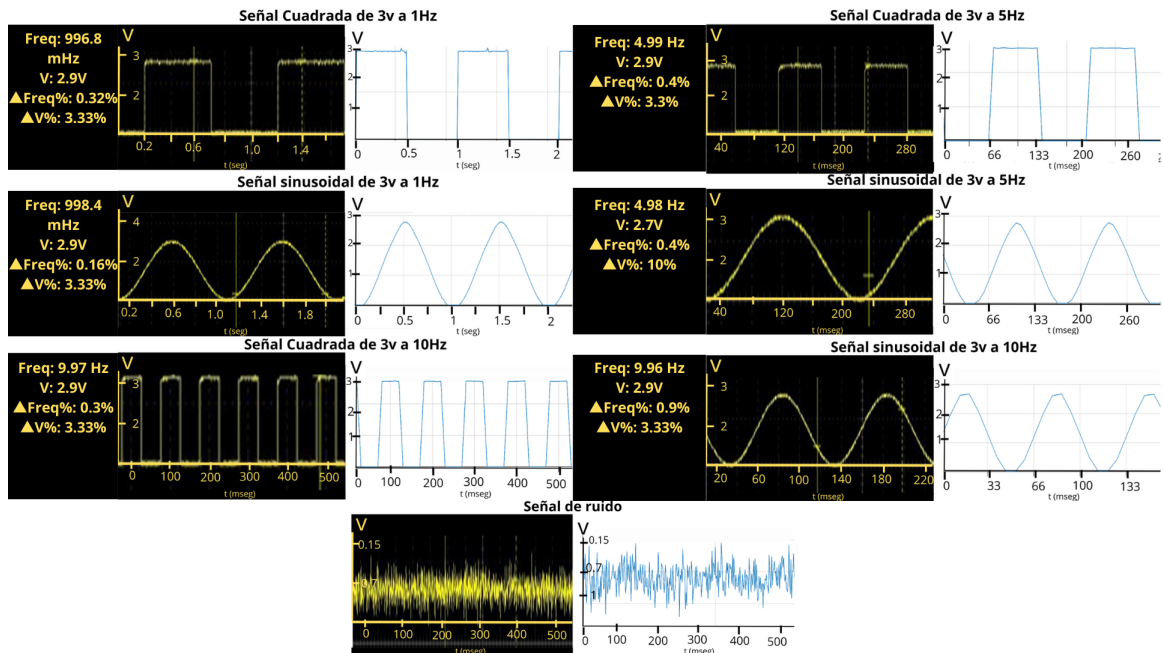


Figura 28: Señales de 1Hz, 5Hz y 10Hz de frecuencia y 3V de amplitud obtenidas por el canal ADC del ESP32; gráficas azul y blanco; y el osciloscopio; gráficas amarillo y negro.

8.4. Comparación Biopac MP36 y sensor AD8232

Los resultados obtenidos en la comparación entre los dos dispositivos muestran las mediciones de ECG obtenidas al mismo tiempo del sujeto K cuando se encontraba acostado, de pie y luego de realizar actividad física. Las mediciones captadas por el sensor AD8232 representadas al lado izquierdo de la Figura 29 muestran un comportamiento normal y de amplitudes relacionadas. En el lado derecho se observan los ECGs obtenidos por el Biopac MP36, representando señales ruidosas después de realizar ejercicio y amplitudes de la onda T altas en comparación a la onda QRS. Sin embargo, las señales si representan el mismo comportamiento del ritmo cardíaco, a pesar de las diferencias en amplitud, ya que las ondas se ven en las mismas posiciones en ambas mediciones. La Figura 30 muestra la comparación después de realizar ejercicios, estar acostados, sentados y de pie, de igual manera, se observan comportamientos con mayor certeza en las mediciones realizadas con el sensor AD8232, mientras que en las mediciones de Biopac MP36 se observan algunas señales de ruido y una mayor amplificación de la onda T.

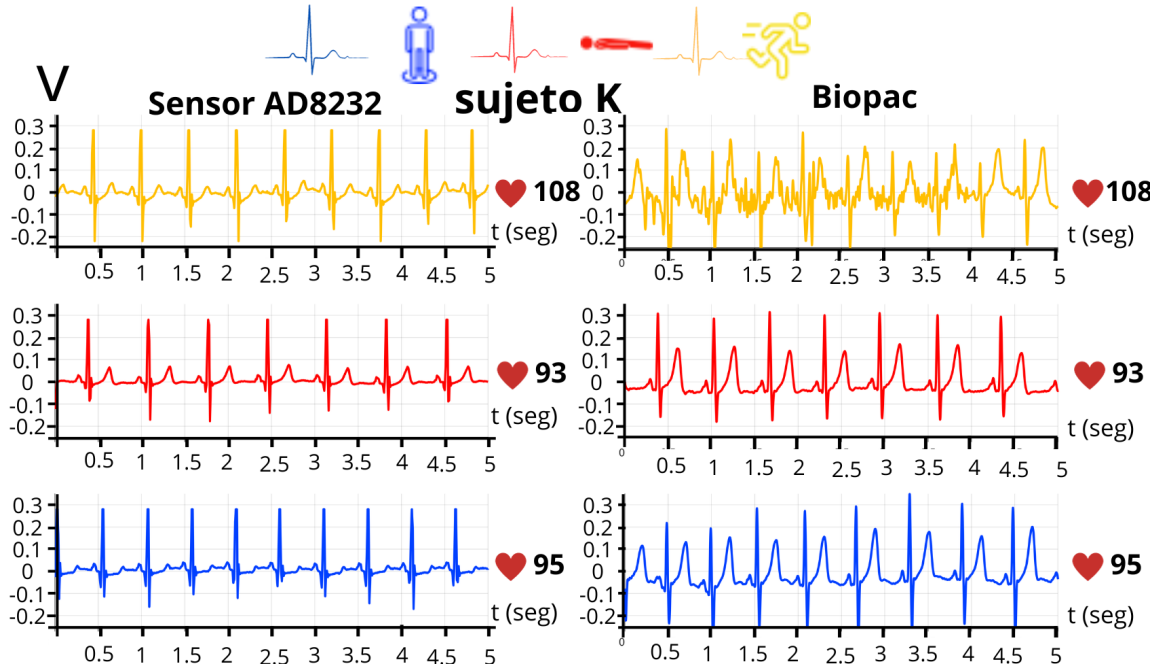


Figura 29: Comparativa electrocardiograma Biopac vs sensor AD8232, lado izquierdo electrocardiogramas con sensor AD8232 sujeto K, lado derecho electrocardiogramas con Biopac sujeto K

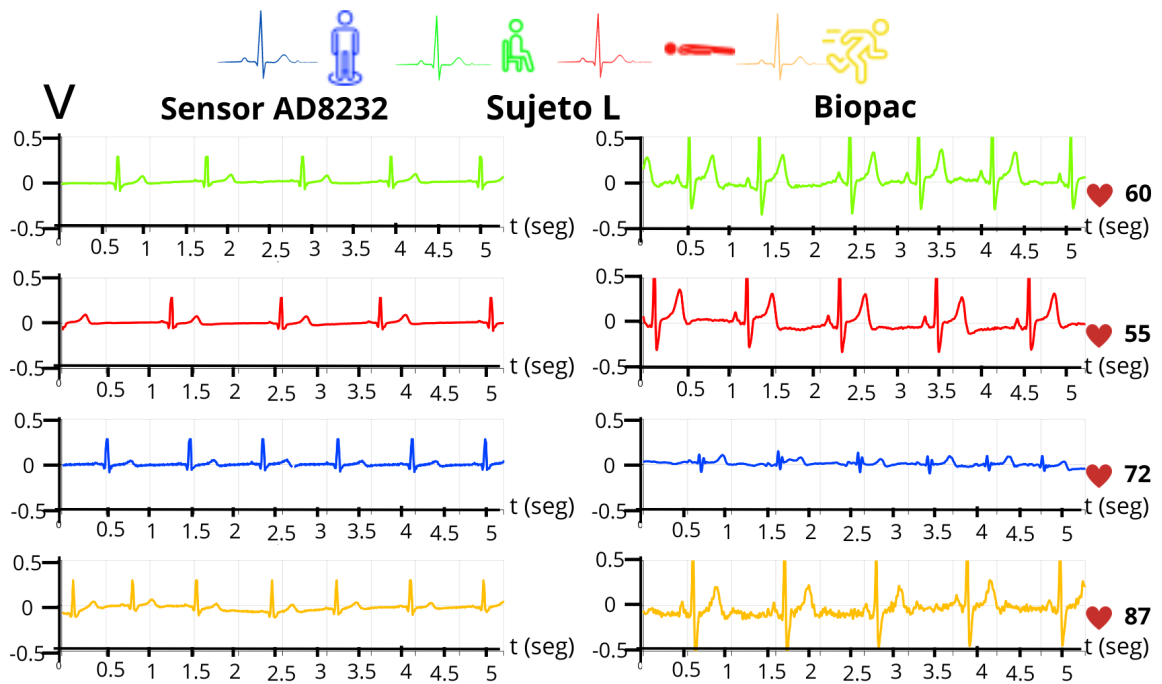


Figura 30: Comparativa electrocardiograma Biopac vs sensor AD8232, a) Sujeto L, columna derecha sensor AD8232, columna izquierda Biopac, b) Sujeto J, columna derecha sensor AD8232, columna izquierda Biopac, c) Sujeto M, columna derecha sensor AD8232, columna izquierda Biopac.

La Figura 31 muestra la comparación de las anteriores posiciones con una conexión de electrodos del sistema Biopac MP36 tanto en los pectorales como en las extremidades. En las mediciones con el sensor AD8232; sección a); se observa un comportamiento bastante similar a las anteriores muestras, mientras que en las mediciones con el equipo Biopac MP36 con electrodos en los pectorales se observan ECGs con la onda T muy amplificadas. Por último, en las mediciones con el equipo Biopac MP36 realizadas en extremidades se observa mediciones con menor amplificación pero con un mayor ruido electromagnético, el cual perjudica la visualización de la información. La Figura 32 muestra las gráficas combinadas de la lectura de ECG en el mismo momento entre ambos equipos en las 4 posiciones diferentes. Se observan mediciones con amplitudes similares. Es posible observar que el comportamiento de los ECGs medidos por el sensor AD8232 y el Biopac tienen el mismo comportamiento en todo momento, variando únicamente las amplitudes en las ondas PQRST. Por lo que es posible validar el sistema de medición del sensor con respecto al equipo Biopac MP36.

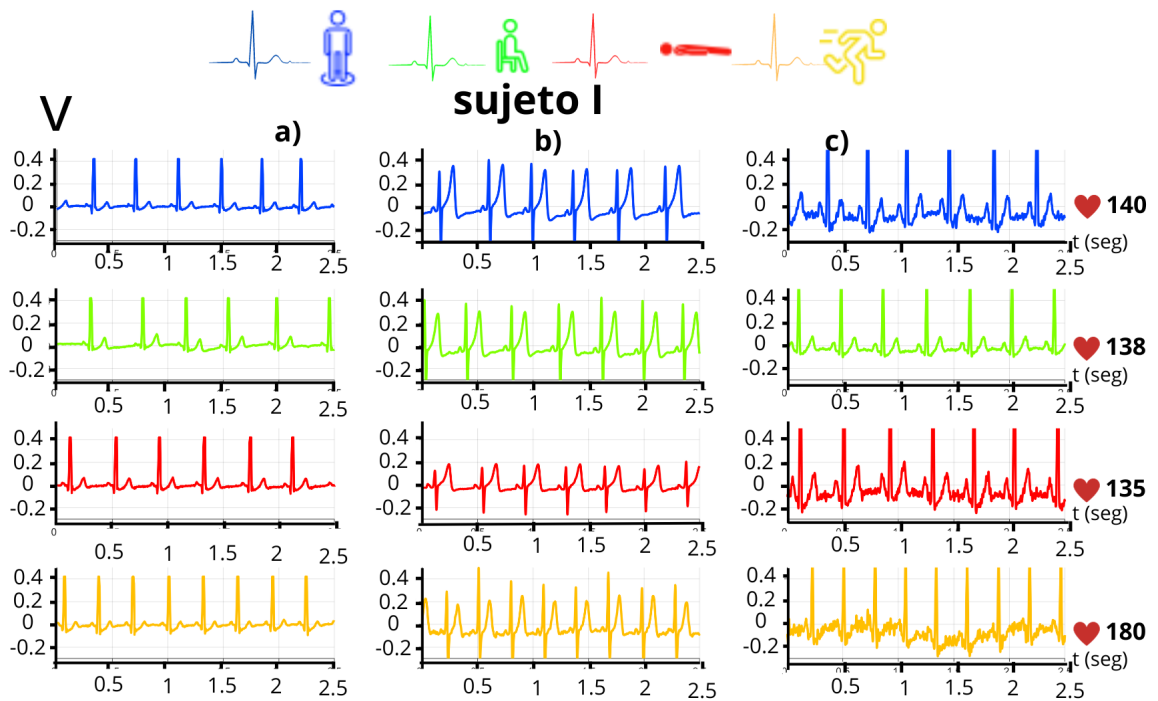


Figura 31: Comparativa combinada electrocardiograma Biopac vs sensor AD8232 sujeto I. a) Columna de electrocardiogramas del sensor AD8232, b) Columna de electrocardiogramas del biopac con electrodos en el pectoral, c) Columna de electrocardiogramas del biopac con electrodos en extremidades.

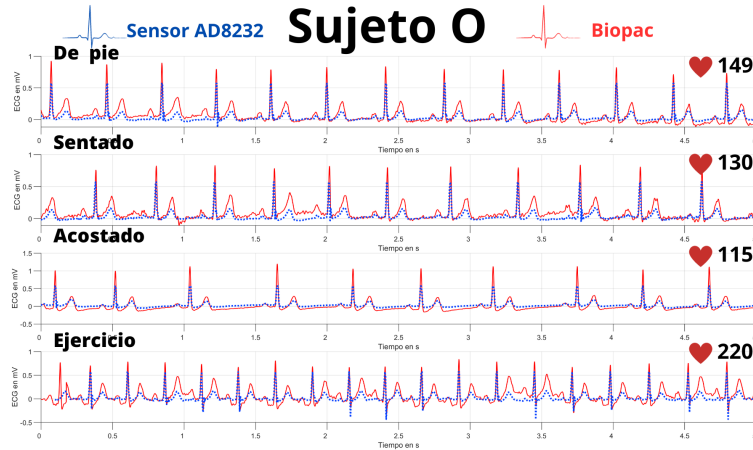


Figura 32: Comparativa electrocardiograma Biopac vs sensor AD8232 sujeto O. La gráfica de color azul corresponde a las señales captadas por el sensor AD8232 y las gráficas de color rojo corresponden al equipo Biopac MP36

8.5. Pruebas envío de datos a servidor web

En esta etapa se realizó la conexión Wi-Fi de una red local del ESP32 para generar el servidor de la página de gráficos. Se enviaron las señales de lectura del canal ADC del ESP32 de un potenciómetro de 50K. Comparando la señal obtenida con la información recibida tanto del canal ADC como del servidor web, como es posible observar en la Figura 33. En esta imagen se muestra la comparativa del envío de datos del canal ADC y su resultado en el Serial Plotter de Arduino IDE y la transmisión y representación de los mismos en la página web y su similar comportamiento. En la Figura 34 se muestra la transmisión de datos enviada al servidor Web desde el ESP32 recibidas del canal ADC, mostrando un rango de datos de entre 0 a 4095, haciendo referencia al rango de bits del canal ADC del ESP32. El diagrama de bloques observado en la Figura 23 de la sección 7.5.3 detalla paso a paso de la comunicación utilizada y la generación de la página creada en internet. Se observa que se utilizó una comunicación Wi-Fi y la generación de un servidor asíncrono.

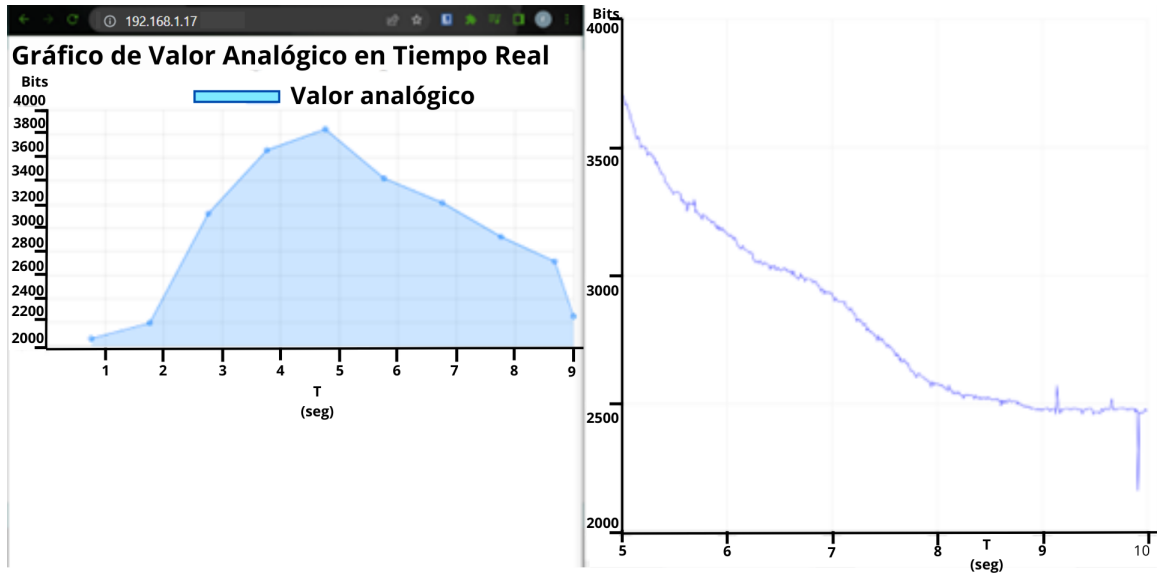


Figura 33: Comparación de datos de canal ADC ESP32 y servidor web local. Representación gráfica de los datos obtenidos por el canal ADC y por la página web. El eje Y esta en bits dado la conversión ADC del ESP32.



Figura 34: a) Prueba de conectividad de ESP32 con la red Wi-Fi, b) Impresión de datos en el servidor Web local, c) Comparación de datos de canal ADC ESP32 y servidor web local, d) Impresión de datos decimales en servidor web local.

8.6. Guardando datos en SD del electrocardiograma

Se realizaron pruebas de manejo de datos a una tasa de 1 dato cada 10 ms en un ciclo total de 10 segundos. Esto con el fin de guardar los datos de 10 en 10 segundos. La Figura 35 muestra a los datos obtenidos en Excel y los datos guardados en el módulo SD. La gráfica de estos mismos datos proviene del módulo del simulador de pulsos cardíacos. En la Figura

36 se muestran los datos obtenidos del canal ADC que fueron guardados en el archivo .csv. Al inicio de la señal se tienen valores bajos debido a que se utilizó el generador de Latidos de Amazon y durante ese período el simulador se encontraba apagado. Estos datos son confiables debido a que son los registros obtenidos del sensor AD8232 en tiempo real del simulador como se observó en la sección 8.2, pero se trasladaron a Matlab para una mejor visualización. Los escalones que se observan entre las ondas P y T se deben a el tiempo en el que el ESP32 guarda los datos y los registra en la SD. Sin embargo, estos escalones se pueden evitar con la disminución del tiempo en el que se guardan los datos en la SD. Existen algunas partes de los complejos QRS que se perdieron durante el registro de datos en la SD debido a que el ESP32 abre el archivo csv y sobrescribe la información, durante ese período de tiempo la detección de datos del sensor se detiene para poder realizar la tarea de escritura.

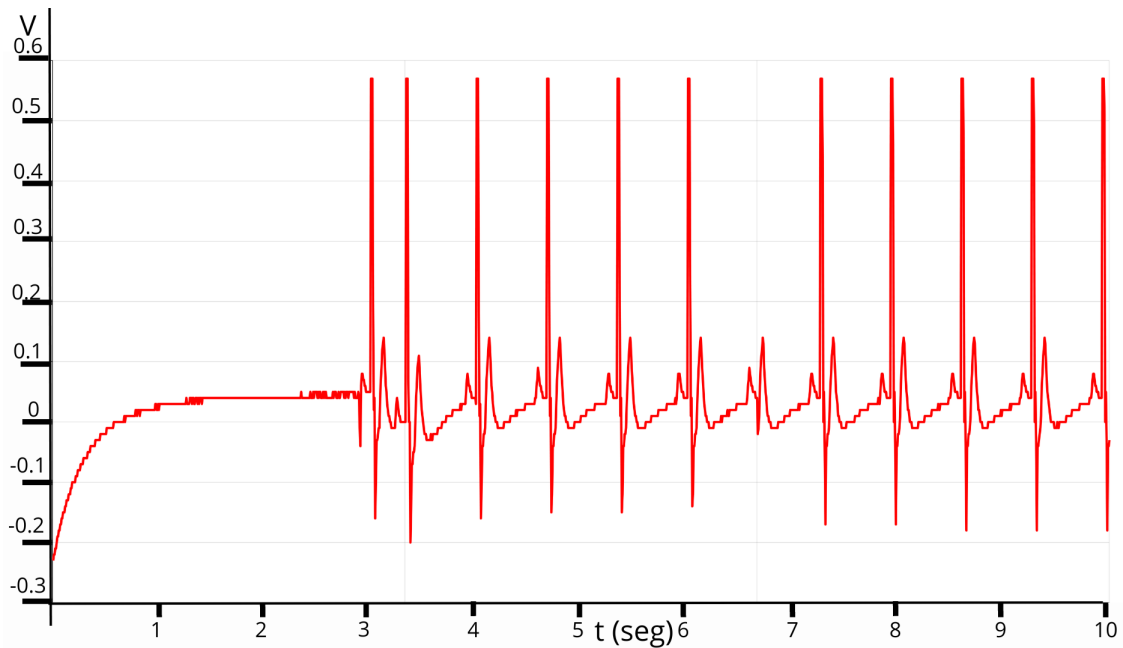
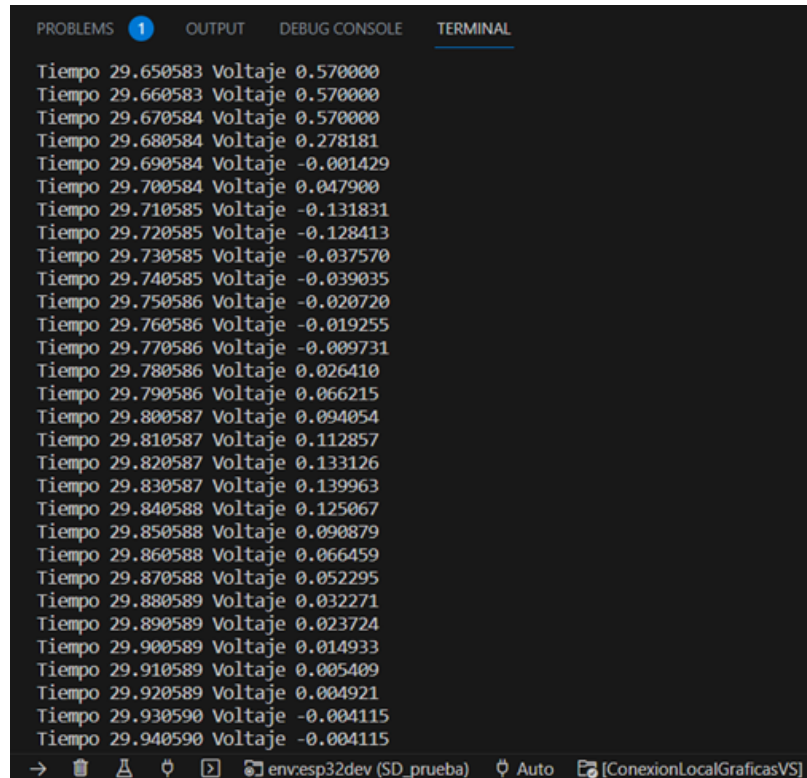


Figura 35: Datos registrados del sensor guardados en el módulo SD en el archivo de Excel y procesados en Matlab



```
PROBLEMS 1 OUTPUT DEBUG CONSOLE TERMINAL
Tiempo 29.650583 Voltaje 0.570000
Tiempo 29.660583 Voltaje 0.570000
Tiempo 29.670584 Voltaje 0.570000
Tiempo 29.680584 Voltaje 0.278181
Tiempo 29.690584 Voltaje -0.001429
Tiempo 29.700584 Voltaje 0.047900
Tiempo 29.710585 Voltaje -0.131831
Tiempo 29.720585 Voltaje -0.128413
Tiempo 29.730585 Voltaje -0.037570
Tiempo 29.740585 Voltaje -0.039035
Tiempo 29.750586 Voltaje -0.020720
Tiempo 29.760586 Voltaje -0.019255
Tiempo 29.770586 Voltaje -0.009731
Tiempo 29.780586 Voltaje 0.026410
Tiempo 29.790586 Voltaje 0.066215
Tiempo 29.800587 Voltaje 0.094054
Tiempo 29.810587 Voltaje 0.112857
Tiempo 29.820587 Voltaje 0.133126
Tiempo 29.830587 Voltaje 0.139963
Tiempo 29.840588 Voltaje 0.125067
Tiempo 29.850588 Voltaje 0.090879
Tiempo 29.860588 Voltaje 0.066459
Tiempo 29.870588 Voltaje 0.052295
Tiempo 29.880589 Voltaje 0.032271
Tiempo 29.890589 Voltaje 0.023724
Tiempo 29.900589 Voltaje 0.014933
Tiempo 29.910589 Voltaje 0.005409
Tiempo 29.920589 Voltaje 0.004921
Tiempo 29.930590 Voltaje -0.004115
Tiempo 29.940590 Voltaje -0.004115
→ [Icons] env:esp32dev (SD_prueba) Auto [ConexionLocalGraficasVS]
```

Figura 36: Impresión de los datos enviados del ESP32 al módulo SD. Se presentan las líneas impresas en el monitor serial de los datos transmitidos al modulo para guardarlos en el archivo .csv

8.7. Impresión de datos del simulador de latidos en el servidor web

En esta etapa se realizaron pruebas de envío de datos de las señales del simulador de pulsos cardíacos a 60Hz al servidor web local. Esto mediante el uso de arrays para poder mandar los datos cada segundo al servidor. En la Figura 37, gráfica A se muestran los datos obtenidos por el sensor AD8232 registrados del simulador de pulsos en el servidor web. También se presentan los mismos datos graficados y procesados del archivo .csv a matlab en la gráfica B. Es posible observar el mismo comportamiento del simulador en la misma serie de datos, detallando el correcto comportamiento de la onda PQRST de ambas imágenes. En este caso se vuelve a presentar el detalle escalonado entre las ondas P y T debido a cada ciclo en el que se guarda el dato en la memoria SD. La similitud entre ambas Figuras se observa en tener el mismo comportamiento completo de toda la señal del ciclo cardíaco. Sin embargo, en la gráfica A se muestran 8 ciclos cardíacos mientras que en la gráfica B se muestran 10 ciclos cardíacos. La diferencia de la cantidad de ciclos cardíacos se debe a la impresión de 2 segundos en la página web, mientras que en Matlab se utilizó toda la base de datos registrada durante los 2.5 segundos de la prueba.

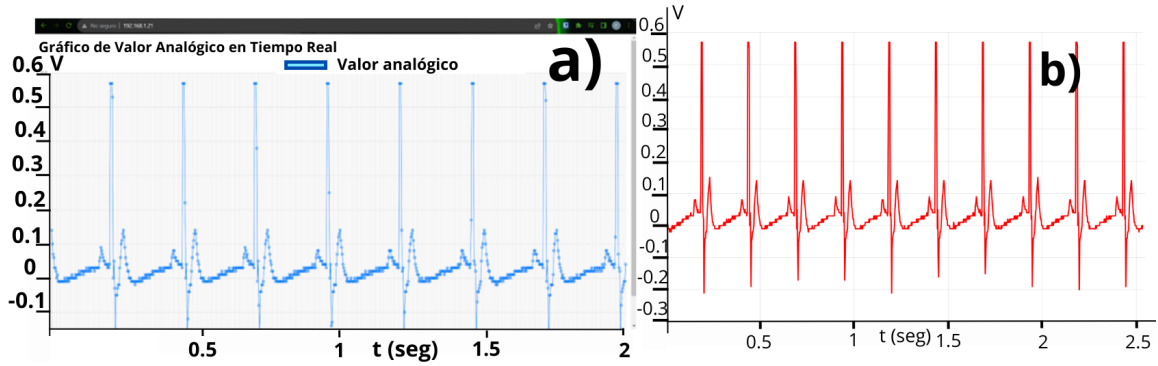


Figura 37: Gráfica a. Datos del simulador de latidos en servidor web. Representación de la gráfica de la medición mediante el sensor AD8232. Gráfica b. Datos del simulador de latidos guardados en Excel. Se presentan los mismos datos gráficos en el servidor Web procesados por Matlab.

8.8. Desarrollo de la GUI

En esta etapa se presentan los resultados del desarrollo de la Interfaz gráfica final de la página web. En este caso como se muestra en la Figura 38 se observa un cambio significativo en la representación completa de la página web. Se puede visualizar de una forma más presentable la gráfica del electrocardiograma con un color verde y un fondo negro. Además de tener los ejes X y Y de color blanco para una mejor representación. Por otra parte se puede observar 2 botones en la parte superior de la gráfica que corresponden a descargar presente gráfica en formato PNG y en formato csv respectivamente. Esto con el fin de simplificar y ayudar a descargar la información representada del lado del cliente que esté en ese momento observando la gráfica mostrada. En estas gráficas se representan en el eje Y los voltajes en escala de V y en el eje X el tiempo en segundos.

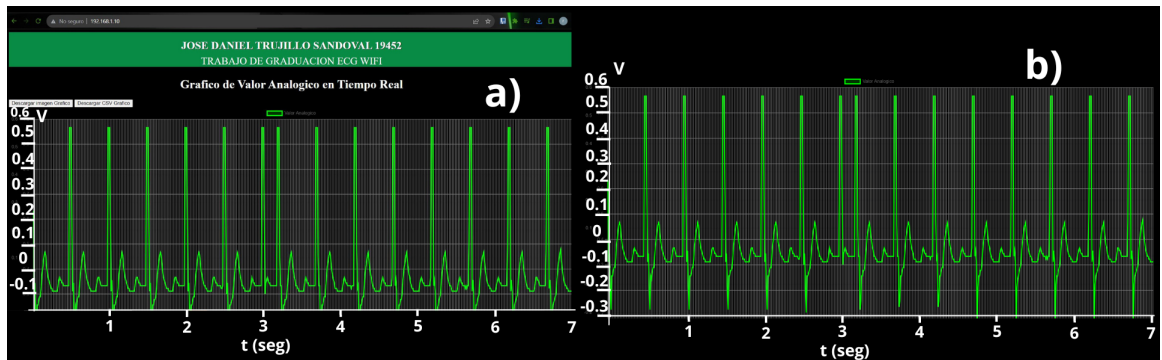


Figura 38: Gráfica A. Imagen de la página web final, donde se observan los botones para descargar la gráfica en formato PNG y CSV Gráfica B. Datos del simulador de latidos en servidor web. Representación de la gráfica de la medición mediante el sensor AD8232 guardados en un archivo PNG

8.9. Presentación de datos en la GUI y procesados en Matlab

En esta etapa se presentan los resultados finales del desarrollo completo, funcionalidad y transmisión del modulo ECG portatil. En la Figura 39 se presentan los resultados de la transmisión de datos de medición de un sujeto de prueba en las distintas posiciones evaluadas a lo largo del trabajo. Durante estos experimentos se descargaron los datos del archivo csv y png desde la página web. Es posible observar que las gráficas procesadas del lado izquierdo presentan los mismos valores de dichas mediciones en las gráficas del lado derecho. Los resultados muestran una relación exacta tanto de las imágenes mostradas como de los datos de csv. Demostrando que la fiabilidad de la transmisión de los datos se cumple, siendo precisa y sin pérdida de información en el proceso.

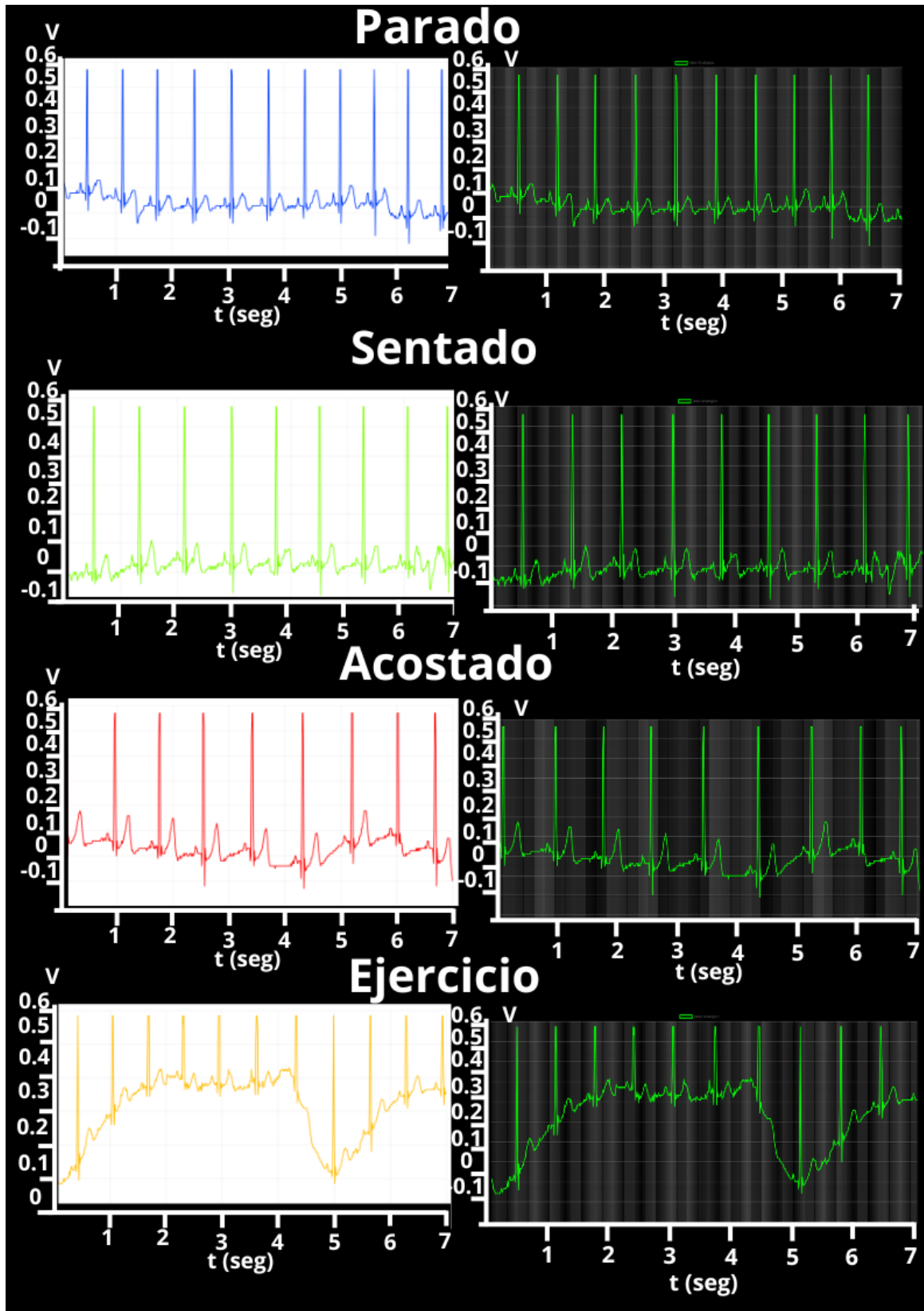


Figura 39: Del lado izquierdo se muestran los datos de medición en sujeto de prueba en tiempo real, procesados en Matlab. De lado derecho se muestran las imágenes obtenidas de la medición del sujeto de prueba en tiempo real mostrados en la página web. Ordenados en formato de Parado, Sentado, Acostado y después de realizar ejercicio

La realización de todo el circuito y funcionamiento de la presente tesis fue exitosa. Cumpliendo con la medición correcta y transmisión de datos mediante wifi a la red local. Las mediciones del sensor AD8232 son fiables y certeras como se observan en las gráficas 25, 27 y 30. Registrando cada una de las mediciones cardíacas de manera correcta y precisa. Se pueden observar en cada una de estas gráficas que las mediciones del sensor AD8232 tiene resultados de un electrocardiograma normal comparables a las Figuras 5 y 8 mostradas en la sección 6.2, debido a la aparición de los intervalos de las señales PQRST de forma clara. Por otra parte, se puede destacar que el sensor es capaz de medir las señales eléctricas en varias posiciones y especialmente después de haber realizado alguna actividad física.

Sin embargo, las respiraciones pulmonares distorcionaron ligeramente las gráficas debido a que la mayoría de las mediciones tomadas después de realizar actividad física se desvían del centro de la gráfica, generando un problema de lectura e interpretación de ECG por artefactos como se indicó en la sección 6.3. Esto se debe en gran parte a la colocación de electrodos, ya que se produjeron variaciones en la colocación del electrodo izquierdo inferior con respecto a la Figura 18. Se recomienda seguir el modelo de colocación de electrodos de la Figura 6 para evitar la medición de pulsos eléctricos del diafragma.

En la Figura 24 gráfica A, se detectó la etapa de inhalación del sujeto mientras estaba sentado. Esto se pudo corregir en las posteriores mediciones colocando el electrodo unos centímetros más arriba, llegando por la primera costilla lateral. Se tomó esta decisión debido a que el electrodo no cuenta con una gran longitud para llegar a la posición LL de la Figura 6, posición que es la más idónea para tener un examen más certero. A pesar de ello, se evitó la medición respiratoria producida por la actividad eléctrica de los músculos del diafragma en posteriores resultados, reduciendo el desvío de las gráficas y generando resultados más estandarizados.

Se utilizó un simulador de pulsos cardíacos para la comprobación de señales de ECG entre 60 y 120 bpm, estas mediciones se observan en la figura 27. Dichas mediciones fueron registradas de manera correcta. En este caso es posible indicar que el sensor es capaz de adquirir las señales eléctricas de un electrocardiograma de al menos 3 derivaciones generadas

por un simulador de pulsos cardíacos para su comprobación de adquisición de señales analógicas indicadas en la sección 6.4. Es posible observar que estas mediciones a pesar de tener un comportamiento ligeramente diferentes con respecto a la señal mostrada en la Figura 8, mantienen características de intervalos y ondas PQRST de una señal de ECG. Por lo que se optó por utilizar el simulador para otros experimentos donde no se contaba con sujetos de prueba, cómo se observan en las Figuras 35, 37 y 38. Este simulador fue de gran utilidad en la etapa de pruebas de envío de datos a través de la red inalámbrica para verificar una correcta transmisión de información antes de probarlo en sujetos de prueba.

Para validar el canal ADC del ESP32 se realizaron diferentes pruebas de medición de señales analógicas de ondas cuadradas y triangulares. Los resultados obtenidos de las mediciones mostradas en la Figura 28 muestran la variación porcentual de la señal obtenida con respecto de la señal suministrada. Durante esta experimentación se obtuvieron diferentes resultados para señales entre 1 Hz a 10 Hz. Es notable observar que las mediciones y frecuencias medidas son similares a la señal original. Únicamente se obtuvo una variación máxima de 0.4 % para la frecuencia y de 10 % para la amplitud. A pesar de tener una variación considerable como el 10 % en amplitud, el canal ADC sigue siendo de gran utilidad para captar señales eléctricas analógicas.

Sin embargo, para las mediciones mayores a 5 Hz se observa que las señales captadas por el microcontrolador fueron menos precisas con respecto a la forma de la señal. Esto fue causado por la frecuencia de muestreo del microcontrolador, siendo de 10 ms. Estos resultados pueden mejorar si la frecuencia de muestreo disminuye para captar señales con mayor precisión. Aún así, estos resultados indican la fiabilidad del canal ADC del sensor AD8232, ya que proyectan las mediciones de valores similares para amplitudes y frecuencias en cada una de las mediciones, demostrando que la variación en amplitudes no es exagerada con respecto de las señales originales.

Uno de los objetivos específicos del presente trabajo es el de validar el sensor AD8232 mediante la comparación con otro sistema de medición de ECG, por lo que se utilizó el equipo Biopac MP36. Este equipo es utilizado para realizar diferentes mediciones de señales médicas como electrocardiogramas, electroencefalogramas y electromiogramas. Por lo que fue un buen punto de comparación para el sensor. En las Figuras 29 y 30 se puede observar la comparación de la medición entre el sensor AD8232 y Biopac MP36. Donde el equipo Biopac amplifica en gran medida la onda T debido a su sistema de amplificación como se muestra en la Figura 44, ya que por la configuración utilizada se utilizó una ganancia de 1000 a 1 [36].

Es por ello que los resultados de la Figura 31 se muestra que los electrodos se colocaron en los pectorales tienen una amplificación de las ondas P y T mayores que los resultados del ECG con los electrodos en las extremidades. Esto puede llegar a suponer un problema ya que puede interpretarse como algunas de las enfermedades cardíacas vistas en la sección 6.2.2. en este caso los resultados del sensor AD8232 son más certeros y precisos.

En la comparación entre gráficas del sensor AD8232 y el Biopac MP36 de la Figura 29 se observa que ambas gráficas tienen exactamente el mismo comportamiento ya que fueron tomadas en el mismo momento. Por lo que la validez del sensor AD8232 se cumple. La única diferencia es la amplificación de las señales, aunque para un doctor es más importante tener el comportamiento del Electrocardiograma que la amplificación total. Debido al comporta-

miento del corazón que se detalló en el ciclo Cardíaco de la sección 6.1.1 y las patologías que puede presentar por anomalías características en la sección 6.2.2.

En todo caso, la amplificación del sensor AD8232 es bastante similar. En dado caso sea necesario modificar la amplificación de la señal, este cambio se puede realizar en la programación y en la elaboración de un circuito amplificador analógico. Por lo mismo, se puede indicar que el sensor AD8232 cuenta con un mejor sistema de amplificación de señales por la amplificación completa de toda la señal obtenida, al contrario del Biopac que amplifica en mayor medida otras señales como la onda P y T. Otra ventaja para el sensor AD8232 es de ser bastante útil ya que es más cómodo y práctico que utilizar todo el equipo de Biopac debido a su tamaño y peso. La disposición de tener un equipo de menor tamaño y menor peso hace que sea más viable usarlo de manera portable con respecto a un equipo que necesite estar apoyado en un escritorio. Es recomendable reducir en mayor medida el tamaño de la placa final observable en la Figura 21, para que sea más ergonómico para el usuario.

Para la visualización de la información obtenida por el ESP32 de manera remota se estableció la conexión mediante Wi-Fi entre el ESP32 y una red local. En esta etapa se consiguió establecer conexión y asignar una dirección IP al ESP32 para mostrar los gráficos dentro de esta misma dirección en cualquier dispositivo conectado a la red. En este caso, el desarrollo de la generación de gráficas se realizó de manera progresiva, como se muestran en las Figuras 33 y 34 por lo que primero se estableció la conexión, luego se enviaron algunos datos enteros al servidor, posteriormente se realizó la comparación entre el envío de datos y los datos capturados por el canal ADC. Una de las principales ventajas de utilizar este protocolo es la comunicación inalámbrica entre el ESP32 y la página web, por lo que cualquier persona que esté conectada a la red local puede entrar a la dirección IP del ESP32 y observar lo que se está transmitiendo en tiempo real. No obstante, la principal desventaja de este modo de operación es que se requiere de una buena conexión y velocidad de transmisión de datos de internet para evitar la pérdida de información relevante como puede ser la omisión de una onda completa PQRS.

Por último, se enviaron datos con valores decimales para determinar si no existía algún problema de procesamiento de datos. De igual manera, la transmisión de los datos decimales al servidor funcionó correctamente y sin presentar problema alguno. Aunque el protocolo de comunicación fue el HTTP, es posible utilizar otros protocolos de comunicación de red como MQTT, debido a que existe una variedad entre protocolos de comunicación que se ajustan a las necesidades del proyecto. Algunas características que pueden influir en la decisión de utilizar cierto protocolo puede ser la transmisión confiable de datos, en este caso como se explicó en el Cuadro 1, el protocolo TCP/IP permite tener una transmisión confiable de los datos. O puede que se tenga limitaciones en los recursos informáticos de software y sea necesario utilizar el protocolo MQTT para disminuir la demanda de los mismos. A pesar de ello, se escogió el protocolo HTTP debido a la fácil transmisión de datos en texto plano y paquetes de datos como se especifica en la sección 6.5.2.

Para la verificación de la información se realizaron pruebas de registro de los datos en un módulo SD, tanto de líneas de texto como valores analógicos del sensor AD8232. En estas etapas, los resultados muestran el correcto registro y correlación de los datos con lo obtenido y registrado por el microcontrolador guardados en un archivo .txt y .csv. Tanto en el envío de texto como en los datos analógicos se muestra exactitud en los datos mostrados representados en las Figuras 33, 34 y 35. Esto permite guardar la prueba completa de un

ECG dentro de un almacenamiento de datos de de al menos 5 minutos. No obstante, hace falta validar el almacenamiento de los datos en un período de tiempo más largo de al menos 1 hora. La cantidad de datos que se puedan guardar depende completamente del espacio de memoria disponible en el módulo SD. De esta manera se aseguran los datos registrados y se evita pérdidas de paquetes de información, sirviendo como un sistema alternativo de almacenamiento de datos.

Para verificar la transmisión y proyección de los datos registrados por el sensor AD8232 obtenidos por el simulador de pulsos cardíacos se utilizó el sistema de registro de datos de SD y la transmisión de los mismos mediante el protocolo HTTP. En este caso se observa una exacta correlación entre los datos proyectados en el servidor web y el registro de datos obtenidos en el archivo .csv del módulo SD en la Figura 37. Aún así existe una limitación de la proyección de datos mostrados ya que no es posible mostrar más de 1 minuto de recolección de datos en pantalla, otro aspecto negativo es la representación gráfica de los datos en la página web ya que en la Figura 37 se añadió manualmente los ejes X y Y para una mejor visualización e interpretación. A pesar de eso los datos se muestran en tiempo real dentro del servidor web, además de la representación de los datos registrados en el módulo SD al analizar el archivo un período después. Cabe decir que el detalle de la onda completa PQRST en la proyección del servidor web es bastante clara con respecto a los 2 segundos mostrados en pantalla, pero una vez actualizada la gráfica en el servidor web los datos anteriores se pierden.

Se debe aclarar que no se registró ninguna pérdida de datos con respecto a la información mostrada en la SD comparada con la página web. En posteriores pruebas La transmisión de los datos se realizó cada 7 segundos con el fin de que se mostraran varios ciclos del electrocardiograma y obtener una visualización más amplia del sujeto conectado. Esta decisión se llevó a cabo para tener una mejor aproximación del examen de ECG, sin embargo, para la persona que esté viendo los datos en tiempo real únicamente puede ver la información mostrada en ese momento. Por lo que para visualizar el estudio completo hace falta obtener la información obtenida en la SD, lo que limita la visualización del estudio completo. Es por eso que se utilizó un modulo SD para poder registrar los datos obtenidos con el fin de tener un sistema de almacenamiento externo como forma de respaldo. Esto permitió poder comparar posteriormente los datos obtenidos de los datos transmitidos en la página web.

Para una mejor visualización de la interfaz gráfica se muestra los resultados finales de la página web con la representación clara de un ECG en la Figura 38, de la misma manera que se presentan en los dispositivos de electrocardiograma actuales como el monitor de signos vitales de Mindray BeneVision N22 [37]. Destacando el fondo de color negro y la gráfica de color verde. En este caso también se definieron los botones de descarga de la información de la gráfica en dos diferentes formatos, tanto en formato PNG y CSV. Es importante destacar que las gráficas de datos en los dos formatos distintos únicamente presentan la información proyectada en ese momento. También se observa la pérdida de la onda P y T al inicio del segundo 3 en ambas gráficas, este problema fue producido por el almacenamiento de los datos dentro de la SD y cabe aclarar que no fue por pérdida de transmisión de datos en la comunicación Wi-Fi.

Para concluir con este trabajo se muestran los resultados finales del funcionamiento del proyecto completo en la Figura 39. En este caso se detalla que tanto la información mostrada por las imágenes descargadas de la web como el de la información procesada desde

el archivo csv son exactas. Dejando en claro que la funcionalidad del proyecto se cumple en su totalidad. Por lo que es posible concluir que el dispositivo ECG con conectividad Wi-Fi es el primer paso para lograr alcanzar la meta de crear un dispositivo que se puede utilizar para monitoriar signos vitales de manera remota, además de ser transmitidos a través de una red Wi-Fi para su visualización en cualquier dispositivo con conexión a la misma red.

- El circuito completo del sensor AD8232 fue relevante para la detección de las señales eléctricas del corazón en cada uno de los casos utilizados. No se presentaron artefactos de ruido significativos en estas mediciones.
- Se pudo demostrar mediante la presente tesis que es posible medir señales de electrocardiograma de forma constante, confiable y reproducible sin importar la velocidad del latido del corazón.
- Los resultados son comparables con sistemas más sofisticados como el Biopac, debido a que no existe una distorsión de las señales obtenidas en ningún momento.
- La conexión con la página web que despliega la gráfica de datos obtenidos tuvo un buen desempeño con la transmisión de los datos, sin perder información significativa.
- Se cumplió con el objetivo general de la presente tesis de desarrollar un sistema de medición fiable de electrocardiograma con transmisión de datos inalámbrica. Estableciendo las bases de telemedicina para diagnósticos clínicos de manera remota.
- La adición del módulo SD permitió poder comparar las señales transmitidas de las obtenidas, dejando claro que existen varias áreas de mejoras para este proyecto para futuro. Este añadido fue de mucha utilidad para la comparación de resultados a pesar de no estar en los objetivos especificados.

- Para trabajos futuros se recomienda la elaboración de una aplicación para poder observar las mismas gráficas sin necesidad de conetarse a una página web. Ya que esto permitiría darle más flexibilidad al proyecto general, un mejor control y manejo de los datos.
- Con respecto a la seguridad y protección de los datos se recomienda añadir un sistema de encriptación, con el fin de proteger la información delicada que se transmite mediante conexión inalámbrica.
- Al momento de escoger un protocolo de comunicación, se recomienda utilizar un protocolo como MQTT para poder visualizar las diferencias entre la transmisión de datos para poder observar cual es más efectivo y fiable.
- Desarrollar una extensión del electrocardiograma con más canales y electrodos de medición para poder observar más derivaciones cardíacas con el fin de tener un mayor estudio del corazón y poder observar varios ángulos a la vez. Esto con el fin de mejorar la ayuda brindada al doctor.
- Al momento de entrar en la página, sería de gran utilidad que está sea capaz de tener un sistema que pueda proyectar los resultados mediante el inicio de sesión. Esto con el fin de poder tener varios usuarios registrados y que únicamente las personas con la sesión de ese usuario específico puedan ver sus resultados.

-
- [1] O. P. de la Salud, “Causas principales de mortalidad, y discapacidad - OPS/OMS,” abr. de 2023.
 - [2] F. González, M. I. Arteaga, M. L. Jofré, M. Valdebenito y J. Pardo, “Importancia del electrocardiograma en el diagnóstico del infarto agudo al miocardio por obstrucción del tronco común de arteria coronaria izquierda,” *Revista médica de Chile*, vol. 148, n.º 10, págs. 1508-1512, 2020.
 - [3] J. Craig y V. Petterson, “Introduction to the practice of telemedicine,” *Journal of telemedicine and telecare*, vol. 11, n.º 1, págs. 3-9, 2005.
 - [4] N. Hjelm, “Benefits and drawbacks of telemedicine,” *Journal of telemedicine and telecare*, vol. 11, n.º 2, págs. 60-70, 2005.
 - [5] L. Barrios, P. Oldrati, S. Santini y A. Lutterotti, “Evaluating the accuracy of heart rate sensors based on photoplethysmography for in-the-wild analysis,” en *Proceedings of the 13th EAI international conference on pervasive computing technologies for healthcare*, 2019, págs. 251-261.
 - [6] C. Ávila, R. Bright, J. C. Gutiérrez et al., “Guatemala, Análisis del Sistema de Salud 2015,” *Bethesda, MD: Proyecto Health Finance and Governance. Abt Associates Inc*, 2015.
 - [7] N. Abdul-Kadir, N. Sahar, W. Chan y F. Harun, “A portable wifi ecg,” en *2018 IEEE 38th International Electronics Manufacturing Technology Conference (IEMT)*, IEEE, 2018, págs. 1-4.
 - [8] S. L. Dimmick, S. G. Burgiss, S. Robbins, D. Black, B. Jarnagin y M. Anders, “Outcomes of an integrated telehealth network demonstration project,” *Telemedicine Journal and e-health*, vol. 9, n.º 1, págs. 13-23, 2003.
 - [9] K. Kario, “Management of hypertension in the digital era: small wearable monitoring devices for remote blood pressure monitoring,” *Hypertension*, vol. 76, n.º 3, págs. 640-650, 2020.

- [10] F. H. Gwady-Sridhar, V. Flintoft, D. S. Lee, H. Lee y G. H. Guyatt, "A systematic review and meta-analysis of studies comparing readmission rates and mortality rates in patients with heart failure," *Archives of internal medicine*, vol. 164, n.º 21, págs. 2315-2320, 2004.
- [11] V. Becerril-Montekio y L. López-Dávila, "Sistema de salud de Guatemala," *salud pública de méxico*, vol. 53, s197-s197, 2011.
- [12] ACG, "Miembros Activos de Asociación de Cardiología de Guatemala," <https://agcardio.gt/product/pa-de-membresia-agc/>, abr. de 2023.
- [13] UNICARD, "Quienes Somos - UNICAR," <https://www.unicargt.org/quienessomos.html>, abr. de 2023.
- [14] TecniScan, "Holter Cardíaco de 24Hrs," <https://www.tecniscan.com/holter-cardiaco-24hrs/>, abr. de 2023.
- [15] C. M. Gibson, L. N. Ciaglo, M. C. Southard et al., "Diagnostic and prognostic value of ambulatory ECG (Holter) monitoring in patients with coronary heart disease: a review," *Journal of thrombosis and thrombolysis*, vol. 23, págs. 135-145, 2007.
- [16] P. Bordachar, C. Marquié, T. Pospiech et al., "Subcutaneous implantable cardioverter defibrillators in children, young adults and patients with congenital heart disease," *International journal of cardiology*, vol. 203, págs. 251-258, 2016.
- [17] N. Isakadze y S. S. Martin, "How useful is the smartwatch ECG?" *Trends in cardiovascular medicine*, vol. 30, n.º 7, págs. 442-448, 2020.
- [18] P. A. Ballesteros, "Anatomía del corazón," *Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA. Bilbao: Fundación BBVA*, págs. 35-40, 2009.
- [19] J. Marín-García y M. J. Goldenthal, "La mitocondria y el corazón," *Revista Española de Cardiología*, vol. 55, n.º 12, págs. 1293-1310, 2002.
- [20] J. C. G. Page, *Apuntes de patología cardiovascular. Volumen I: cardiología*. Ediciones de la Universidad de Castilla La Mancha, 2021, vol. 17.
- [21] E. A. Rosas y G. G. Ayala, *Fisiología cardiovascular, renal y respiratoria*. Editorial El Manual Moderno, 2014.
- [22] OpenTax, "Ciclo Cardíaco.," <https://espanol.libretexts.org/Salud/Anatom/>, abr. de 2023.
- [23] E. Salazar-Martínez, L. M. Sánchez-Zamorano, L. A. López-Padilla, A. Estrada-Nájera, E. C. Lazcano-Ponce y M. Hernández-Avila, "El tabaquismo y su fracción atribuible en la enfermedad isquémica cardiaca," *salud pública de méxico*, vol. 44, n.º suppl 1, s34-s43, 2002.
- [24] S. S. Menéndez, "Enfermedades cardiovasculares," *Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad*, 2009.
- [25] C. M. Miguel, *Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA*. Fundacion BBVA, 2007.
- [26] R. A. W. Hernandez, "Interpretación del electrocardiograma normal: Electrocardiograma," *Revista Ciencia y Salud Integrando Conocimientos*, vol. 6, n.º 5, págs. 85-91, 2022.
- [27] J. M. H. Padilla, "CAPÍTULO 12. ELECTROCARDIOGRAFÍA BÁSICA,"

- [28] D. Davis, *Interpretación del ECG. Su dominio rápido y exacto*. Ed. Médica Panamericana, 2007.
- [29] A. Behzadi, A. Sepehri Shamloo, K. Mouratis, G. Hindricks, A. Arya y A. Bollmann, "Feasibility and reliability of smartwatch to obtain 3-lead electrocardiogram recordings," *Sensors*, vol. 20, n.º 18, pág. 5074, 2020.
- [30] R. A. Bistel Esquivel y A. Fajardo Márquez, "Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG basado en Instrumentación Virtual," *Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones*, vol. 36, n.º 1, págs. 17-30, 2015.
- [31] G. Arribas, "Eliminación de artefactos cardíacos en electroencefalograma mediante Wavelets," 2020.
- [32] L. Ling, Y. Dezhong, L. Jianqing, L. Bin y W. Ling, "A multimedia telemedicine system," en *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, IEEE, 2006, págs. 3746-3748.
- [33] E. Elemam, A. M. Bahaa-Eldin, N. H. Shaker y M. A. Sobh, "A secure MQTT protocol, telemedicine IoT case study," en *2019 14th International Conference on Computer Engineering and Systems (ICCES)*, IEEE, 2019, págs. 99-105.
- [34] A. Devices, "Data Sheet, Single-lead, heart rate monitor front end AD8232," 2013.
- [35] L. A. Castillo Maurtua, "Implementacion de un sistema de ergoespirometria para mejorar el diagnostico de prueba de esfuerzo para pacientes de alto riesgo en centro de salud especializado cardiosalud," 2021.
- [36] B. Systems, "Product Sheet ECG," 2021.
- [37] Mindray, "Monitoreo avanzado de pacientes," <https://www.mindray.com/mx/products/patient-monitoring>, 2023.

13.1. Pruebas de conexión con la página web y envío de los primeros datos

```
rst:0x1 (POWERON_RESET),boot:0x13 (SPI_FAST_FLASH_BOOT)
configsip: 0, SPIWP:0xee
clk_drv:0x00,q_drv:0x00,d_drv:0x00,cs0_drv:0x00,hd_drv:0x00,wp_drv:0x00
mode:DIO, clock div:1
load:0x3fff0018,len:4
load:0x3fff001c,len:1216
ho 0 tail 12 room 4
load:0x40078000,len:10944
load:0x40080400,len:6388
entry 0x400806b4
Conectando a la red WiFi...
Conectando a la red WiFi...
Conectando a la red WiFi...
Conectado a la red WiFi
Dirección IP: 192.168.1.17
```

Figura 40: Conexión entre el ESP32 y la red Wi-Fi local. En la imagen se representan la conexión establecida después de inicializar el ESP32

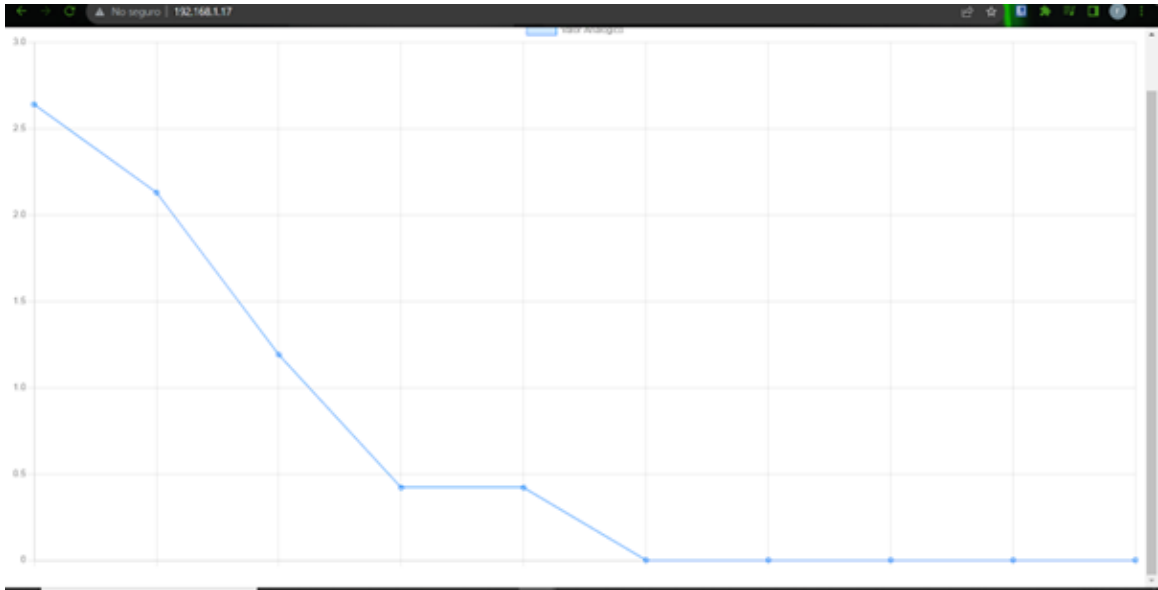


Figura 41: Representación gráfica de datos decimales transmitidos a través de la conexión Wi-Fi

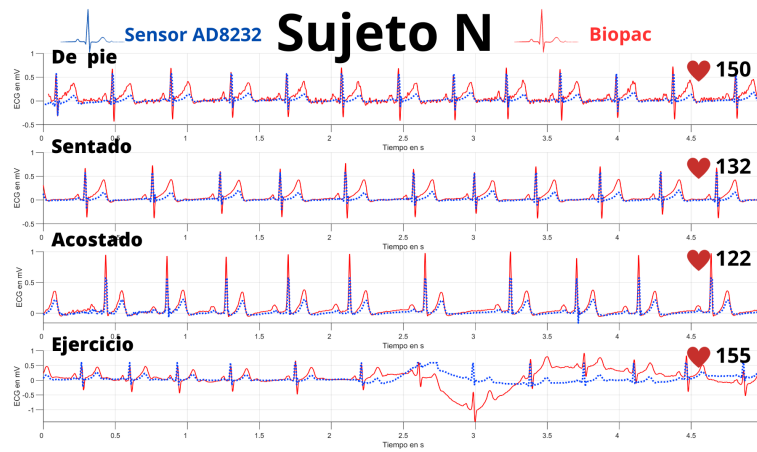


Figura 42: Comparativa electrocardiograma Biopac vs sensor AD8232 sujeto N.



Figura 43: Comparativa electrocardiograma Biopac vs sensor AD8232 sujeto S.

35 Hz LPN option (with 60 Hz notch enabled)

ECG100C CALIBRATION

The ECG100C is factory set and does not require calibration. To confirm the accuracy of the device, use the CBLCALC.

ECG100C SPECIFICATIONS

Gain:	500, 1000, 2000, 5000										
Output Selection:	Normal, R-wave indicator										
Output Range:	±10 V (analog)										
Frequency Response	Maximum Bandwidth: (.05 Hz – 150 Hz)										
	Low Pass Filter: 35 Hz, 150 Hz										
	High Pass Filter: 0.05 Hz, 1.0 Hz										
Notch Filter:	50 dB rejection @ 50 Hz or 60 Hz										
Noise Voltage:	0.1 µV rms – (0.05-35 Hz)										
Signal Source:	Electrodes (three electrode leads required)										
Z (input)	Differential: 2 MΩ										
	Common mode: 1000 MΩ										
CMRR:	110 dB min (50/60 Hz); see also: Shield Drive Operation										
CMIV—referenced to	Amplifier ground: ±10 V										
Mains ground:	±1500 VDC										
Input Voltage Range:	<table><thead><tr><th>Gain</th><th>V_{in} (mV)</th></tr></thead><tbody><tr><td>500</td><td>±20</td></tr><tr><td>1000</td><td>±10</td></tr><tr><td>2000</td><td>±5</td></tr><tr><td>5000</td><td>±2</td></tr></tbody></table>	Gain	V _{in} (mV)	500	±20	1000	±10	2000	±5	5000	±2
Gain	V _{in} (mV)										
500	±20										
1000	±10										
2000	±5										
5000	±2										
Maximum Over-Voltage for Differential Input:	±25 V										
Weight:	350 grams										
Dimensions:	4 cm (wide) x 11 cm (deep) x 19 cm (high)										
Input Connectors:	Five 1.5 mm male Touchproof sockets (Vin+, Ground, Vin-, 2 of shield)										

See also: JUMP100C and MEC series

Figura 44: Configuraciones de Biopac y canal ADC, ganancias de amplitudes utilizadas en el canal ECG del Biopac.

