



Sistema de Adquisición de Señales ECG con Telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica

Autores:

Daniela Barbosa Santiago

Sergio Andrés Dávila González

Trabajo de grado como prerrequisito como obtención del título de tecnólogo en Electromedicina

Directores:

Daniel Alcaza Franco

Jose Ignacio Navarro Pérez

Facultad de Ingenierías

Programa de Ingeniería Biomédica

Barranquilla

2021



**Sistema de Adquisición de Señales ECG con Telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica
para el Laboratorio de ingeniería Biomédica**

Daniela Barbosa Santiago

Sergio Andrés Dávila González

Director:

Daniel Alcaza Franco

Jose Ignacio Navarro Pérez

Facultad de Ingenierías

Programa de Ingeniería Biomédica

Barranquilla

2021

Índice

Introducción	9
Planteamiento del Problema.....	10
Objetivos	12
Objetivo General.....	12
Objetivos Específicos.....	12
Justificación	13
Marco Teórico.....	14
Estado del Arte o Antecedentes	34
Marco Conceptual	36
Marco Legal	37
Metodología	38
Diseño.....	39
<i>Análisis de señal electrográfica</i>	39
Materiales y Métodos.....	42
Resultados	59
Discusión	61
Conclusiones y Recomendaciones.....	62
Recomendaciones	63
Anexos	67

Listado de Tablas

Tabla 1 Código de Colores IEC.....	28
Tabla 2 Código de Colores AHA.....	29
Tabla 3 Amplitud y Rango	40

Listado de Figuras

Figura 2. Fases del Potencial de acción y Flujo iónicas principales	17
Figura 4. Galvanómetro Capilar.	19
Figura 5. ECG obtenidos con galvanómetro capilar y de cuerda	20
Figura 7. Intervalos de la Señal de ECG.	22
Figura 8. Electrodo Usados para Electrocardiográfica.	23
Figura 9. (a) Electrodo superficial desechable para ECG, (b) Circuito equivalente de la interacción piel-electrodo.	25
Figura 13. Derivaciones Extremidades	30
Figura 14. Esquema de las derivaciones precordiales.....	31
Figura 15. Holter Genérico.....	33
Figura 16. Formas de ondas típicas en un registro electrocardiográficos.	40
Figura 17. Diagrama espectral de una señal ECG y complejo QRS.....	41
Figura 18. Diagrama de Bloques.	44
Figura 19. Modulo de Adquisición de Señales ECG AD8232.	45
Figura 21. Modulo Bluetooth HC-05.....	48
Figura 22. Interfaz del Módulo AD8232.....	49
Figura 23. Transmisión de Señal ECG por medio de Wifi y Bluetooth.	50
Figura 24. Esquema del prototipo Fritzing.	52
Figura 25. Prueba 1° Circuito del módulo AD8232 y Tarjeta Wemos D1.	53
Figura 26. Etapa de Visualización de la Prueba 1°.	54
Figura 27. Prueba 2° Circuito modulo AD8232 y Tarjeta Arduino R3.	55
Figura 28. Etapa de Visualización Prueba 2°.	56
Figura 30. Etapa de Visualización Prueba 3°.	58
Figura 31. Visión general del Prototipo.	59
Figura 32. Etapa de Visualización Final.	60

Listado de Anexos

Anexo A. Datasheet Modulo de adquisición AD8232.....	67
Anexo B. Datasheet Tarjeta Arduino Wemos D1.	68
Anexo C. Datasheet de Modulo de Bluetooth HC-05.	69
Anexo D. Código de Etapa de Adquisición de Señal ECG.....	70
Anexo E. Código de Transmisión de Señal ECG por medio de Wifi y Bluetooth.	71
Anexo F. Filtro Pasa banda	74
Anexo G. Ganancia.....	75

Resumen

En el presente proyecto se buscó desarrollar una alternativa al método tradicional del monitoreo ambulatorio de la señal electrocardiográfica, aprovechando los diferentes recursos tecnológicos se logró construir un prototipo de un sistema de adquisición de señales ECG enviando sus datos por una comunicación Wifi y Bluetooth al PC o a un Smartphone.

Para este proyecto tiene como objetivo desarrollar un prototipo tipo holter con telemetría para el monitoreo de Señales Cardiacas ECG por lo cual el método elegido para la realización de este proyecto fue el método indirecto. Por lo tanto se trataba de reunir datos y metadatos preexistentes procedentes de fuentes diversas.

Finalmente los resultados obtenidos de este proyecto fueron satisfactorio debido a que la importancia es el funcionamiento correcto permitiendo que los datos arrojados por la gráfica de señales ECG, sea mandando por medio de la telemetría comunicándose por Wifi y Bluetooth enviándolo a un PC.

***Palabras clave:** Electrocardiograma, adquisición de señal ECG, transmisión de señales, comunicación bluetooth y wifi.*

Abstract

In this project we sought to develop an alternative to the traditional method of ambulatory monitoring of the electrocardiographic signal, taking advantage of the different technological resources we were able to build a prototype of an ECG signal acquisition system sending its data through a Wi-Fi and Bluetooth communication to the PC or a Smartphone.

For this project aims to develop a holter type prototype with telemetry for monitoring Cardiac ECG signals so the method chosen for the realization of this project was the indirect method. Therefore, the aim was to gather pre-existing data and metadata from different sources.

Finally, the results obtained from this project were satisfactory because the importance is the correct functioning allowing the data provided by the ECG signal graph, to be sent by means of telemetry communicating via Wi-Fi and Bluetooth sending it to a PC.

Keywords: *Electrocardiogram, ECG signal acquisition, signal transmission, Bluetooth and Wi-Fi communication.*

Introducción

En el desarrollo de este prototipo de adquisición de señales electrocardiográficas (ECG), se basa principalmente en la adquisición de estas señales por medio de electrodos que recogen información de los potenciales eléctricos emitidos por el corazón sobre la superficie corporal, una tarjeta de adquisición de datos desarrollada mediante amplificadores de instrumentación ayuda a la recepción de las señales ECG que son mostradas en una interfaz de visualización donde es posible observar las señales al mismo tiempo que son enviadas a través del internet en donde las personas visualizan y analiza los datos obtenidos a través del registro.

El proceso para el desarrollo de este proyecto de investigación se encuentra fundamentado en las siguientes etapas: análisis del método y monitoreo de las señales ECG, estudio de los requerimientos técnicos del hardware y software para el desarrollo de un prototipo del dispositivo electrónico para adquirir y procesar las señales ECG.

Para adquirir la señal de ECG, se utilizaron electrodos y se implementó una placa electrónica capaz de filtrar y adecuar la señal proveniente de las ondas bioelectricas procedente del corazón; durante la implementación de la placa electrónica se evaluó el efecto de la desviación causada en las frecuencias de corte por los diferentes elementos pasivos usados dentro del circuito. Una vez verificado el funcionamiento del filtro se adecuo la señal para ingresar a un microcontrolador para la obtención de una señal digital que pueda ser transmitida vía WIFI al ordenador, dicha señales de adquisición proveniente del paciente; son enviadas y transmitido por telemetría donde permite al usuario visualizar señales.

Finalmente se exhiben las conclusiones, recomendaciones y anexos derivados del desarrollo del proyecto de investigación y construcción del prototipo para el sistema de adquisición de señales

ECG con telemetría vía WIFI. Este proyecto de investigación tiene la finalidad de ser una ayuda didáctica para el laboratorio de ingeniería biomédica y de esta manera las personas aprendan como se obtienen las señales bioelectricas procedentes del corazón por medio de un dispositivo electrónico, principalmente servirá de gran ayuda para los futuros ingenieros biomédicos.

Planteamiento del Problema

Durante los últimos años, los avances sin precedentes logrados en los campos de la biología, la electrónica y la genética humana han permitido desarrollar un nuevo e impresionante conjunto de instrumentos para proteger y mejorar la salud. La tecnología médica moderna y el análisis de datos complejos ya no están completamente ligados a los métodos tradicionales del hospital y del laboratorio sino que se han abierto camino en la vida cotidiana, de hecho en la actualidad nos encontramos con una tecnología llamada telemetría que permite la medición remota de magnitudes físicas y posterior envío de la información hacia un ordenador o un Smartphone. (Sannidhan, M. S., Aithal, S. S. K., & Bhandary, A. 2018, p.29).

Sin embargo a pesar de los avances tecnológicos anteriormente mencionado , a nivel mundial las enfermedades cardiovasculares se han convertido en una de las principales causas de muerte, según datos estadísticos obtenidos por la Organización Mundial de la Salud (OMS), cada año mueren más personas por enfermedades cardiovasculares que por cualquier otra causa, se calcula que en 2012 murieron 17,5 millones de personas , lo cual representó un 31% de todas las muertes registradas en el mundo, se proyecta que hasta el 2020 esta cifra aumente a 20 millones de defunciones por año. Estas enfermedades cardiovasculares, en conjunto con el cáncer y la

diabetes son las principales causas de muerte en el mundo a raíz de enfermedades no transmisibles (ENT), causando el 68% de las muertes registradas en 2014;

En América Latina las enfermedades cardiovasculares son la causa de más de cinco millones de muertes cada año, en las que se destacan como más comunes las enfermedades isquémicas del corazón, cardiopatía hipertensiva y ataque cerebral. Estos tipos de enfermedades cardiovasculares afectan desproporcionadamente a los individuos de estatus socioeconómico bajo. Por eso la preocupación recae no solo en factores de riesgo tradicionales como el colesterol, la hipertensión y la diabetes, sino también en factores sociales y económicos, que son desafíos en la prevención de la enfermedad cardiovascular en Latinoamérica

En Colombia según el observatorio nacional de la salud, entre 1998 y 2011, las muertes por enfermedades cardiovasculares (ECV) correspondieron al 16.3% del total de muertes registradas. Esta tasa de muertes podría verse disminuida con el diagnóstico y prevención temprana, sin embargo, de acuerdo con el ministerio de salud, solo los hospitales de nivel III y IV cuentan con equipos de diagnóstico y personal especializado en estas áreas

Las personas que sufren este tipo de enfermedades tienen más repercusión médica, social y económica, pues, precisan un monitoreo y control continuo en un hospital o centro especializado, el sistema actual recurre a métodos tradicionales de consulta, diagnóstico y monitoreo de pacientes con afecciones cardíacas por lo cual se plantea la idea de proponer el desarrollo de un equipo tipo holter, con un módulo de WIFI como respuesta de ser una ayuda didáctica y prevención contra estas enfermedades.

Pregunta problema: ¿Es posible desarrollar un prototipo tipo Holter con telemetría para el monitoreo de Señales Cardíacas ECG?

Objetivos

Objetivo General

Desarrollar un prototipo tipo Holter con telemetría para el monitoreo de Señales Cardiacas ECG.

Objetivos Específicos

- Diseñar la etapa de adquisición de la señal ECG
- Implementar el sistema de transmisión de la señal ECG vía Wifi
- Realizar la etapa de visualización de la señal ECG en un PC

Justificación

El principal interés para el desarrollo de esta investigación es contribuir a la sociedad con un sistema electrónico de calidad con aplicación en medicina y que se use tecnologías de comunicación, con la finalidad de hacer procedimientos médicos como el monitoreo de pacientes con enfermedades cardiovasculares sean más beneficioso y asequibles para la sociedad.

Este proyecto de investigación brinda una alternativa de monitoreo para las personas con afecciones cardiacas, el sistema en si tiene como método la prevención y aprendizaje sobre los riesgo de estas enfermedades cardiovasculares, teniendo en cuenta la situación de la región caribe donde algunas personas no tienen acceso a jornadas de prevención contra esta enfermedad.

Se pretende confirmar que es posible desarrollar un sistema útil y fácil de manipular, utilizando para ellos las herramientas y servicios proporcionados por las tecnologías de la información y la comunicación.

La utilidad de esta investigación está enfocada en varias investigaciones mostrando la importancia estas enfermedades ya que la tasa de mortalidad de 2020 con respecto a enfermedades cardiacas aumentó del 15% al 20%, y estas enfermedades serán responsables del 75% de las muertes en el mundo también en ofrecer a los pacientes la posibilidad de captar las señales eléctricas del corazón y llevar un monitoreo.

El impacto que genera esta investigación está ligado al factor de la prevención social y el aprendizaje de los futuro estudiantes de Ingenieria Biomedica con el objetivo de ampliar su conocimiento en la parte de la obtención de Señal ECG con un dispositivo facil de utilizar y eficaz.

Marco Teórico

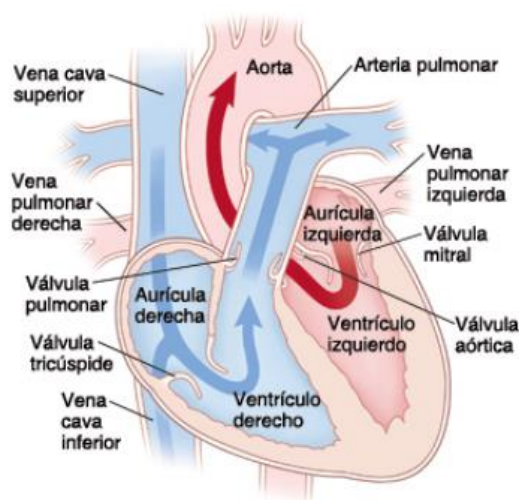
El corazón es un órgano muscular hueco que funciona como bomba aspirante e impelente, propulsando la sangre a través de los vasos sanguíneos. Cuando se relaja (diástole) atrae hacia sí la sangre que circula en las venas, mientras que cuando se contrae (sístole) expulsa la sangre hacia las arterias. Está formado por un músculo con propiedades particulares, el miocardio, tapizado interiormente por el endocardio y exteriormente por el epicardio, y lo rodea una membrana serosa denominada pericardio.

Sgarlatta, A. (2016, p.24), define que el corazón se compone de dos partes, el corazón derecho y el corazón izquierdo, cada uno subdividido en dos cavidades: una aurícula y un ventrículo. Los dos corazones están separados por un tabique, que se denomina interauricular por arriba e interventricular por abajo.

La forma del corazón es la de un cono o pirámide, con la base mirando hacia arriba, a la derecha y atrás, y el vértice o punta hacia abajo, a la izquierda y adelante. Las aurículas se sitúan sobre la base del corazón, mientras que la punta se corresponde con el ventrículo izquierdo. La sangre venosa deficiente en oxígeno, proveniente de los diferentes órganos, llega a la aurícula derecha por las venas cavas superior e inferior, pasa al ventrículo derecho y desde allí es propulsada por la arteria pulmonar hacia los pulmones. En los pulmones, la sangre es oxigenada. Luego regresa por las cuatro venas pulmonares a la aurícula izquierda, desde donde pasa al ventrículo izquierdo y finalmente es expulsada del mismo por la aorta hacia el resto del organismo. Existen cuatro válvulas que controlan el flujo de sangre por el corazón: dos auriculoventriculares (la izquierda llamada mitral y la derecha tricúspide), y dos arteriales situadas en los orificios de salida de los ventrículos (la válvula aórtica y la válvula pulmonar), también llamadas válvulas semilunares. La función de estas válvulas es la de garantizar que el

flujo sanguíneo a través del corazón sea unidireccional, es decir, que se dirija desde las aurículas hacia los ventrículos pero nunca en sentido inverso. Las válvulas auriculoventriculares, al cerrarse en el comienzo de la sístole, impiden que la sangre regrese de los ventrículos hacia las aurículas, mientras que las semilunares se cierran al final de la sístole evitando que la sangre retorne desde la aorta y las arterias pulmonares hacia los ventrículos. (Pardo Ospina, J. A., & Tejedor Restrepo, R. A, 2020. p.15).

Figura 1. Anatomía y flujo de sangre a través del corazón



Nota: Esta figura nos demuestra el flujo de sangre a través del corazón donde la sangre suministra oxígeno y nutrientes a todo el cuerpo y elimina el dióxido de carbono. Tomado de *Circulación de la sangre a través del corazón* (p.5), por A.Micheli, 2014.

Las propiedades contráctiles del corazón están determinadas por sus propiedades eléctricas. Los cardiomiocitos presentan un potencial eléctrico a través de su membrana y la contracción de los mismos se debe a una serie de cambios en esta diferencia de potencial, en lo que se denomina potencial de acción. (John E. Hall, 2016, p. 24)

El potencial de acción cardiaco es la respuesta de una célula a un estímulo, las células cardiacas son del tipo de respuesta automática lo cual indica que su comportamiento es diferente al resto de las células del cuerpo siguiendo un comportamiento específico en función del potencial recibido. La célula en reposo presenta un potencial de -90mV en su membrana, en el exterior presenta una polaridad positiva mientras que en el interior presenta un potencial negativo este potencial es conocido como potencial de membrana en reposo, este potencial es debido al mecanismo ATP el cual es una molécula que se encuentra en todos los organismos vivos, constituye la fuente principal de energía para las actividades de la célula gracias a la bomba de sodio potasio encargada de expulsar sodio fuera de la célula. Cuando 3 iones de sodio salen de la célula, 2 iones de potasio entran lo cual provoca que la célula tenga carga negativa, el potencial de acción se conforma en cinco fases expuestas a continuación:

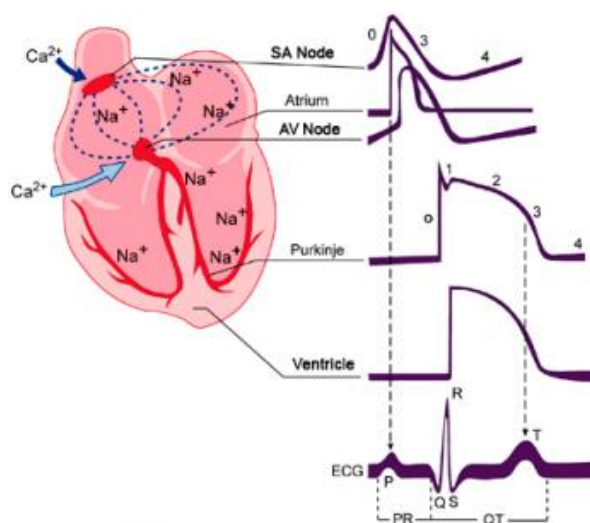
- Fase 0 Despolarización rápida: en esta fase un estímulo eléctrico proveniente del sistema nervioso actúa sobre la membrana celular, produciendo el cambio en la permeabilidad de la membrana permitiendo el ingreso de sodio a la célula y dejando el exterior negativo mientras el interior positivo.

- Fase 1 y 2 Repolarización rápida o fase de meseta: corresponde a un ingreso de calcio por los canales lentos de calcio lo cual produce un equilibrio entre calcio y potasio.

- Fase 3 Repolarización rápida: salida rápida del potasio al exterior de la célula mientras se reduce el paso de calcio regresando al estado de reposo.

- Fase 4 Fase de reposo: en esta fase se produce una despolarización lenta debido a la entrada de calcio y potasio sin necesidad de estímulo. (Kim E. Barret, 2012, p. 30).

Figura 2. Fases del Potencial de acción y Flujo iónicas principales



Nota: Representación esquemática de los potenciales de acción registrados en diversos tejidos cardíacos según la secuencia de activación y su correlación con el electrocardiograma de superficie. También se muestran los tejidos que generan PA Ca^{2+} -dependientes (nódulos SA y AV) y Na^{+} -dependientes (aurículas, ventrículos y sistema His-Purkinje. SA: nódulo seno auricular. A-V: nódulo aurícula ventricular. Tomado de *Potassium channels in the sinoatrial node and their role in heart rate control* (p. 15), por Aziz Q, 2018.

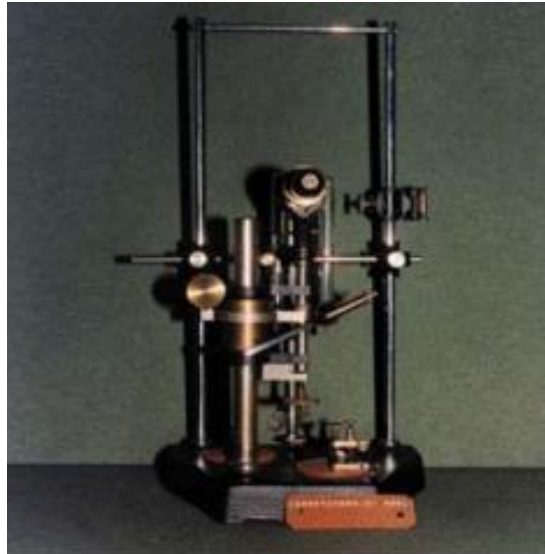
Historia

Para Cabo, J. (2009), citado por Carrera Valle, J. C. (2018, p. 12), sostiene que:

El Electrocardiograma: En el siglo XIX se hizo evidente que el corazón generaba electricidad. La actividad bioeléctrica correspondiente al latido cardiaco fue descubierta por Kolliker y Mueller en 1856 y el primer registro del ritmo eléctrico en el ser humano fue hecho por Alexander Muirhead en 1869, en el St. Bartholomew's Hospital de Londres. En 1872 el físico francés Gabriel Lippmann inventa un electrómetro capilar que le valió el Premio Nobel de Física en 1908. Consistía en un tubo fino de vidrio con una columna de mercurio bañada con ácido sulfúrico. El mercurio se mueve con las variaciones de los potenciales eléctricos. La utilización

de este electrómetro le permitió al fisiólogo francés Etienne-Jules Marey en 1876 registrar por primera vez la actividad eléctrica de un corazón de rana.

Figura 3. Electrómetro Capilar



Nota: La figura demuestra en aquella época en 1873 un instrumento electrostático destinado a medir diferencias de potencial eléctrico. Tomado de *Willem Einthoven: El electrocardiograma y la “peligrosa” posibilidad de haber tomado otros rumbos* (p.5), por A.R. Pérez, 2020

En 1887, el fisiólogo británico Augusto Waller en el St Mary's Medical School de Londres, perfecciona el método utilizando un galvanómetro capilar desarrollado a partir del electrómetro capilar de Lippmann y comunica en el Congreso Internacional de Fisiología realizado en Londres la realización del primer “electrocardiograma” en humanos. Sistema de adquisición portátil con telemetría Bluetooth para señales Biomédicas. A pesar de ser un pionero de la electrocardiografía, en 1911 Waller aún veía pocas aplicaciones clínicas a su trabajo, incluso llegó a decir: “Yo no imagino que la electrocardiografía tenga un uso extensivo en los hospitales. Creo que tendrá un uso ocasional para registrar alguna rara anomalía cardíaca”.

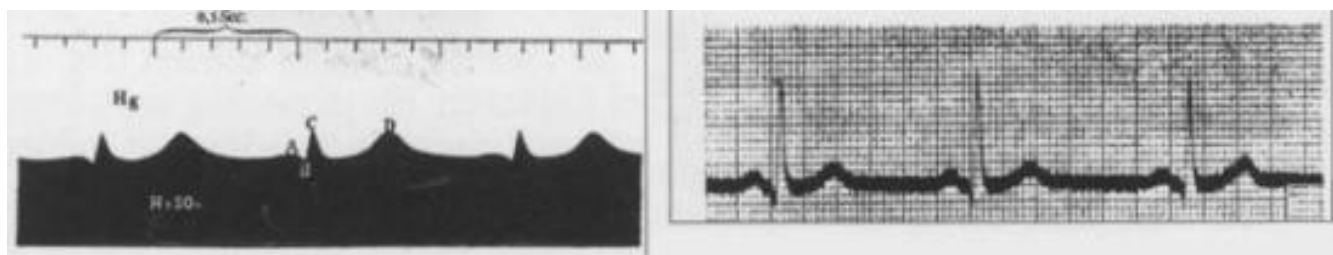
Figura 4. Galvanómetro Capilar.



Nota: Representación gráfica de un electrómetro modificado por Waller, una pequeña gota de mercurio ubicada dentro de un tubo capilar horizontal se movía bajo la influencia de un campo eléctrico aplicado por dos electrodos. Tomado de *Willem Einthoven: El electrocardiograma y la “peligrosa” posibilidad de haber tomado otros rumbos* (p.4), por A.R. Pérez, 2020.

Gracias a Willem Einthoven, considerado el padre de la electrocardiografía, el electrocardiograma se transformó rápidamente en un método indispensable en el diagnóstico de las cardiopatías. En 1895 asignó las letras P, Q, R, S y T a las diferentes deflexiones y describió las características electrocardiográficas de gran número de enfermedades cardiovasculares. Las limitaciones del galvanómetro capilar llevaron a Einthoven a diseñar en 1901 en su Laboratorio de la Universidad de Leiden en Holanda un galvanómetro de cuerda, con el fin de facilitar los registros, consiguiendo con ello poder graficar y después analizar con precisión el electrocardiograma humano.

Figura 5. ECG obtenidos con galvanómetro capilar y de cuerda



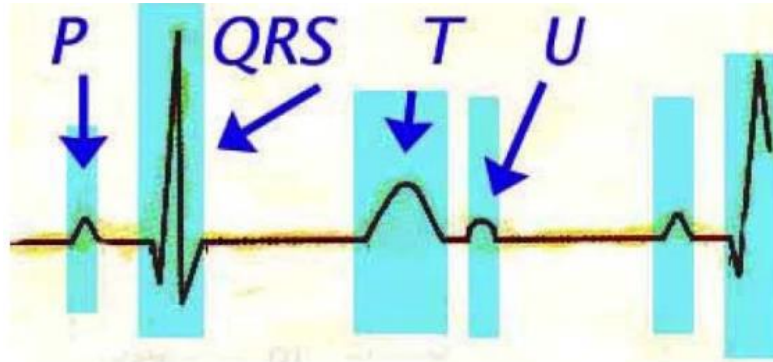
Nota: Representación gráfica de un grabación con escala de tiempo en segundos en la parte superior(t-t), el trazado de pulso en el medio, que representa la vibración de la pared torácica por los latidos cardiacos (h-h) y el “electrograma” en la parte inferior como una actividad eléctrica que precede a cada latido cardíaco (e-e). Fue el primer electrocardiograma humano registrado por Augustus D. Waller, de la Facultad de Medicina de St Mary. Tomado de *Willem Einthoven: El electrocardiograma y la “peligrosa” posibilidad de haber tomado otros rumbos* (p.5), por A.R. Pérez, 2020.

El electrocardiograma es el gráfico que se obtiene al medir la actividad eléctrica del corazón de una manera continua. Es un método rápido, simple e indoloro en el cual se amplifican los impulsos eléctricos, relacionados con la contracción del corazón ya que es el elemento principal del electro-física cardíaco y tiene una función relevante en el diagnóstico de enfermedades y anomalías cardiovasculares, como por ejemplo: Un defecto del miocardio, Defectos congénitos, Enfermedad de la válvula cardíaca, Arritmias, Taquicardia/Bradicardia. (Frecuencia cardíaca muy rápida y muy lenta respectivamente), Enfermedad de la arteria coronaria, Un ataque cardíaco anterior y Un ataque cardíaco inminente. La frecuencia cardíaca normal de un adulto es de entre 50 y 100 pulsaciones por minuto con un ritmo constante y uniforme. (Carrera Valle, J. C, 2018, p. 50).

Esta señal ECG representa la corriente eléctrica que circula a través del corazón durante el latido de éste. Cada parte de la señal está dividida en las siguientes ondas e intervalos:

Ondas:

Figura 6. Ondas de la Señal ECG



Nota: Adaptado de *Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal ECG* (p.20), por F. Márquez, 2015.

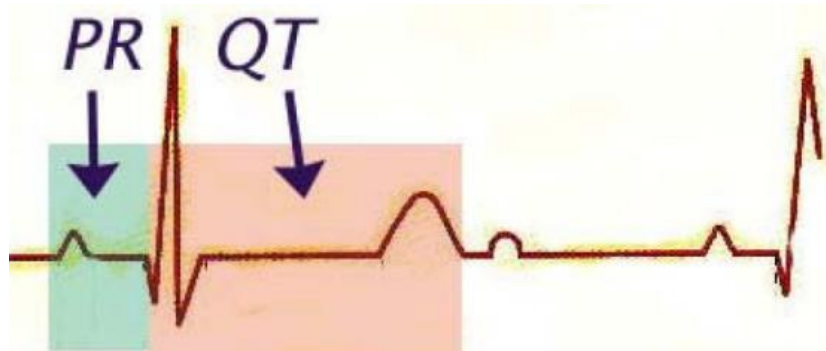
Onda P: Nos indica que se está realizando la contracción auricular para bombear la sangre hacia los ventrículos. Tanto la aurícula izquierda como la derecha se contraen simultáneamente. La duración de esta onda suele ser inferior a los 100ms y su amplitud está entre 0,1mV y 0,5mV. Las ondas P irregulares o inexistentes pueden provocar una arritmia.

Ondas Q, R, S: Este grupo de ondas QRS representa la corriente eléctrica encargada de la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo para bombear la sangre hacia las arterias. Es la onda de mayor magnitud de toda la señal y su duración puede variar entre 60ms y 100ms. Las anomalías en este grupo de ondas pueden indicar taquicardia ventricular, hipertrofia ventricular, pericarditis u otra clase de anomalías.

Onda T: Representa la señal eléctrica de recuperación o descontracción de los ventrículos. Es una onda positiva de una amplitud que no supera los 0,6mV.

Onda U: Corresponde a la despolarización de las fibras de Purkinje. Su amplitud es relativamente baja y pasa desapercibida en la mayoría de los casos. (Carrera Valle, J. C., 2018, p.57)

Figura 7. Intervalos de la Señal de ECG.



Nota: Adaptado de *Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal ECG* (p.30), por F. Márquez, 2015.

Intervalo PR: Es el tiempo desde que se acaba la onda P hasta que se origina la onda R. Corresponde a un periodo de inactividad eléctrica como consecuencia del retraso fisiológico que sufre el estímulo eléctrico. Su duración suele estar entre 120ms y 220ms.

Intervalo QT: Es el tiempo desde el inicio de la onda Q hasta el final de la onda T, y representa la activación y recuperación ventricular. Su duración varía en función de la frecuencia cardiaca, pero suele ser entre 300ms y 440ms. (Kim E. Barret, 2012, p. 43).

Adquisición de las señales Electrocardiográficas: Para la adquisición de señales electrocardiográficas se emplean dos métodos que son:

Método no invasivo: consiste en colocar sensores en la superficie corporal del paciente sin lastimar la piel, para captar el potencial eléctrico cardíaco y realizar una evaluación clínica. Método invasivo: consiste en insertar sensores dentro del cuerpo humano, mediante agujas que perforan el tejido de la piel o un catéter que es introducido a través de una vena del paciente como por ejemplo para la monitorización del feto durante el embarazo y para el cateterismo cardíaco derecho, y así registrar formas de onda intravasculares. (García, X., Matéu, L., Maynar, J., Mercadal, J., Ochagavía, A., & Ferrándiz, A. 2011, p. 75).

En ambos métodos de registro o adquisición de señales ECG se colocan sensores (llamados electrodos) en diversas posiciones del cuerpo humano o en el interior de él, conectando dichos electrodos al electrocardiógrafo, se puede registrar las variaciones del potencial eléctrico cardíaco. La disposición específica que guardan los electrodos en el cuerpo humano recibe el nombre de derivación. Las derivaciones más importantes reciben los nombres de derivaciones en extremidades o bipolares, derivaciones en extremidades aumentadas unipolares y derivaciones en extremidades precordiales unipolares.

Electrodos El electrodo es un terminal metálico que sirve de interfaz entre el cuerpo humano y el electrocardiógrafo; los electrodos son un punto de contacto eléctrico que convierten potenciales iónicos en corriente eléctrica y viceversa, para registrar la actividad eléctrica del corazón se los colocan en la superficie corporal conectados por cables especiales para monitoreo de ECG al aparato de registro. En la figura 8 muestra distintos tipos de electrodos usados para Electrocardiografía.

Figura 8. Electrodos Usados para Electrocardiográfica.

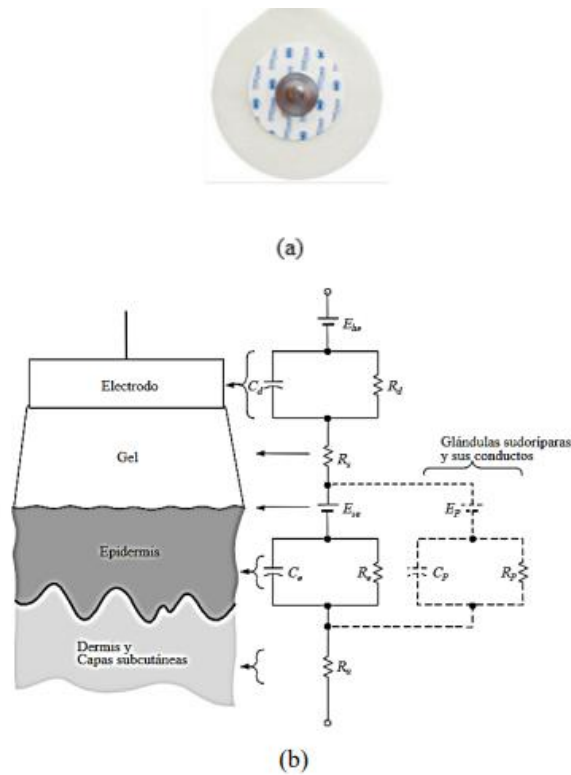


Nota: La figura demuestra una serie de diferentes tipos de electrodos con el fin de usar para detectar las ondas bioeléctricas del corazón. Tomado de *Medida y estudio de las características de un circuito de acondicionamiento de señales bioeléctricas* (p.50), por Avellaneda Balaguer, I. (2019).

Electrodo Superficial Desechable para ECG: Son electrodos pre-gelificados tipo snap o lead con contenido de plata-cloruro de plata $Ag/AgCl$, estos electrodos están diseñados para mejorar el contacto con la piel evitando así ruidos aleatorios ya que poseen una capa amortiguadora de alta absorbencia compuesta por un electrolito isotónico.

En estos electrodos el gel electrolítico está en contacto con el sensor y forma un puente conductivo con la piel. Un alto valor de iones negativos en el gel hace al electrodo más no-polarizable y disminuye la impedancia entre la piel y el electrodo. En la figura 9 se muestra un electrodo superficial desechable además del circuito equivalente a la interacción del electrodo con la piel. (Charkaoui, A, 2014, p. 35).

Figura 9. (a) Electrodo superficial desechable para ECG, (b) Circuito equivalente de la interacción piel-electrodo.

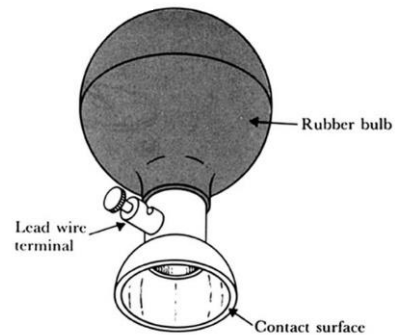


Nota: Adaptado de *Acondicionamiento de señales bioeléctricas EEG* (p, 40), por Charkaoui, A. (2014).

Electrodo Superficial de Succión: Este tipo de electrodo ECG de copa de succión, se utiliza como electrodo de pecho en registro rápidos de ECG, para capturar las señales electrocardiográficas que estudian al corazón en el plano horizontal.

Para la utilización de este tipo de electrodo también es imprescindible un gel conductivo para reducir la impedancia entre el electrodo y la piel. No es necesario la utilización de adhesivo para sujetar el electrodo, ya que disponen de una perrilla de goma para obtener el vacío manteniendo así el electrodo en su posición. En la figura 10 se muestra este tipo de electrodo. (Charkaoui, A, 2014, p. 45).

Figura 10. Electrodo superficial de Succión



Electrodo metálico de succión utilizado en las derivaciones precordiales de los electrocardiógrafos.

Nota: Adaptado de *Acondicionamiento de señales bioeléctricas EEG* (p, 50), por Charkaoui, A. (2014).

Electrodos para ECG tipo pinza: Se utiliza para conectarse en la muñecas y en los tobillos donde no haya material óseo, capturando las señales electrocardiográficas que estudian el corazón en el plano frontal.

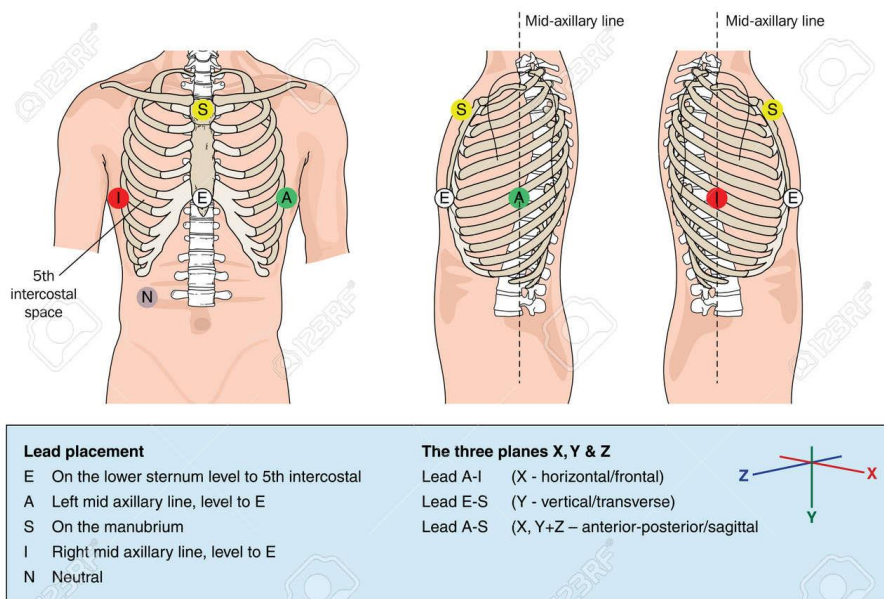
Figura 11. Electrodo Tipo Pinza.



Nota: Adaptado de *Acondicionamiento de señales bioeléctricas EEG* (p, 55), por Charkaoui, A. (2014).

Posicionamiento de los electrodos: Los electrodos deben ser colocados en las posiciones correctas en el cuerpo. De otra manera, podrían aparecer alteraciones en la grabación que simplemente son causadas por observar el corazón desde un ángulo ligeramente diferente. Esto podría fácilmente conducir a un diagnóstico erróneo. También haría la comparación con ECG anteriores del paciente poco fiable. La colocación de electrodos para el monitoreo cardíaco se hace con la finalidad de evitar artefactos de movimiento y facilitar la movilización del paciente. En la figura 12 se muestra los electrodos precordiales se colocan en espacios intercostales.

Figura 12. Posicionamiento de electrodos precordiales.



Nota: La figura demuestra las posiciones que deben ser colocados los electrodos se hace con la finalidad de monitorear las señales electrocardiográficas del corazón. Tomado de *IEC System of Conformity Assessment Schemes for Electrotechnical Equipment and Components (IECEE), Rules, Operational Documents & Guides*.

Código de colores de los electrodos del electrocardiograma Para diferenciar un electrodo de otro y hacer más fácil la labor del personal que realiza un Electrocardiograma, se le ha asignado un color y una letra a cada electrodo para poder diferenciarlo rápidamente. Existen dos códigos de

colores y de inscripciones para los electrodos del Electrocardiograma asignados por dos instituciones que son la Comisión Internacional Electrotécnica (IEC) y la American Heart Association (AHA).

Código de colores de los electrodos de la Comisión Internacional Electrotécnica (IEC) La asignación de los colores para los electrodos según la Comisión Internacional Electrotécnica (IEC) se detalla a continuación en la tabla 1.

Tabla 1 Código de Colores IEC

Tabla indicativa del Código de Colores para electrodos de la Comisión Internacional Electrotécnica (IEC).

Localización del Electrodo	Color del Electrodo	Letra para identificar al electrodo
Electrodo en Extremidades		
Brazo Derecho	Rojo	R (Right)
Brazo Izquierdo	Amarillo	L (Left)
Pierna Derecha	Negro	N (Neutral)
Pierna Izquierda	Verde	F (Foot)
Electrodos Precordiales		
Primer electrodo : Cuarto espacio intercostal derecho	Rojo	C1 (Chest)
Segundo electrodo: Cuarto espacio intercostal izquierdo	Amarillo	C2 (Chest)
Tercer electrodo : Entre el segundo y cuarto electrodo	Verde	C3 (Chest)
Cuarto Electrodo : Zona medio Clavicular	Marrón	C4 (Chest)

Nota: Esta tabla muestra los códigos de colores para electrodos según la Comisión Internacional Electrotécnica, Tomado de IEC System of Conformity Assessment Schemes for Electrotechnical Equipment and Components (IECEE), Rules, Operational Documents & Guides.

Código de colores de los electrodos de la American Heart Association (AHA) La asignación de los colores para los electrodos según la American Heart Association (AHA) se detalla a continuación en la tabla 2

Tabla 2 Código de Colores AHA

Tabla indicativa del Código de Colores para electrodos de la American Heart Association (AHA).

Localización del Electrodo	Color del Electrodo	Letra para identificar al electrodo
Electrodo en Extremidades		
Brazo Derecho	Blanco	RA (Right Arm)
Brazo Izquierdo	Negro	LA(Left Arm)
Pierna Derecha	Verde	RL (Right Leg)
Pierna Izquierda	Rojo	LL (Left Leg)
Electrodos Precordiales		
Primer electrodo : Cuarto espacio intercostal derecho	Rojo	V1
Segundo electrodo: Cuarto espacio intercostal izquierdo	Amarillo	V2
Tercer electrodo : Entre el segundo y cuarto electrodo	Verde	V3
Cuarto Electrodo : Zona medio Clavicular	Azul	V4

Nota: Esta tabla muestra los códigos de colores para electrodos según American Heart Association, Tomado de American Heart Association, Cardiovascular.

Derivaciones Cardíacas:

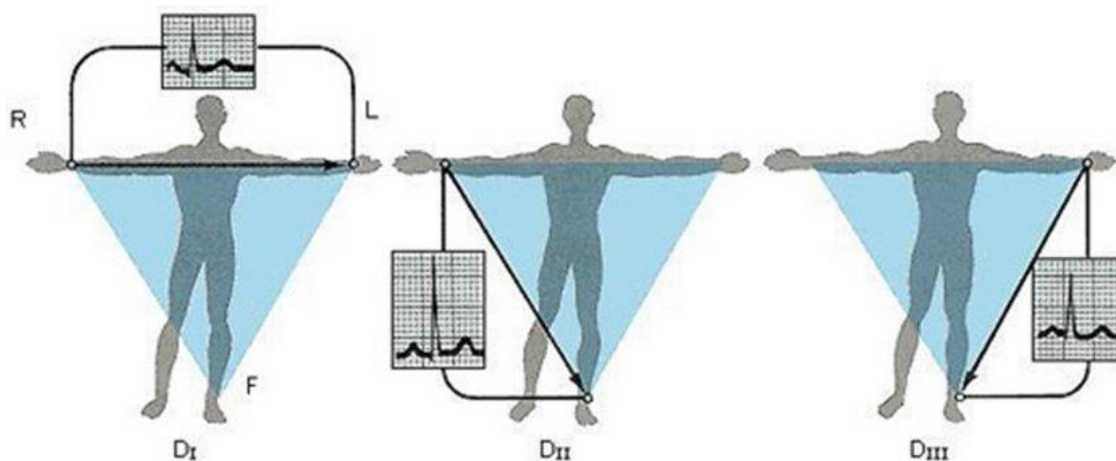
Derivaciones en extremidades: Son derivaciones bipolares, únicas en este tipo ya que las otras derivaciones son unipolares, bipolares porque detectan variaciones en dos puntos.

Derivación DI: Resulta de la conexión de los electrodos situados en el brazo izquierdo (polo positivo) y el brazo derecho (polo negativo), y registra la diferencia de potencial entre los dos brazos.

Derivación DII: Resulta de la conexión de los electrodos situados en la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo derecho (polo negativo), y registra la diferencia de potencial entre estas dos extremidades.

Derivación DIII: Resulta de la conexión de los electrodos situados en la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo izquierdo (polo negativo), y registra la diferencia de potencial entre estas dos extremidades.

Figura 13. Derivaciones Extremidades

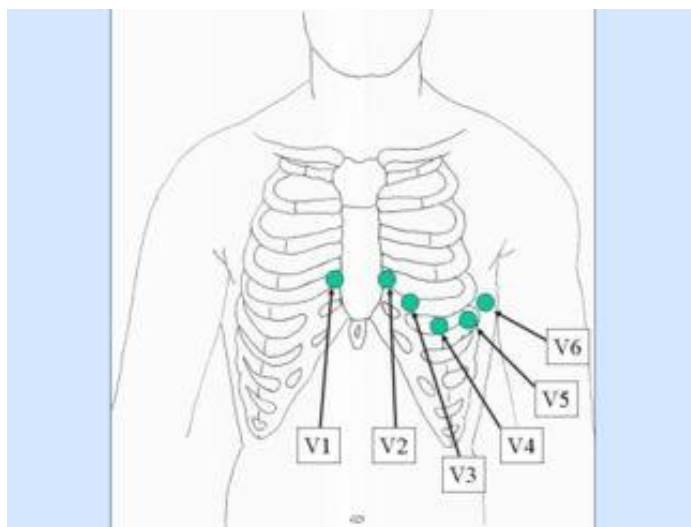


Nota: Adaptado de *Electrofisiología Cardíaca, Fisiología Humana, Área de Ciencias de la Salud, Universidad Nacional Experimental de los llanos centrales Rómulo Gallegos, (p.60), por J. Franco, M. Flores 2014.*

Derivaciones Precordiales Son derivaciones unipolares exploran el corazón en el plano horizontal, en un total de 6, deben su nombre a la posición o sitio donde se coloca el electrodo explorador, denominadas con la letra V, van desde V1 hasta V6. Estas 6 derivaciones permiten el

registro de potenciales que escapaban a las 6 derivaciones anteriormente citadas; abarcan el tórax, partiendo de su lado derecho y llegan hasta la línea axilar media, o sea, rodean el corazón a manera de un semicírculo como se observa en la figura 14.

Figura 14. Esquema de las derivaciones precordiales.



Nota : Adaptado de *Electrofisiología Cardíaca, Fisiología Humana, Área de Ciencias de la Salud, Universidad Nacional Experimental de los llanos centrales Rómulo Gallegos, (p.70), por J. Franco, M. Flores 2014.*

V1: Cuarto espacio intercostal derecho, línea paraesternal derecha.

V2: Cuarto espacio intercostal izquierdo, línea paraesternal izquierda.

V1 y V2 registran la actividad eléctrica producida por el ventrículo derecho.

V3: entre V2 y V4.

V4: Quinto espacio intercostal izquierdo, línea media clavicular.

V3 y V4 registran la actividad eléctrica producida por el tabique interventricular.

V5: Quinto espacio intercostal izquierdo, línea axilar anterior (aproximadamente entre V4 y V6)

V6: Quinto espacio intercostal izquierdo, línea axilar media.

V5 y V6 registran la actividad eléctrica producida por el ventrículo izquierdo.

Sistemas Electrónicos de monitoreo de señales electrocardiográficas: Los sistemas electrónicos de monitorización remota de señales electrocardiográficas (ECG) han evolucionado durante los últimos años incrementando su autonomía, portabilidad y funcionalidad. Con la progresión de las generaciones tecnológicas y la aplicación de estas a los trabajos de investigación asociados a redes de monitorización, los servicios de telemedicina han experimentado un importante avance en sus prestaciones

Sistemas de registro Holter: El sistema holter también se denomina electrocardiografía ambulatoria y es un test no invasivo ampliamente utilizado para evaluar las alteraciones electrocardiográficas en una gran variedad de enfermedades cardíacas. Su utilidad clínica reside en su capacidad para evaluar al paciente por prolongados periodos de tiempo, sin alterar su actividad diaria, lo que permite el examen dinámico del electrocardiograma en su ambiente natural, con frecuencia afectado por estímulos físicos. En contraste al ECG de superficie que nos proporciona una visión estática de 12 derivaciones por un breve periodo de tiempo (menos de 30 segundos), los registros Holter son de larga duración (24 horas), con sólo 2 o 3 derivaciones. Su ventaja radica en el registro dinámico de los fenómenos eléctricos que a menudo son transitorios y de breve duración.

Figura 15. Holter Genérico.



Nota: Adaptado de *Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal ECG* (p.50), por F. Márquez, 2015.

Existen situaciones en las cuales hay consenso de la utilización de este examen y otras en que es discutible o no tiene definitivamente utilidad alguna. El paciente que es sometido a este examen debe tener una historia clínica y examen físico completo y una evaluación del aporte real de este examen.

Inicialmente, en los años 60 el interés se centraba: - en el estudio de arritmias transitorias en individuos normales, el estudio de la variabilidad espontánea del ritmo y frecuencia en algunas enfermedades, el pronóstico y significado de la arritmia ventricular post infarto, como también los efectos pro-arrítmicos de los fármacos anti arrítmicos. Posteriormente se estudió la isquemia silenciosa (silente), como una manifestación de enfermedad coronaria.

En los años 80, se analiza con mayor detalle la existencia de un ritmo circadiano no sólo de los episodios isquémicos sino también de variaciones rítmicas del intervalo QT y de otros

parámetros ECG. Actualmente las indicaciones más frecuentes y aceptadas son: Evaluación de síntomas que pueden estar relacionados con arritmias , Detección, cuantificación y mecanismo de las arritmias - Evaluación de riesgo en pacientes con arritmias sintomáticas y asintomáticas , Evaluación de la eficacia de la terapia anti arrítmica , Evaluación del funcionamiento de los marcapasos , Detección de isquemia miocárdica , Estudio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca y Búsqueda de potenciales ventriculares tardíos

Estado del Arte o Antecedentes

Al realizar una investigación bibliográfica en internet, se encontraron los siguientes temas afines a la propuesta de solución.

De acuerdo con Carriel y col. (2017). En Ecuador realizaron una investigación para determinar un sistema para monitorear la actividad eléctrica del corazón de manera inalámbrica con visualización de la señal cardíaca mediante Java, utilizan microcontroladores y antenas XBee para procesar y enviar la información obtenida, el médico visualiza las señales en un computador portátil a través del software Java, logran desarrollar un sistema de electrocardiografía eficiente y de bajo costo que facilita el trabajo del cardiólogo y es de gran ayuda a los pacientes.

Por otro lado, de acuerdo con Parrales J; Mero C et al. (Parrales J; Mero C, et al. 2009) Ecuador, en 2009 efectuaron un estudio cuyo objetivo fue la transmitir de señal cardiaca mediante sistema GPRS, utilizan un simulador de actividades cardíacas para la adquisición de la señal y pic's almacenadores con memoria para procesarla antes de su transmisión, el sistema envía la información de la actividad cardíaca a través de la red celular en breves segundos mediante el uso de un transmisor GPRS, finalmente obtienen una aplicación médica que otorga

movilidad al paciente que necesita este servicio y ayuda al médico especialista en el monitoreo y control de la enfermedad.

De acuerdo con Cabo J et al. (Cabo J et al. 2009) Barcelona, en 2009 se realizó una investigación cuyo objetivo era realizar un sistema de adquisición portátil con telemetría Bluetooth para señales biomédicas, emplea microcontroladores Pic como núcleo central del sistema, tarjetas SD donde se almacenan las señales y un módulo Bluetooth para el envío de las mismas, consigue implementar un sistema de telemetría portátil de registro ECG, ligero y compacto, capaz de realizar una monitorización y registro Holter de las señales ECG y de la actividad física de la persona durante 24 horas, que satisface las necesidades tanto del paciente como del médico .

Por otro lado, de acuerdo con Ballesteros y col (2010). En Colombia implantaron un sistema de transmisión inalámbrica de señales ECG y de temperatura para ambientes hospitalarios (SINHO), utilizando tecnologías inalámbricas como Bluetooth, ZigBee, Radiofrecuencia RF y un dispositivo multicanal de adquisición y transmisión de señales electrocardiográficas y de temperatura corporal, con una interfaz de usuario para analizar el desempeño del sistema, logran diseñar e implementar un dispositivo de telemetría capaz de transmitir datos de dos pacientes a la vez, las tecnologías utilizadas aumentan la disponibilidad del sistema y garantizan que los datos transmitidos cumplan con las especificaciones de los equipos médicos, finalmente el dispositivo permite su ampliación en futuros trabajos investigativos .

En este presente proyecto de investigación se realiza un diseño e implementación de un prototipo tipo Holter con telemetría para el monitoreo de Señales Cardiacas ECG., para el análisis y monitoreo de señales electrocardiográficas, el mismo podrá ser utilizado como una ayuda didáctica para los jóvenes y pacientes que sufren esta patología , el sistema ofrece derivaciones

cardíacas que componen a un electrocardiograma , guardas las señales adquiridas y las envía por un módulo de WIFI a la red de la persona o también las envía al médico especialista para su correspondientes análisis y diagnóstico , se desarrolló un sistema de telemetría eficiente que permite llevar un monitoreo y registro de las señales bioelectricas procedente del corazón.

Marco Conceptual

Señales Electrocardiográficas (ECG): Sometidas a elementos diferentes tales como ruidos provocados por el contacto de los electrodos, interferencias debidas a la frecuencia de la red eléctrica, variaciones de la línea base, etc. (Romero, J. L. 2015, p. 10).

Monitor Holter: Un monitor Holter es un dispositivo portátil pequeño que lleva un registro del ritmo cardíaco (Electrocardiograma). Es posible que el médico quiera que uses un monitor Holter durante uno o dos días. En ese tiempo, el dispositivo registrará todos los latidos.

Mayo Clinic, (7 de Diciembre de 2018). Monitor Holter. <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/holter-monitor/about/pac-20385039>

Procesamiento digital de señales: Analizar, representar, transformar, manipular, señales y el contenido de la información. (Escobar, L. 2017, p. 3)

Tarjeta de adquisición de datos Arduino: Es una plataforma de creación de electrónica de código abierto, la cual está basada en hardware y software libre, flexible y fácil de utilizar para los creadores y desarrolladores. Esta plataforma permite crear diferentes tipos de microordenadores de una sola placa a los que la comunidad de creadores puede darles diferentes tipos de uso.

Electrodos: Son los dispositivos que ponen en contacto al paciente con el electrocardiógrafo o el sistema de registro Holter. A través de ellos se obtiene la información eléctrica para la impresión y el análisis del electrocardiograma.

Marco Legal

En la Constitución Política de Colombia de 1991, establece en el artículo 366: "el bienestar general y el mejoramiento de la calidad de vida, de la población son finalidades sociales del Estado" y que "será objetivo fundamental de su actividad la solución de las necesidades insatisfechas de salud, de educación, de saneamiento ambiental y de agua potable".

Artículo 49: "la atención de la salud y el saneamiento ambiental, son servicios públicos a cargo del Estado", y que se debe "garantizar a todas las personas el acceso a los servicios de promoción, protección y recuperación de la salud", sin dejar de lado que "toda persona tiene el deber de procurar el cuidado integral de su salud y la de su comunidad".

Resolución 2654 de 2019: "Busca reglamentar y modernizar la normatividad actual en materia de telemedicina y Telesalud, fomentando mayor y mejor acceso a servicios de salud en las poblaciones más lejanas del país".

En la Ley 100 de 1993 se dice que en el Sistema General de Seguridad Social tiene como objetivo regular el servicio público esencial de salud y crear condiciones de acceso al servicio a toda la población, en todos los niveles de atención. Es operado por las Entidades Promotoras de Salud (EPS) y la prestación del servicio está a cargo de las instituciones Prestadoras de Servicios de Salud (IPS).

Resolución 3100 de 2019 en la modalidad extramural tiene como objetivo prestar un servicio de salud en espacio o infraestructuras físicas adaptadas a la atención en salud y se subdivide en: Unidad Móvil, Domiciliaria y Jornada de salud. La Modalidad Telemedicina es la forma de prestar un servicio de salud a distancia, en los componentes de promoción, prevención, diagnóstico, tratamiento y rehabilitación por profesionales de la salud.

Metodología

El presente proyecto fue una investigación aplicada por medio de la cual se buscó dar solución al problema planteado a través de nuestros conocimientos teóricos puesto en prácticas, para llegar al desarrollo y finalmente a la implementación del sistema de adquisición.

Esta investigación se basó en 2 fases , en la primera fase se empleó una metodología enfocada en el paradigma cualitativo donde se llevó a cabo la obtención de información de libros, tesis, revistas, artículos científicos para tener distintos enfoques con respecto al tema de investigación y ampliar conocimientos acorde a los requerimientos del proyecto. En su segunda fase se llevó a cabo una metodología con enfoque cuantitativo más ligado a la perspectiva distributiva de la investigación social que al resto, básicamente persigue la descripción lo más exacta de lo que ocurre en la realidad social. Para ello se apoya en la observación y lo experimental dándose a seguir un proceso sistemático hasta conseguir los resultados deseados. En su mayoría la población mundial se ve afectada por esta enfermedad ya que tiene que ser tratada a tiempo para no generar más complicaciones y requiere que sea controlada por medio tratamientos, estudios y medicamentos, los autores recomienda tener una alimentación sobretodo una dieta balanceada sin grasas ya que es esencial en el cuidado y el manejo de las enfermedades cardiovasculares. Mantener la presión arterial saludable, control el colesterol, limitar las calorías. Además también

se recomienda hacerse cada año por lo menos estudios cardiacos para determinar el estado de las señales y ondas procedentes del corazón.

Diseño

El presente trabajo de investigación, por la modalidad que corresponde a un proyecto en desarrollo por cuanto está encaminado a resolver problemas prácticos, a través de un análisis comprendiendo mejor su enfoque.

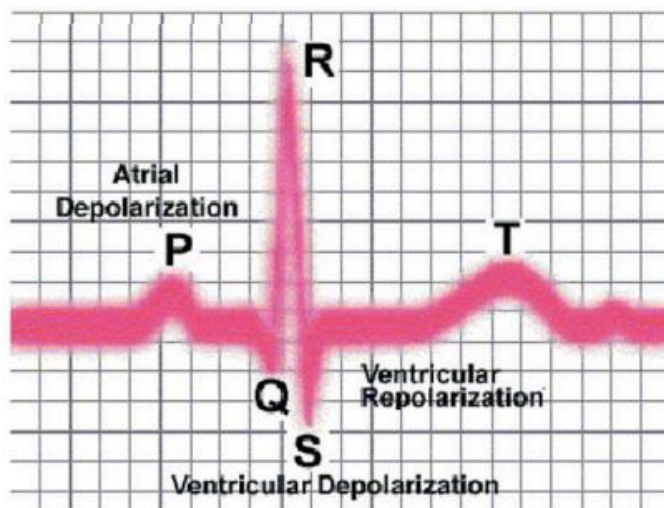
Análisis de señal electrográfica

Una de las labores más importantes en una investigación de este tipo es determinar las características de la señal para adquirir y tratar. En este sentido hay dos enfoques equivalentes que permiten obtener información en dominios diferentes. Se denomina Dominio del tiempo al análisis de la señal *v/s* Tiempo y Dominio de la frecuencia al análisis de los componentes frecuenciales de la señal. Esto es relevante tanto desde el punto de vista electrónico como desde el punto de vista computacional.

Respecto al dominio del tiempo, como se muestra en la Figura 16, el trazo electrocardiográfico se identifican algunas formas de onda bien conocidas. En esta investigación sólo se considera relevante el Complejo QRS (formado por las ondas Q, R y S y cuya polaridad depende de la derivación que se esté registrando), porque precisamente se invirtió tiempo en el desarrollo de algoritmos para su detección.

Cabe señalar que un parámetro importante a ser medido en electrocardiografía es la duración del ciclo cardíaco, con lo cual es posible determinar la frecuencia cardíaca, elemento clave en el diagnóstico electrocardiográfico. Un esquema para realizar esta medición consiste en obtener el inverso multiplicativo de la duración de dos complejos QRS sucesivos.

Figura 16. Formas de ondas típicas en un registro electrocardiográficos.



Nota: Adaptado de *Digital Filters for RealTime ECG Signal Processing Using Microprocessor* (p.9), por M.L.Ashstrom, 2019.

En términos del dominio frecuencial, se han obtenidos resultados que muestran la señal electrocardiográfica teniendo un espectro frecuencial que va desde los 0 Hz a los 100 Hz como se aprecia en la siguiente tabla.

Tabla 3 Amplitud y Rango

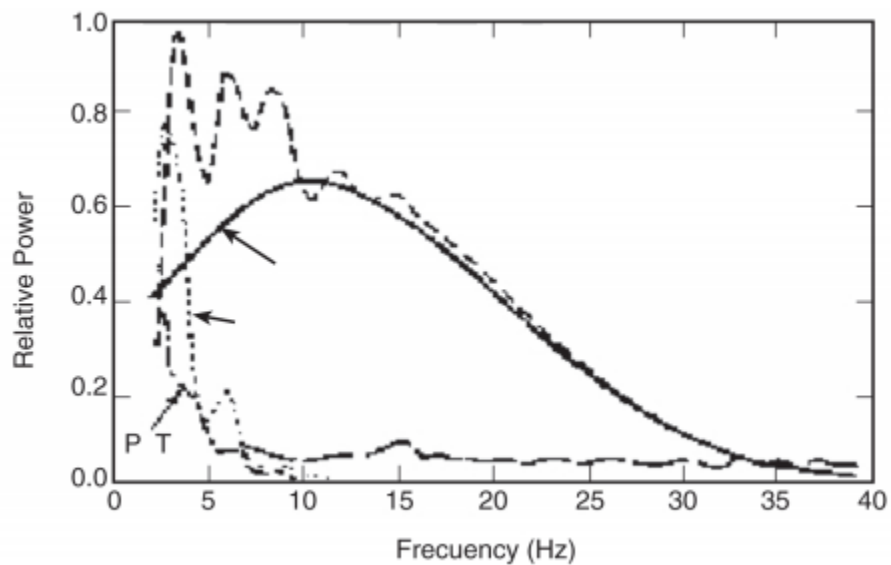
Señal	Amplitud (Mv)	Rango Frecuencia (Hz)
ECG	0.02 - 5.0	0.05 - 100
EEG	0.0002 - 0.3	DC - 150
EMG	0.1 - 5.0	DC - 10000

Amplitud y Rango Frecuencial de señales bioelectricas típicas

Nota: Esta tabla muestra cómo cambia la amplitud y el rango de frecuencia de las señales bioelectricas de acuerdo con los diferentes diagnostico médicos.

En la Figura 17 se muestran espectros de frecuencias de una forma de onda específica de la señal electrocardiográfica (complejo QRS) junto a los espectros de frecuencia de varios orígenes de ruido, todos ellos comparados con el espectro frecuencial del ECG.

Figura 17. Diagrama espectral de una señal ECG y complejo QRS.



Nota: Adaptado de *Desarrollo de un sistema de adquisición y tratamiento de señales*

electrocardiográficas. Revista Facultad de Ingeniería-Universidad de Tarapacá, (p 39-46), por Vidal Silva, C., &

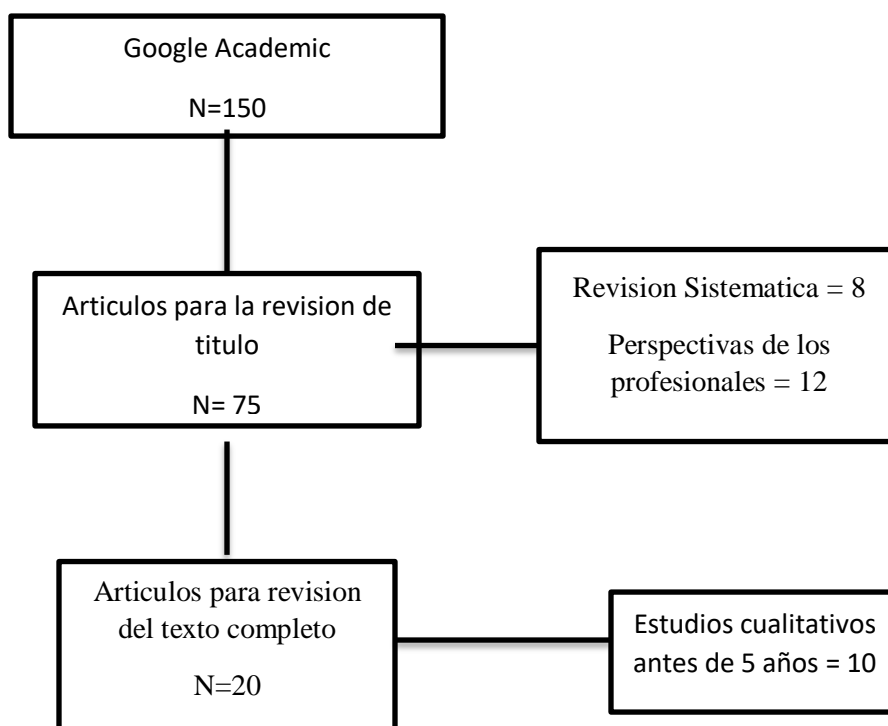
Pavesi Farriol, L. (2015).

Materiales y Métodos

El método elegido para la realización de este proyecto de un Sistema de Adquisición de Señales ECG por telemetría via Wifi, fue el método experimental donde obtuvimos datos a través de la experimentación y comparandolo con variables constantes.

Se realizó una búsqueda sistemática de la bibliografía en la base de datos utilizada Google Academic utilizando palabras claves : electrocardiograma, adquisición de señales, transmisión de señales via wifi.

Los criterios que se siguieron para la inclusión y análisis de los artículos fueron los siguientes:



Nota: Representación gráfica de un Diagrama de Revisión literaria de un Sistema de Adquisición de Señales ECG con telemetría via Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica, elaborado por el Investigador.

Solo artículos correspondiente en el periodo no más de 5 años del año vigente, buscando siempre los artículos más actuales. Solo se hizo la búsqueda de artículos en español e inglés, preferentemente aquellos que fueron publicados en revistas internacionales y con factor de impacto. Se analizaron aquellos trabajos que describían claramente los componentes de un sistema de adquisición de señales

A través de la revisión literaria, se identificó la correlación que existe entre un sistema de adquisición de señales con respecto a las plataforma para el monitoreo de la señal ECG., puesto que estas plataforma con ayuda de la programación C Y C++ por medio de la codificación se logra obtener la etapa de adquisición de estas señales también referentes la amplificación de la señal se utiliza un sensor AD8232 y para la comunicación de los datos hacia un medio digital como por ejemplo un PC o un teléfono Android se hace la utilización de una Tarjeta de desarrollo Wemos D1 puesto que está basado en el popular chip que revoluciono el Wifi en sistemas embebidos. Con referentes a la visualización se utiliza un entorno de desarrollo de software por medio de una aplicación para teléfono Android.

Procedimiento

El prototipo de un sistema de adquisición de Señales ECG con telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica que se ha diseñado, consta de una etapa de adquisición y es capaz de monitorizar permitiendo que la señal ECG adquirida se visualice desde un ordenador por medio de una App.

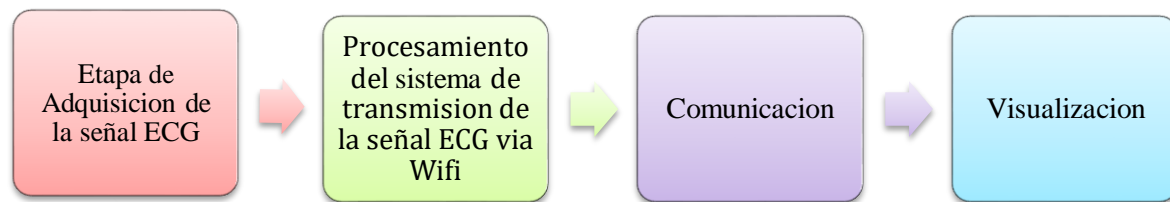
Se ha dividido el proyecto en dos secciones diferentes, la parte Hardware y la parte Software. En la primera parte se explican las principales características de los diferentes componentes que

forman el prototipo. A su vez, la parte Software está dividida en dos, la programación de la etapa de Adquisición de la señal ECG junto al sistema de transmisión vía Wifi y la programación de la etapa de visualización por medio de App Inventor para gestionar los datos obtenidos.

1. Diseño del Circuito

A continuación se detalla las diferentes actividades realizadas por medio de un diagrama de bloques para la solución de la pregunta problema planteado:

Figura 18. Diagrama de Bloques.



Nota: Representación gráfica de un *Diagrama de Bloques del Sistema de Adquisición de Señales ECG con telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica*, elaborado por el Investigador.

- 1.1. Etapa de Adquisición de la Señal ECG: Esta es la primera fase del sistema en la cual se diseña la etapa de adquisición de esta señal por medio de códigos establecidos incorporando estos datos en el software de arduino.
- 1.2. Procesamiento del Sistema de transmisión de la Señal ECG vía Wifi: Como segunda fase se implementa un sistema de transmisión donde se procesa la señal ECG, por medio de códigos establecidos para la comunicación de la tarjeta Arduino Vemos D1 Esp8266 acompañado de un Módulo Bluetooth junto con el Sensor AD8232 (sensor del corazón):
- 1.3. Comunicación: En esta Tercera fase se utiliza el software de arduino para la comunicación entre el prototipo y el computador.

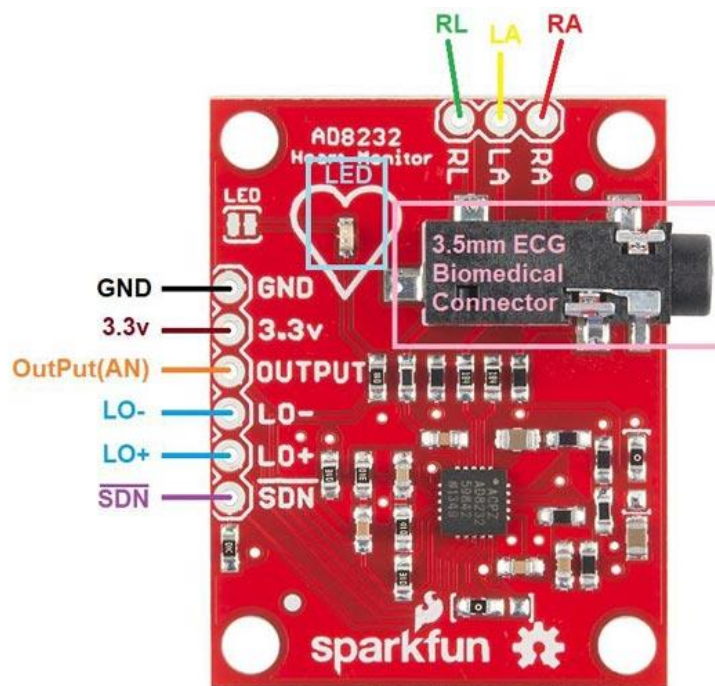
1.4. Visualización: Finalmente en esta última fase es la de Visualización se utiliza una aplicación que nos permite visualizar las señales en el computador o en algún teléfono Android.

2. Parte Hardware

2.1. Adquisición de la señal ECG

En esta etapa de adquisición es la encargada de adquirir los niveles de voltaje de la superficie corporal de una persona, obteniendo esta señal electrocardiográfica por un módulo AD8232, que es una interfaz de ECG, proporcionando los tres tipos principales de información. Primero, midiendo los intervalos de tiempo, donde es posible determinar cuánto tiempo tarda la onda eléctrica en atravesar el corazón. En sr. En segundo lugar, al medir la cantidad de actividad eléctrica que pasa a través del corazón, es posible determinar si partes del corazón son demasiado grandes o tienen exceso de trabajo. En tercer lugar, proporciona la frecuencia cardíaca.

Figura 19. Modulo de Adquisición de Señales ECG AD8232.



Nota: Representación gráfica de un Módulo AD8232 ECG Sensor Pulso Cardíaco/AV Electronics

El AD8232 es un bloque de señales integradas condicionadas para ECG y otras aplicaciones de medición biopotenciales. Está diseñado para extraer, amplificar y filtrar pequeñas señales biopotenciales en presencia de condiciones ruidosas, así como aquellas creadas por el movimiento o la colocación de electrodos. (véase anexo A).

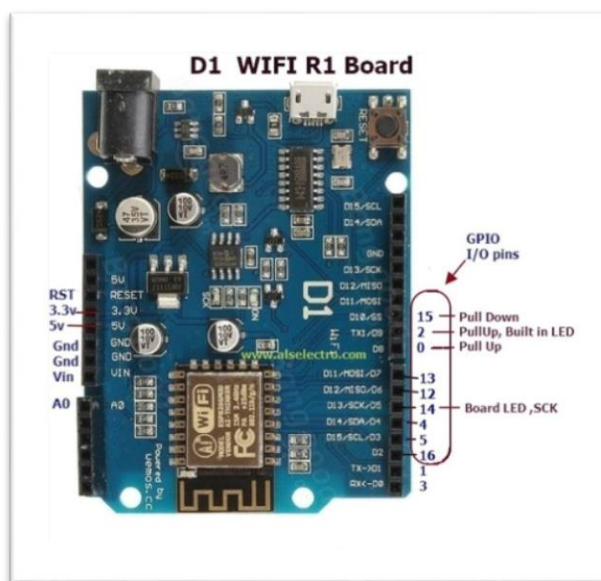
El AD8232 proporciona nueve conexiones desde el circuito en el que puedes soldar pines, cables u otras conexiones. Las salidas SDN, LO+, LO-, OUTPUT, 3.3V y GND proporcionan los pines esenciales para operar el monitor con un Arduino u otra tarjeta de desarrollo. También se proporcionan en esta tarjeta los pines RA (Right Arm), LA (Left Arm) y RL (Right Leg) para conectarlos y usar tus propios sensores. Adicionalmente hay un LED indicador que emite pulsos luminosos al ritmo del bombeo del corazón. Los sensores biomédicos -electrodos- y los cables para electrodos se requieren para usar el monitor.

2.2. Sistema de Transmisión de la Señal ECG Vía Wifi

Teniendo en cuenta que el prototipo, se han utilizado mayoritariamente componente de bajo consumo. Especialmente para la transmisión del sensor ECG se utilizó una tarjeta o placa de desarrollo Wemos D1 puesto que está basado en el popular chip que revoluciono el Wifi en sistemas embebidos. Este revolucionario chip se llama ESP8266 .Con este sencillo modulo realizamos el prototipo. Para la transmisión de la señal se programa utilizando el IDE de Arduino en el lenguaje C y C++.

Para su funcionamiento posee un regulador de voltaje en placa que le permite alimentarse directamente del puerto USB. Los pines de entradas/salidas trabajan a 3.3V. El chip CH340G se encarga de la comunicación USB-Serial. (véase anexo B).

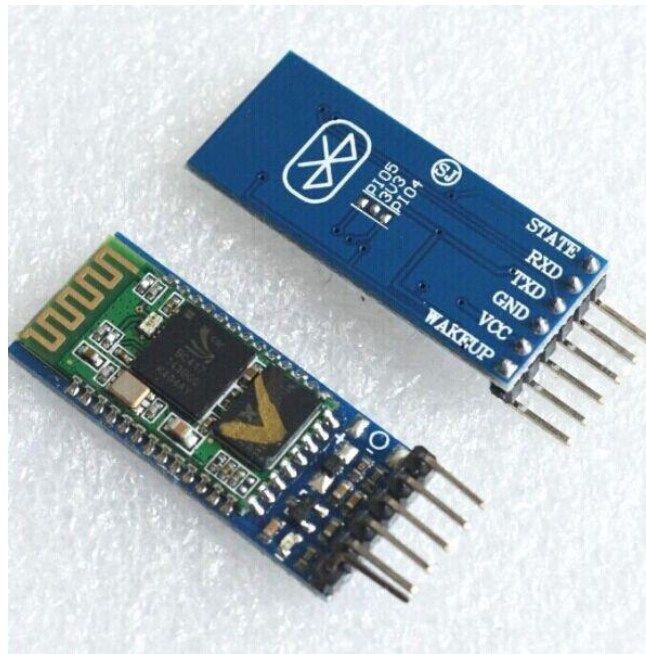
Figura 20. Tarjeta Arduino Wemos D1



Nota: Representación gráfica de una Tarjeta WeMos D1 ESP8266 WIFI | Tienda y Tutoriales Arduino

Para que se transmita la señal Wifi adecuadamente debe ir acompañado de un módulo Bluetooth HC-05 puesto que nos permite fácilmente conectar nuestro proyecto con Arduino a un Smartphone o Pc de forma inalámbrica (Bluetooth). La transmisión se realiza totalmente en forma transparente al programador, por lo que se conecta en forma directa a los pines seriales de nuestro microcontrolador. Todos los parámetros del módulo se configuran mediante comando AT. (véase anexo C).

Figura 21. Modulo Bluetooth HC-05.



Nota: Representación gráfica de una *Modulo Bluetooth HC-05* / *Tienda y Tutoriales Arduino*

3. Parte Software

El desarrollo de la herramienta de software para la adquisición de la señal ECG se basó en una primera fase del sistema en la cual se diseña la etapa de adquisición de esta señal por medio de códigos establecidos incorporando estos datos en el software de arduino. (Véase anexo D).

El siguiente paso es subir el código al Arduino para que funcione. A continuación se muestran la realizó una codificación en el programa IDE Arduino.

Figura 22. Interfaz del Módulo AD8232.

```

Sensor_Corazon Arduino 1.8.13 (Windows Store 1.8.42.0)
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda

Sensor_Corazon
int LMas=6;
int LMenos=7;
int SCorazon = A0; //Sensor Corazon

void setup() {
  // inicializar la comunicacion serial
  Serial.begin(9600);
  pinMode(6, INPUT); // Configuracion para deteccion LO+
  pinMode(7, INPUT); // Configuracion para deteccion LO-
  pinMode(A0, INPUT); // Configuracion para deteccion de Sensor Corazon
}

void loop() {
  if ((digitalRead(6) == 1) || (digitalRead(7) == 1)) {
    Serial.println(1024 / 2);
  }
  else {
    // Enviar el valor de la entrada analogica
    Serial.print(analogRead(A0));
  }
  //Esperar un poco para evitar que los datos en serie se saturen
  delay(1);
}

```

Activar Windows
Ve a Configuración para activar Windows.

Arduno Uno en COM5
12:22 p.m.
21/04/2021

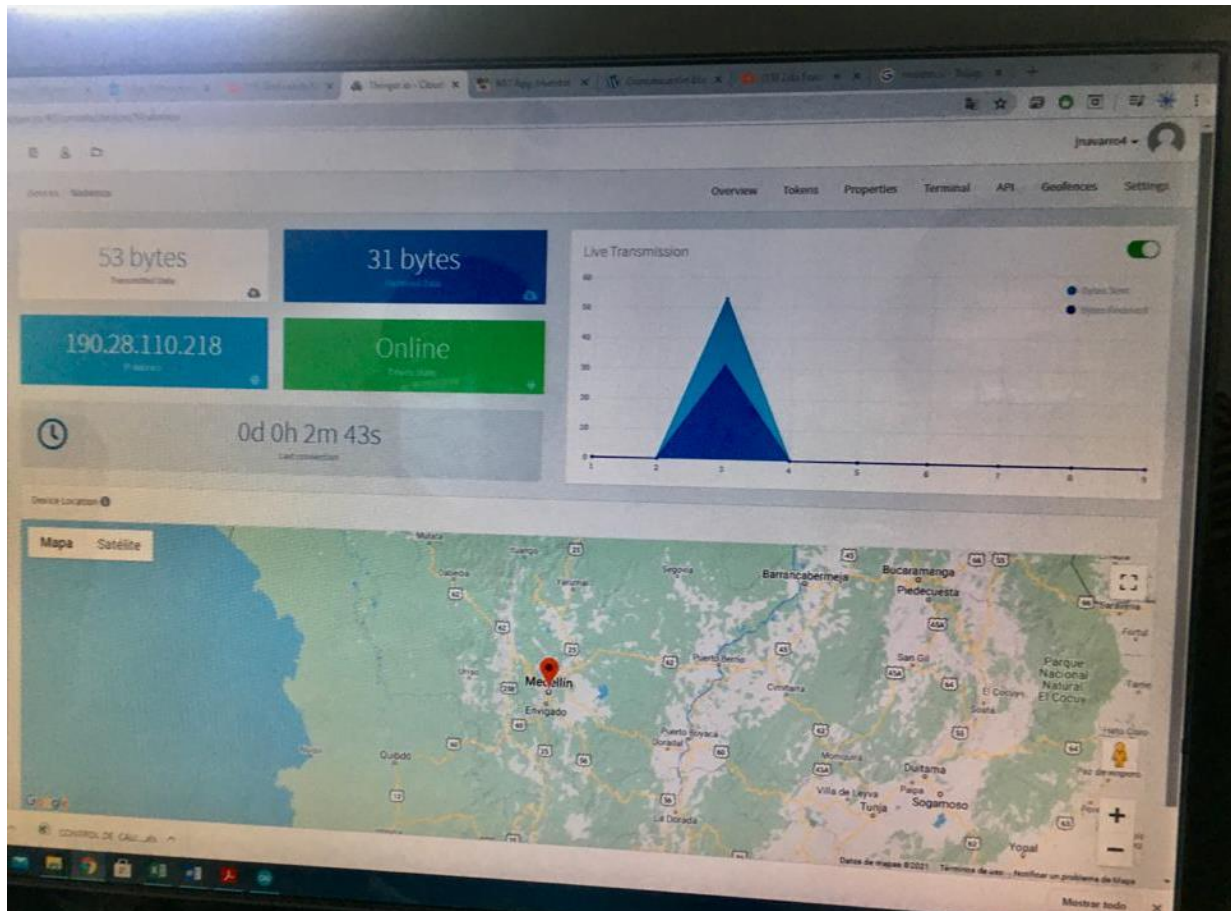
Nota: Representación gráfica de la *interfaz del módulo AD8232 del Sistema de Adquisición de Señales ECG con telemetría via Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica*, elaborado por el Investigador.

Una vez obtenida la señal de ECG ya debidamente amplificada y filtrada por el circuito de adquisición, ahora implementamos un sistema de transmisión de señal ECG por Wifi acompañado de un módulo Bluetooth. En este método estamos conectando el módulo AD8232 con la tarjeta de desarrollo Wemos D1 y modulo Bluetooth para transmitir a la señal obtenida por medio de una página llamada thinger.io.

En la siguiente figura se observa en la plataforma Thinger.io nuestro sistema de transmisión de señale ECG por Wifi conectándose a la red y su puesto de ubicación. Esta transmisión de datos

se encuentra configurada por medio de librerías de códigos permitiendo almacenar los datos recibidos del sensor gestionando en nuestros dispositivos a través internet. (véase anexo E).

Figura 23. Transmisión de Señal ECG por medio de Wifi y Bluetooth.



Nota: Representación gráfica del Transmisión de señal ECG por medio Wifi y Bluetooth del Sistema de Adquisición de Señales ECG con telemetría via Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica , elaborado por el Investigador.

3.1. Procesamiento de la señal

El AD8232 es un integrador de acondicionamiento de señal para ECG, este sensor está diseñado para amplificar y filtrar las señales biopotenciales pequeñas por ende la señal no presenta una frecuencia cercana de 0 HZ solo de 60 a 80 Hz en la presencia de condiciones de ruido, tales como los creados por el movimiento o colocación de los electrodos a distancia.

Pese a que en el propio sensor AD8232 realiza una etapa de preprocesado de la señal, mediante filtros notch y amplificadores de señal (vease anexo F), hay muchos efectos perjudiciales que pueden deteriorar la calidad de la señal. Estas son las siguientes:

Perturbaciones electromagnéticas, debido a problemas de compatibilidad electromagnética entre distintos aparatos que se encuentre en el entorno.

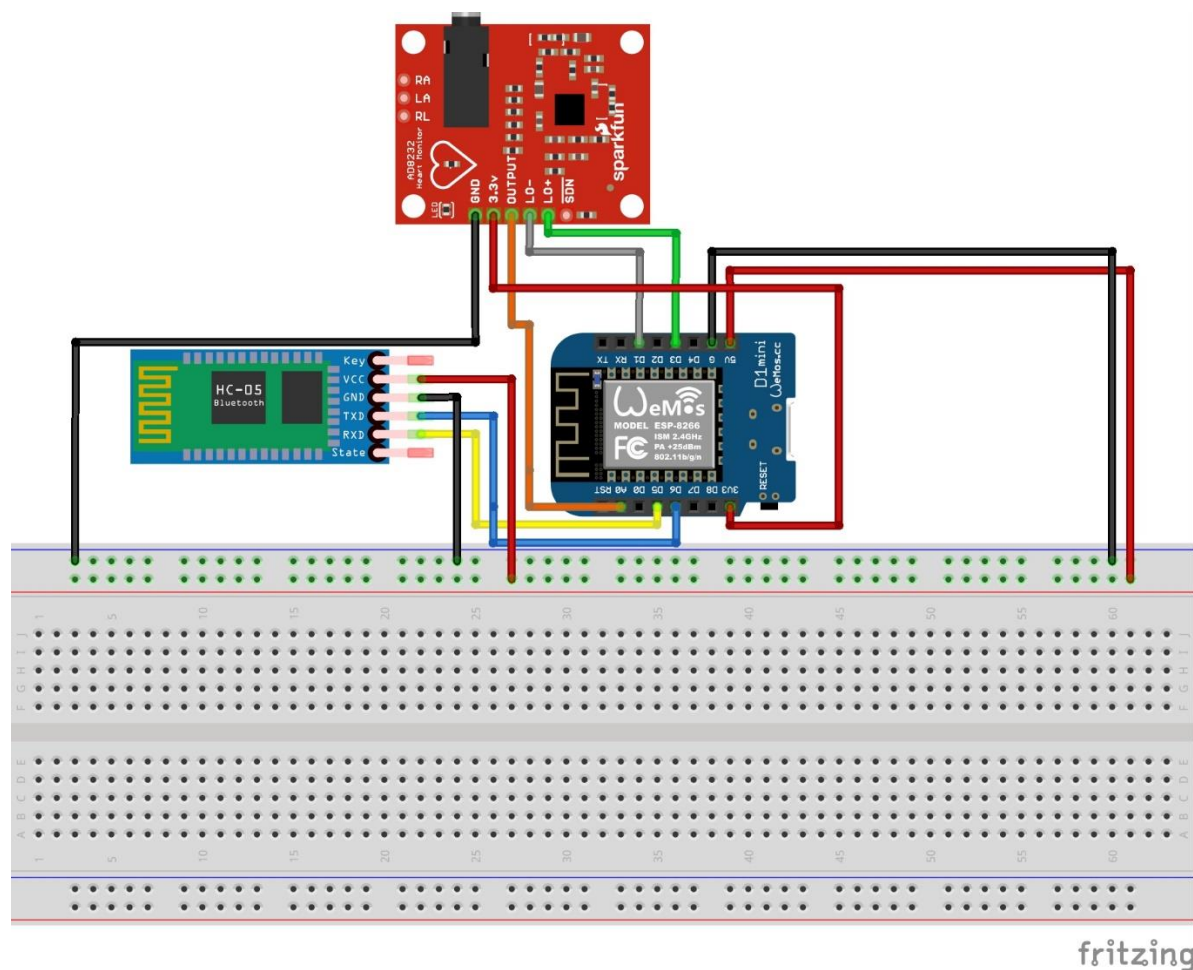
Problemas de antena debido a que los electrodos tienen una longitud de cable considerable, respecto a las dimensiones del sistema, y pueden producir un efecto de antena de señales que circulen por el ambiente.

Otro fallo que se puede producir es la introducción de ruido en el sistema de Arduino. Por estos motivos, se ve necesario realizar un procesamiento de la señal, reduciendo ciertas frecuencias de ruido, así como efectos de la línea base (vease anexo G). En primer lugar, es necesario reducir ese efecto del ruido para poder obtener una señal con definición y en segundo lugar, lo que más interesa a la hora de estudiar un electrocardiograma es en numerosas ocasiones el complejo QRS.

3.2. Esquema del Prototipo

Para realizar el esquema del prototipo se utilizó un programa software llamado Fritzing con la finalidad de automatizar el diseño electrónico. Utilizamos esta herramienta para el diseño del esquema de conexión del sensor con la Tarjeta y el modulo. Como se podrá observar en la siguiente figura.

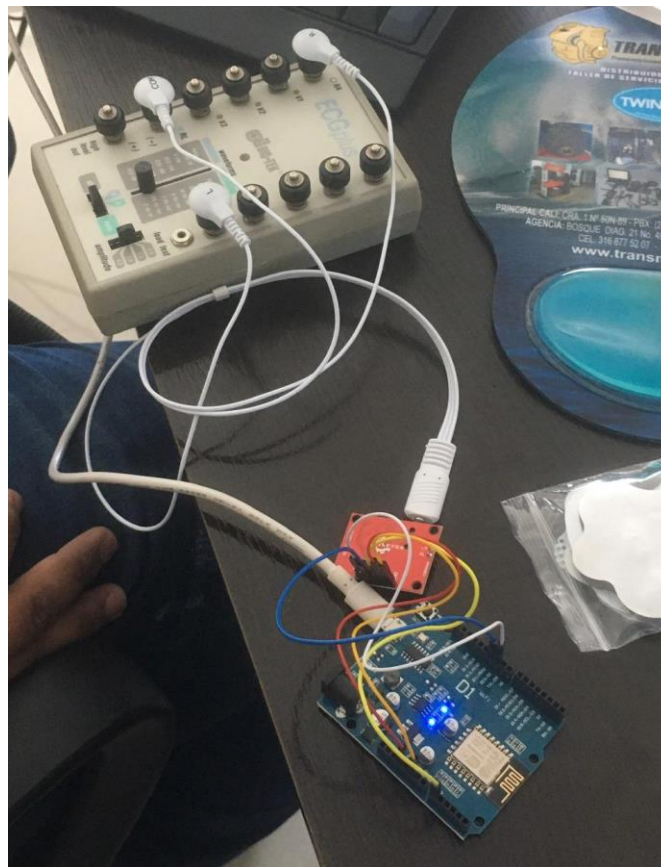
Figura 24. Esquema del prototipo Fritzing.



Nota: Representación gráfica del *Esquema del prototipo del Sistema de Adquisición de Señales ECG con telemetría via Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica*, elaborado por el Investigador.

Después de realizar la construcción del esquema del prototipo en fritzing procedimos a conectar el sensor con la tarjeta con el fin de desarrollar varias pruebas, en la prueba 1° conectamos al Ordenador el módulo de adquisición de señales ECG AD8232 con la tarjeta de transmisión Arduino Wemos D1, de acuerdo con la política no podíamos hacer pruebas con seres vivos así que adquirimos la señales ECG por un simulador de electrocardiograma conectando los electrodos del módulo de adquisición.

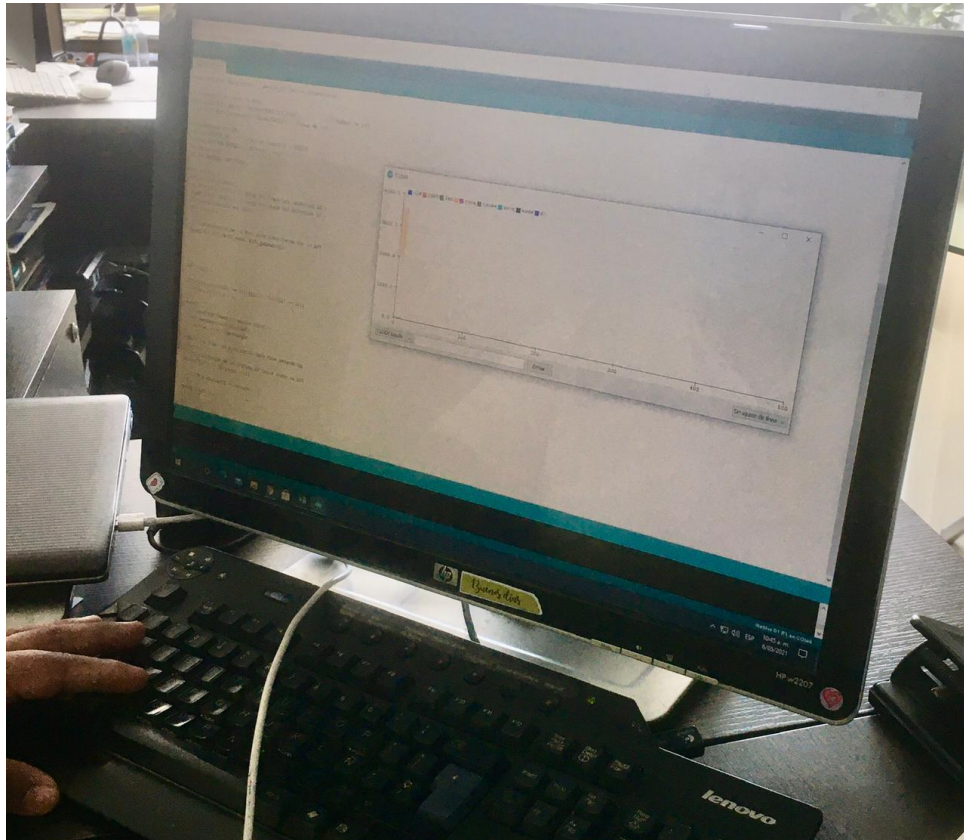
Figura 25. Prueba 1° Circuito del módulo AD8232 y Tarjeta Wemos D1.



Nota: Representación gráfica Prueba 1° circuito de módulo AD8232 y tarjeta Wemos D1 de un Sistema de Adquisición de Señales ECG con telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica , elaborado por el Investigador.

Seguidamente procedimos a conectar este circuito al ordenador para así verificar por medio de una gráfica, si las señales eran las adecuadas.

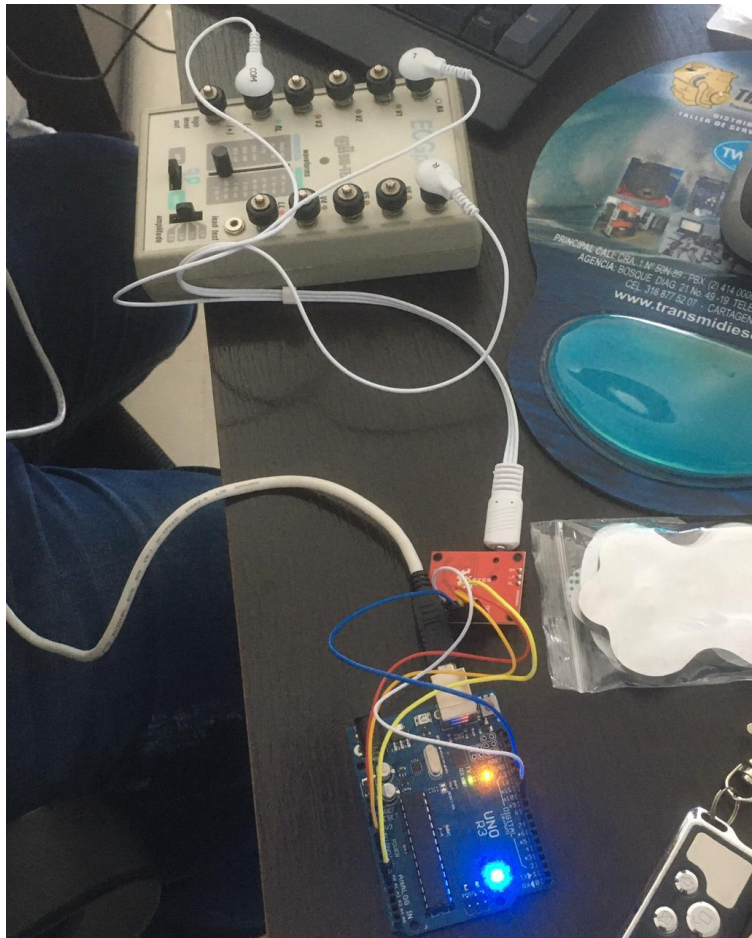
Figura 26. Etapa de Visualización de la Prueba 1°.



Nota: Representación gráfica de la prueba 1° Etapa de visualización circuito de módulo AD8232 y tarjeta Wemos D1 de un Sistema de Adquisición de Señales ECG con telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica, elaborado por el Investigador.

Analizamos esta gráfica e inmediatamente buscamos una solución puesto que esta grafica daba un error y las señales obtenidas no eran las adecuadas, posteriormente a eso comenzamos hacer la prueba 2° pero cambiamos la tarjeta Wemos D1 por una tarjeta Arduino Uno R3.

Figura 27. Prueba 2° Circuito modulo AD8232 y Tarjeta Arduino R3.



Nota: Representación gráfica Prueba 2° circuito de módulo AD8232 y tarjeta Arduino uno de un Sistema de Adquisición de Señales ECG con telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica , elaborado por el Investigador.

La etapa de visualización fue sumamente diferentes puesto que en la gráfica dio las señales adecuadas pero no se asemejaba a una señal ECG normalmente.

Figura 28. Etapa de Visualización Prueba 2°.

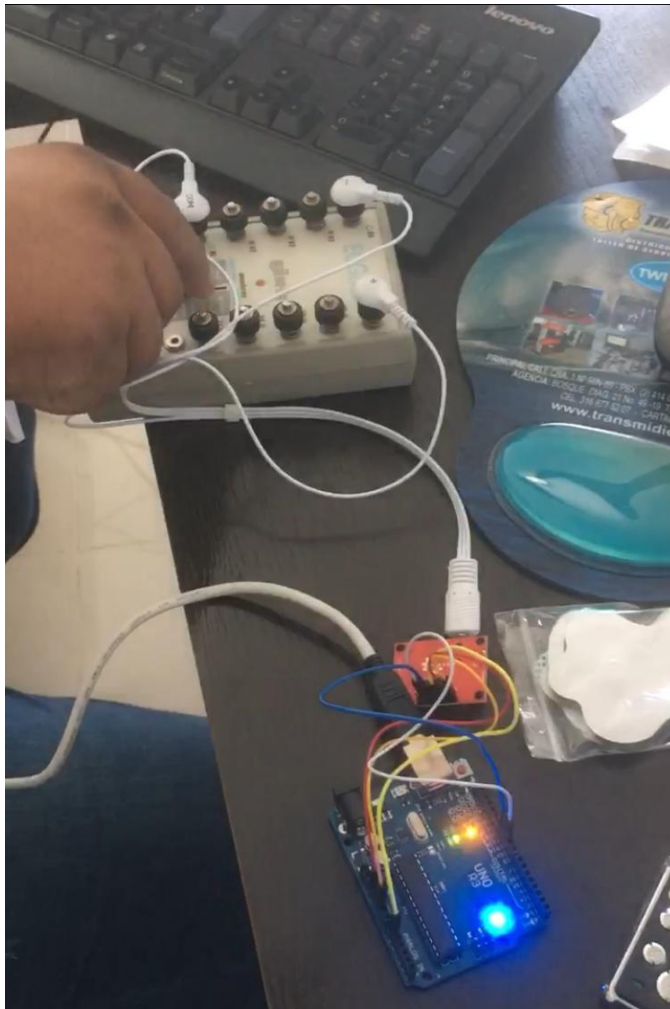


Nota: Representación gráfica Prueba 2° Etapa de visualización del circuito de módulo AD8232 y tarjeta Arduino uno de un Sistema de Adquisición de Señales ECG con telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica, elaborado por el Investigador.

Posteriormente después de analizar la etapa de visualización de la prueba 2° notamos falencia sobretodo en la gráfica puesto que no se asemejaba a una gráfica de una señal ECG, así que iniciamos la prueba 3° para obtener una mejor etapa de visualización y sobretodo que la señal que arrojaba el circuito se asemeje a una señal ECG.

Iniciamos conectando el circuito por tercera vez al Ordenador y por medio del dispositivo de simulación de las ondas ECG, donde posteriormente manipulamos el dispositivo de simulación logrando obtener una etapa de visualización asemejada a una señal de ECG real.

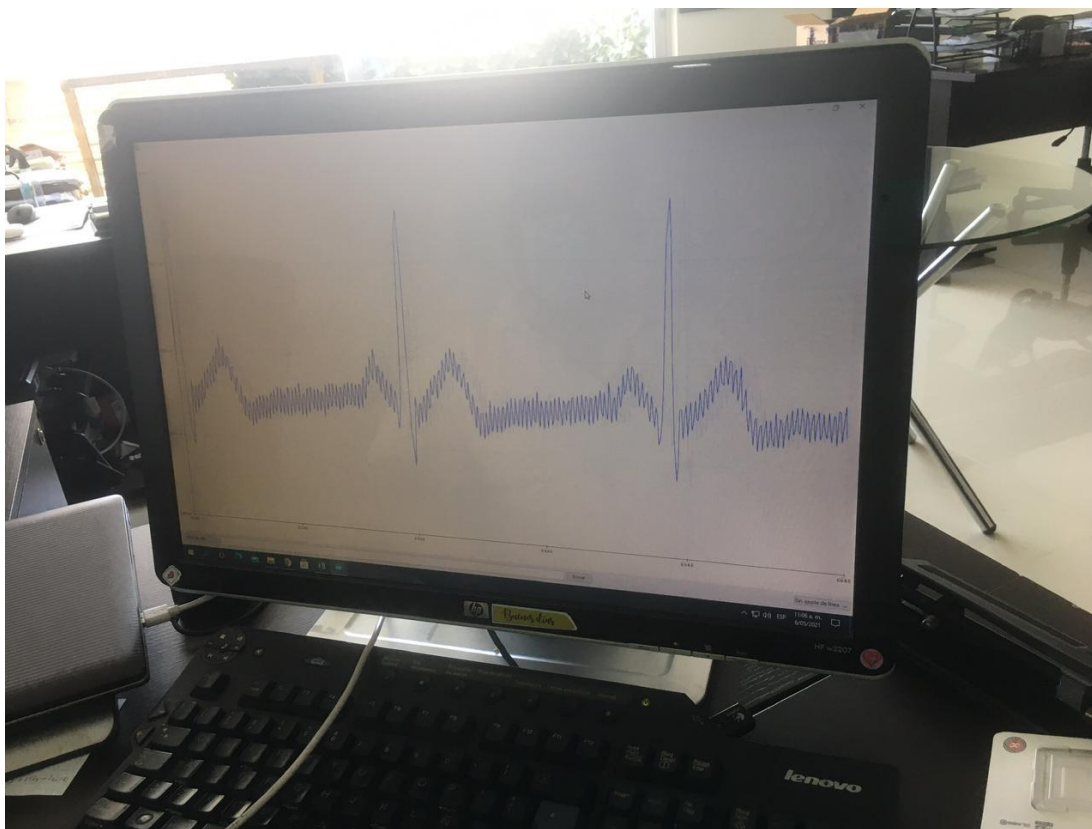
Figura 29. Manipulación del simulador de ondas ECG.



Nota: Representación gráfica Prueba 3° manipulación del simulador de ondas ECG de un Sistema de Adquisición de Señales ECG con telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica , elaborado por el Investigador.

Después de cambiar las señales arrojadas por el dispositivo de simulación de ondas de ECG, la etapa de visualización en la prueba 3° si se asemejo a una señal ECG real.

Figura 30. Etapa de Visualización Prueba 3°.

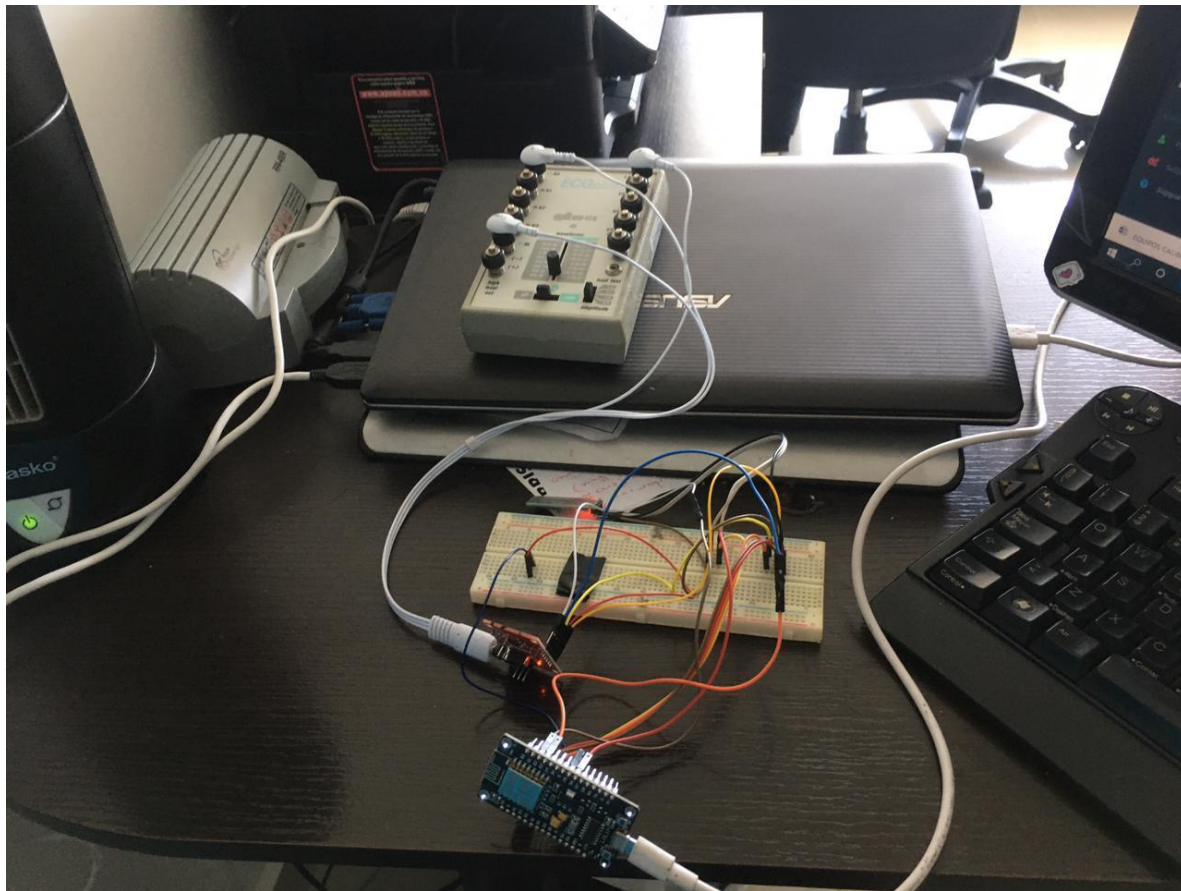


Nota: Representación gráfica Prueba 3° Etapa de visualización de un Sistema de Adquisición de Señales ECG con telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica , elaborado por el Investigador.

Resultados

Como resultado del trabajo realizado se ha obtenido un Sistema de Adquisición de Señales ECG con Telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica que cumple con los objetivos propuestos inicialmente. En la siguiente figura se observa el resultado de la implementación del trabajo usando un Pc conectada al prototipo.

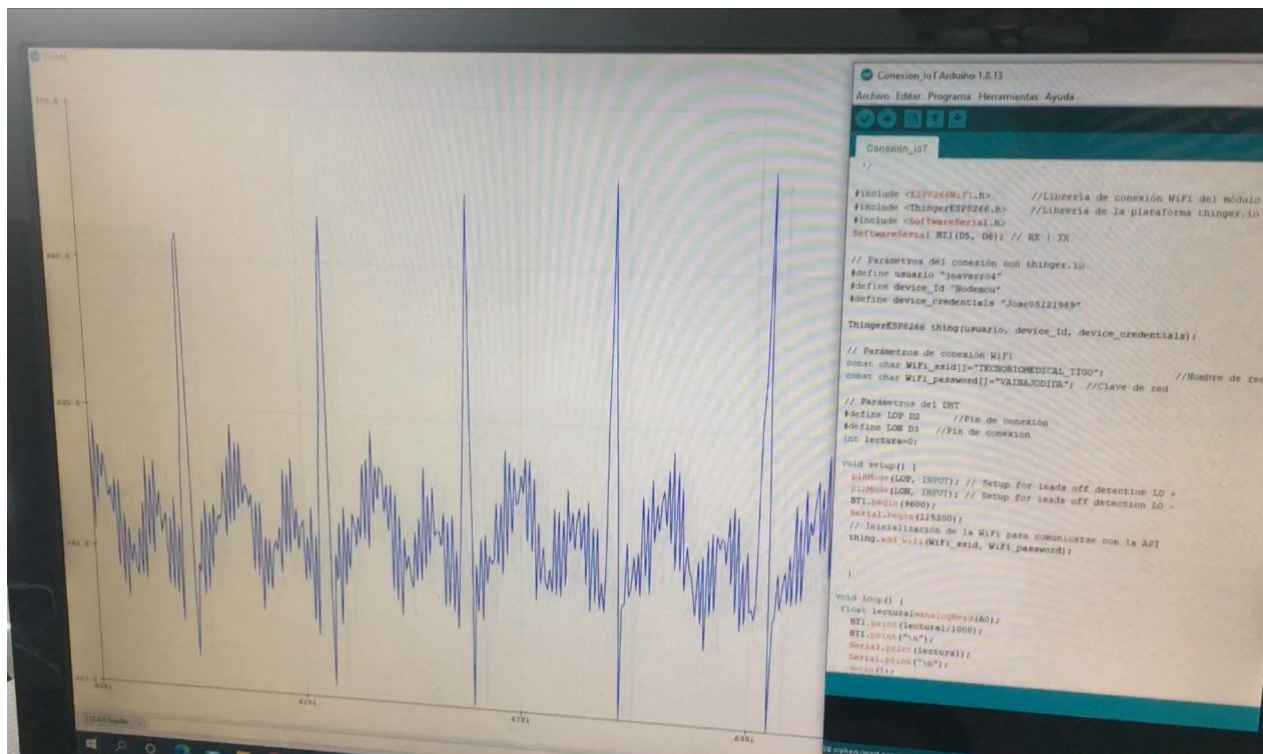
Figura 31. Visión general del Prototipo.



Nota: Representación gráfica del prototipo de un Sistema de Adquisición de Señales ECG con telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica , elaborado por el Investigador.

Posteriormente el Sistema de Adquisición de Señales ECG con Telemetría vía Wifi es capaz de mostrar un gráfico de la señales ECG obtenidas por el simulador, como se puede observar en la siguiente figura.

Figura 32. Etapa de Visualización Final.



Nota: Representación gráfica Etapa final de visualización de un Sistema Adquisición de Señales ECG con telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica, elaborado por el Investigador.

Para llegar a este resultado se realizó diferentes pruebas para comprobar el funcionamiento correcto del prototipo, para todas medidas se utilizó un equipo de simulación de señales ECG de la marca BIO-TEK. Posteriormente utilizamos este equipo para determinar si la señal graficada en la aplicación estaba correctamente calibrada.

Discusión

De acuerdo con los resultados obtenidos y cumpliendo con todos los parámetros establecidos para poder llevar a cabo este proyecto, fue importante consultar diferentes autores y aplicar conocimientos de ingeniería para llevarlo a cabo.

Para el grupo de investigación fue un poco difícil la construcción del prototipo puesto que actualmente con la problemática de la pandemia, nos limitamos a muchas cosas, pero a la final obtuvimos el desarrollo del prototipo arrojando en su programación resultados efectivos, dando un punto de vista de los investigadores para tomar medidas directas y terminarlo de una manera precisa y eficaz cumpliendo con todos los objetivos propuestos.

Como puede verse en este prototipo de alguna manera facilitaría el aprendizaje de las señales ECG y su obtención en el Laboratorio de Ingeniería Biomédica de la Universidad y así lograr que los estudiantes puedan aprender didácticamente y experiencias necesarias en este área importante como futuro profesionales.

Conclusiones y Recomendaciones

Finalizado este Proyecto Tecnológico se ha podido cumplir con los objetivos propuesto al comienzo del mismo. Se desarrolló un prototipo para la adquisición de señales ECG y la transmisión via Wifi por medio de telemetría, donde se pudo establecer la comunicación entre ambos implementando un módulo Bluetooth. Los resultados obtenido se logró aplicando el aprendizaje morfológico del funcionamiento del corazón y adquiriendo nuevos conocimientos sobre la obtención de señales bioelectricas del corazón. Además este tipo de obtención y medida podría servir para el aprendizaje de los estudiantes de ingeniería Biomédica en algún futuro, puesto que podrían aprender del tema didácticamente observando que se puede obtener una señal bioelectricas del corazón a través de un sistema embebido.

Con los resultados obtenidos se pudo observar que la importancia de este proyecto es el funcionamiento permitiendo que los datos arrojados por la gráfica de señales ECG, sea mandando por medio de la telemetría comunicándose por Wifi y Bluetooth enviándolo a un PC o un dispositivo móvil .ya que esta estas dos tecnología avanzada nos facilita la calidad de vida actualmente.

En conclusión , con este proyecto se determinó que se puede cumplir con todos los elementos necesario el diseño del prototipo de un Sistema Adquisición de Señales ECG con telemetría vía Wifi como Ayuda Didáctica para el Laboratorio de Ingeniería Biomédica, generando resultados satisfactorios donde podría ser utilizada en el futuro como alternativa al monitor Hotler , si bien aún quedan posibilidades por explorar, detallar algunas mejoras y próximos pasos a seguir para continuar desarrollando la propuesta.

Recomendaciones

Al momento de realizar la conexión debe tener en cuenta conectar los pines del sensor ECG adecuadamente principalmente LO+ y LO-. Se le recomienda conectar la tarjeta Wemos D1 y el modulo Bluetooth por medio de una protoboard así se garantiza el correcto funcionamiento del prototipo.

También se le recomienda conectar correctamente los electrodos ya sea en un simulador ECG o si va a probar con seres humanos, tienen que ubicarlo correctamente dependiendo de sus derivaciones cardiacas.

En otro aspecto se recomienda cuando la tarjeta Wemos D1 presente problema al conectarse a la red Wifi, debe ingresar a la plataforma Thinger.io, verificar si se encuentra online, también verificar si está recibiendo los datos , en caso que este offline, verificar el código detalladamente por si existe un error al momento de la codificación.

Referencias

- Arana-Rueda, E., Cabrera-Bueno, F., Romero-Rodríguez, N., Muñoz-García, A. J., Gutiérrez-Carretero, E., & Jiménez-Navarro, M. F. (2015). Innovación tecnológica aplicada a la monitorización de las arritmias. Diferentes dispositivos para distintas situaciones. *Cardiocre*, 50(3), 91-92.
- Arce-León, A., Rodríguez-Rodríguez, J., & Pedrote, A. (2015). Monitorización ambulatoria del ritmo cardíaco. Más allá Del Holter de 24 horas. *Cardiocre*, 50(3), 102-105.
- Accurate, Automated Detection of Atrial Fibrillation in Ambulatory Recordings”, Linker, David T. *Cardiovascular Eng. Technol*, Junio 2016
- Andrew R. Houghton & David Gray. Making Sense of the ECG: A Hands-On Guide. 4. A ed. CRC Press, 2014.*
- Alam, S. T., Hossain, M. M., Islam, M. K., & Rahman, M. D. (2018). Towards Development of a Low Cost and Portable ECG Monitoring System for Rural/Remote Areas of Bangladesh. *International Journal of Image, Graphics & Signal Processing*, 10(5).
- Avellaneda Balaguer, I. (2019). *Medida y estudio de las características de un circuito de acondicionamiento de señales bioeléctricas* (Doctoral dissertation).
- Aziz, Q., Li, Y., & Tinker, A. (2018). Potassium channels in the sinoatrial node and their role in heart rate control. *Channels*, 12(1), 356-366.
- Ballesteros, D. M., Melo, H. E., & Maya-Quintero, A. J. (2014). Sistema de transmisión inalámbrica de señales ECG y de temperatura para ambientes hospitalarios (SINHO).
- Barrett K.E., & Barman S.M., & Boitano S, & Brooks H.L. (Eds.), Eds. Kim E. Barrett, et al. McGraw-Hill, 2013, <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?>
- Bistel Esquivel, R. A., & Fajardo Márquez, A. (2015). Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG basado en Instrumentación Virtual. *Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones*, 36(1), 17-30.
- Carrera Valle, J. C. (2018). Sistema de telemedicina para monitorear señales electrocardiográficas en pacientes con enfermedades cardíacas (Bachelor's thesis, Universidad Técnica de Ambato. Facultad

de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial. Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones).

- Cuevas, J. J., Luna, I. R. S., Bracamontes, R. C., & Flores, E. B. L. (2018). SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS DE BAJO COSTO (LOW-COST SYSTEM FOR ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL ACQUISITION). *Pistas Educativas*, 40(130).
- Charkaoui, A. (2014). Acondicionamiento de señales bioeléctricas EEG (Doctoral dissertation, Universitat Politècnica de València).
- External Atrial Defibrillator and Method for Personal Termination of Atrial Fibrillation”, Bardy, B & Klein, G. Koninklijke Philips Electronics N.V. 2006;
- García, X., Mateu, L., Maynar, J., Mercadal, J., Ochagavía, A., & Ferrandiz, A. (2011). Estimación del gasto cardíaco: Utilidad en la práctica clínica. Monitorización disponible invasiva y no invasiva. *Medicina intensiva*, 35(9), 552-561.
- Gao, Z., Wu, J., Zhou, J., Jiang, W., & Feng, L. (2012, May). Design of ECG signal acquisition and processing system. In 2012 International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology (pp. 762-764). IEEE.
- IEC System of Conformity Assessment Schemes for Electrotechnical Equipment and Components (IECEE), Rules, Operational Documents & Guides.
- Micheli, A. (2014). Miguel Servet y la circulación sanguínea pulmonar. *Archivos de cardiología de México*, 73(3), 171-174. Recuperado en 11 de abril de 2021, de http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1405-99402003000300001&lng=es&tlng=es
- Mustaffa, I., FEN, L., & SAAD, N. M. Development of an EEG Amplifier for Real-Time Acquisition.
- Nandagopal, V., Maheswari, V. y Kannan, C. (2016). Sistema de monitorización de ECG en tiempo real de nueva construcción que utiliza labview. *Circuitos y sistemas*, 7 (13), 4227.
- Nieto, M. L. T. (2017). Desarrollo Del Prototype De Un Sistema Portátil De Monitoreo Cardíaco Ambulatorio Por Eventos Implementando Tecnología Inalámbrica Y Móviles Android (doctoral Dissertation, Universidad Popular Del Cesar).
- Pardo Ospina, J. A., & Tejedor Restrepo, R. A. (2020). Diseño de un Módulo de Adquisición de Potencial Eléctrico Cardíaco ECG de Bajo Costo.
- Peng, S., Xu, K., & Chen, W. (2019). Comparison of active electrode materials for non-contact ECG measurement. *Sensors*, 19(16), 3585.

- Peters, C. H., Sharpe, E. J., & Proenza, C. (2020). Cardiac pacemaker activity and aging. *Annual review of physiology*, 82, 21-43.
- U. Ramírez y E. Yeison, «Prototipo de Simulador ECG de Doce Derivaciones para la Rutina de Mantenimiento de Electrocardiografos y Monitores de Signos Vitales de la Clínica Meta,» Unillanos, Villavicencio, 2013.
- Raval, J. A., Sakinala, V. V., Jadhav, N. R., & Karia, D. C. (2017, April). Lab VIEW based real time biotelemetry system for healthcare. In 2017 International Conference on Communication and Signal Processing (ICCSP) (pp. 2153-2156). IEEE.
- Rosas, E. A., & Ayala, G. G. (2014). *Fisiología cardiovascular, renal y respiratoria*. Editorial El Manual Moderno.
- Ruiz, P. J., & Cardenas, C. B. (2016). Monitor Cardíaco Portátil con Interfaz Bluetooth “CARDIO UEES”/Portable Heart Monitor with a Bluetooth Interface “CARDIO UEES”. *Ciencia Unemi*, 9(20), 36-49.
- Sannidhan, M. S., Aithal, S. S. K., & Bhandary, A. (2018). Digital ECG data acquisition system. *Int. J. Sci. Eng. Technol. Res.(IJSETR)*, 7(2).
- Sgarlatta, A. (2016). *Sensor inalámbrico de ECG conectado vía bluetooth a aplicación de análisis automático en el teléfono móvil* (Bachelor's thesis, Universidad Nacional de Córdoba Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales.).

Anexos

Anexo A. Datasheet Modulo de adquisición AD8232



Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End

Data Sheet

AD8232

FEATURES

- Fully integrated single-lead ECG front end
- Low supply current: 170 μ A (typical)
- Common-mode rejection ratio: 80 dB (dc to 60 Hz)
- Two or three electrode configurations
- High signal gain ($G = 100$) with dc blocking capabilities
- 2-pole adjustable high-pass filter
- Accepts up to ± 300 mV of half cell potential
- Fast restore feature improves filter settling
- Uncommitted op amp
- 3-pole adjustable low-pass filter with adjustable gain
- Leads off detection: ac or dc options
- Integrated right leg drive (RLD) amplifier
- Single-supply operation: 2.0 V to 3.5 V
- Integrated reference buffer generates virtual ground
- Rail-to-rail output
- Internal RFI filter
- 8 kV HBM ESD rating
- Shutdown pin
- 20-lead 4 mm \times 4 mm LFCSP package

APPLICATIONS

- Fitness and activity heart rate monitors
- Portable ECG
- Remote health monitors
- Gaming peripherals
- Biopotential signal acquisition

GENERAL DESCRIPTION

The AD8232 is an integrated signal conditioning block for ECG and other biopotential measurement applications. It is designed to extract, amplify, and filter small biopotential signals in the presence of noisy conditions, such as those created by motion or remote electrode placement. This design allows for an ultralow power analog-to-digital converter (ADC) or an embedded microcontroller to acquire the output signal easily.

The AD8232 can implement a two-pole high-pass filter for eliminating motion artifacts and the electrode half-cell potential. This filter is tightly coupled with the instrumentation architecture of the amplifier to allow both large gain and high-pass filtering in a single stage, thereby saving space and cost.

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

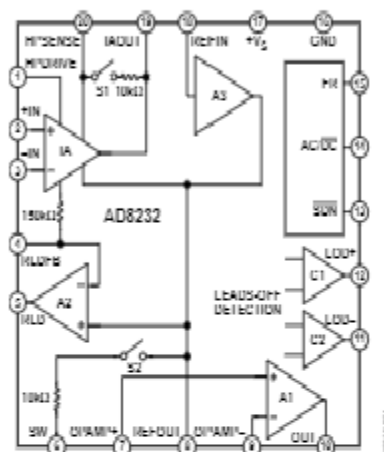


Figure 1.

To improve common-mode rejection of the line frequencies in the system and other undesired interferences, the AD8232 includes an amplifier for driven lead applications, such as right leg drive (RLD).

The AD8232 includes a fast restore function that reduces the duration of otherwise long settling tails of the high-pass filters. After an abrupt signal change that rails the amplifier (such as a leads off condition), the AD8232 automatically adjusts to a higher filter cutoff. This feature allows the AD8232 to recover quickly, and therefore, to take valid measurements soon after connecting the electrodes to the subject.

The AD8232 is available in a 4 mm \times 4 mm, 20-lead LFCSP

Anexo B. Datasheet Tarjeta Arduino Wemos D1.

PLACA NodeMCU 1.0 (V2)

PINOUT

Vin ALIMENTACIÓN EXTERNA (de 5V a 10V).

3.3V ALIMENTACIÓN INTERNA (desde la placa a dispositivos).

GND TIERRA (GND Ground).

GPIO PIN DE ENTRADA/SALIDA +3.3V (GPIO *General Purpose Input/Output*).
Entrada digital Entrada analógica (Todas las salidas son digitales).

ADC PIN DE SALIDA ANALÓGICA (el rango es entre +0V y +1V dividido en 1023 intervalos).

SPI BUS SPI (*Serial Peripheral Interface*).

HSPi BUS HSPi (*Hardware-Serial Peripheral Interface*).

SDIO PINES PARA INICIO DEL ESP8266 DESDE UNA TARJETA SD.
Para activar el modo SDIO el pin GPIO 15 debe estar en tensión cuando se enciende la placa.

TX/RX COMUNICACIÓN SERIE TX/RX.
Los pines GPIO01 y GPIO02 están conectados al puerto MicroUSB a través del convertor UART.

ESP8266 12E

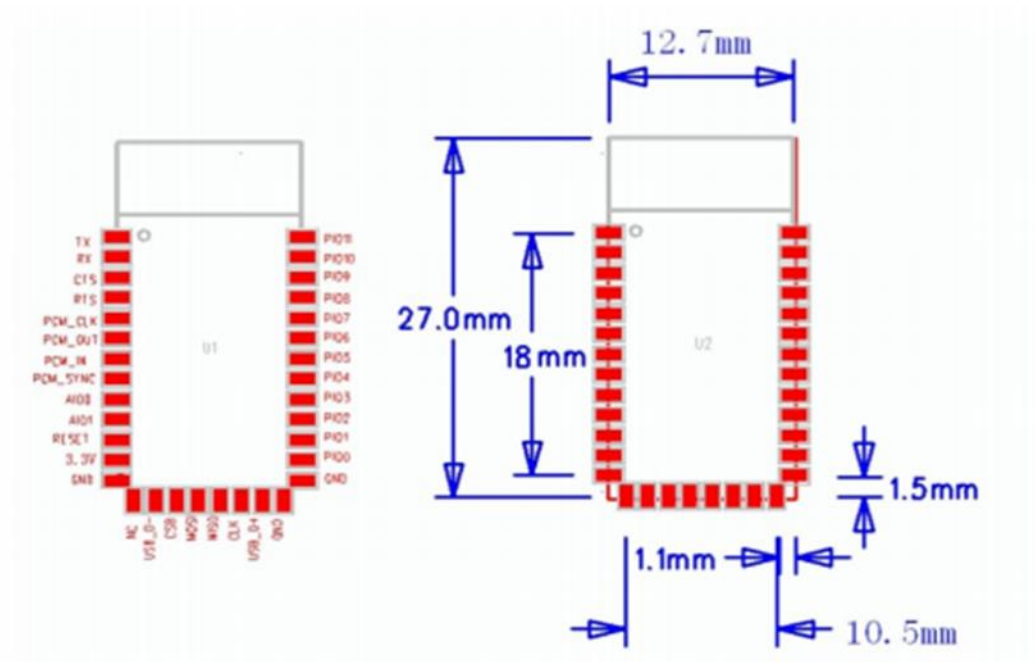
NOTAS:

- El voltaje de alimentación (*Vin*) debe estar comprendido entre 5 V y 10 V.
- La intensidad de **máxima** de salida a un pin es de 12 mA. No se debe demandar mas intensidad para no quemar el procesador. La intensidad de salida normal será de 6 mA.
- Para activar el modo de reposo (*sleep mode*), unir los pines GPIO16 (D0) y RESET y poner el pin GPIO16 en tensión (*HIGH*). Para reactivar (*wakeup*), quitar la tensión en el pin GPIO16 (*LOW*). El sistema se reiniciará.
- En *boot/reset/wakeup* (inicio/reseteo/reactivado), los pines GPIO00 (D3) & GPIO15 (D8) **no** deben estar con tensión (*+3.3V*). **Tampoco** el pin GPIO2 (D4) debe estar conectado a tierra (*+0.0V*).
- Los pines GPIO01 (TX) y GPIO03 (RX) se utilizan en el puerto MicroUSB, por lo que no se deben utilizar simultáneamente con otro dispositivo ya que la conexión se interferiría.
- Los pines GPIO00 y GPIO02 **no** debe utilizarse para lectura (*input*). El pin GPIO09 **no** debe utilizarse ni para lectura ni para escritura (*input/output*).
- El pin GPIO02 (D4) controla el LED azul del ESP8266. Se enciende cuando no tiene tensión (*-0.0V*).
- El pin GPIO16 (D0) controla el LED azul de la placa. Se enciende cuando no tiene tensión (*-0.0V*). (En la placa *LoLin* este LED no está disponible).
- Para flashear, en el caso de que la placa quede bloqueada, se debe conectar el pin GPIO00 (D3) a tierra, el MicroUSB con el ordenador y ejecutar el flasher.

08-23-2018
V1.0

www.esploradores.com

Anexo C. Datasheet de Modulo de Bluetooth HC-05.



Anexo D. Código de Etapa de Adquisición de Señal ECG.

```
/* COPORACION UNIVERSITARIA REFORMADA
 * DANIELA BARBOSA & SERGIO DAVILA
 * ETAPA DE ADQUISICION DE SEÑAL ECG
 */

void setup() {
  // inicializar la comunicacion serial
  Serial.begin(9600);
  pinMode(14, INPUT); // Configuracion para deteccion LO+
  pinMode(12 , INPUT); // Configuracion para deteccion LO-
}

void loop() {
  if ((digitalRead(14) == 1)|| (digitalRead(12) == 1)) {
    Serial.println('!');
  }
  else {
    // Enviar el valor de la entrada analogica
    Serial.println(analogRead(A0));
  }
  //Esperar un poco para evitar que los datos en serie se saturen
  delay(1);
}
```

Anexo E. Código de Transmisión de Señal ECG por medio de Wifi y Bluetooth.

```

/* COPORACION UNIVERSITARIA REFORMADA

* DANIELA BARBOSA & SERGIO DAVILA

* CONEXIÓN IoT

*/

#include <ESP8266WiFi.h> //Librería de conexión WiFi del módulo ESP8266

#include <ThingyESP8266.h> //Librería de la plataforma thinger.io

#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial BT1(D5, D6); // RX | TX

// Parámetros del conexión con thinger.io

#define usuario "jnavarro4"

#define device_Id "Nodemcu"

#define device_credentials "Jose05121989"

ThingyESP8266 thing(usuario, device_Id, device_credentials);

// Parámetros de conexión WiFi

const char WiFi_ssid[]="TECNOBIOMEDICAL_TIGO"; //Nombre de red

```

```
const char WiFi_password[]="VAINAJODIDA"; //Clave de red

// Parámetros del DHT

#define LOP D2 //Pin de conexión

#define LON D3 //Pin de conexión

int lectura=0;

void setup() {

  pinMode(LOP, INPUT); // Setup for leads off detection LO +

  pinMode(LON, INPUT); // Setup for leads off detection LO -

  BT1.begin(9600);

  Serial.begin(115200);

  // Inicialización de la WiFi para comunicarse con la API

  thing.add_wifi(WiFi_ssid, WiFi_password);

}

void loop() {

int lectura1=analogRead(A0);

// Inicialización de la lectura de datos desde la API

thing["ECG"] >> [](pson& out){
```

```
int lectura=analogRead(A0);

out["ECG analogo"] = lectura;

};

thing.handle();

delay(1);

BT1.print("#S1");

BT1.print(",");

BT1.print(lectura1);

BT1.print(",");

BT1.print("\n");

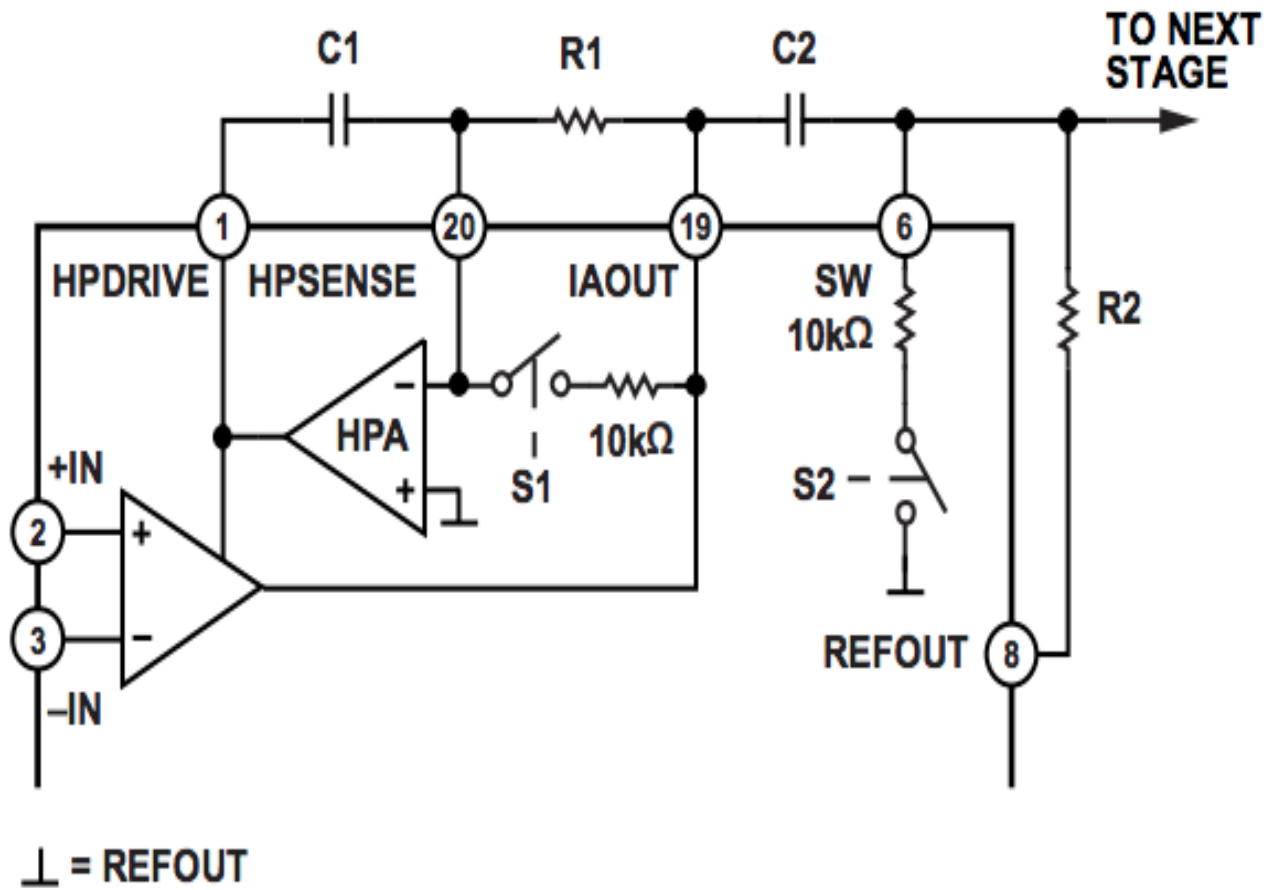
Serial.print(lectura1);

Serial.print("\n");

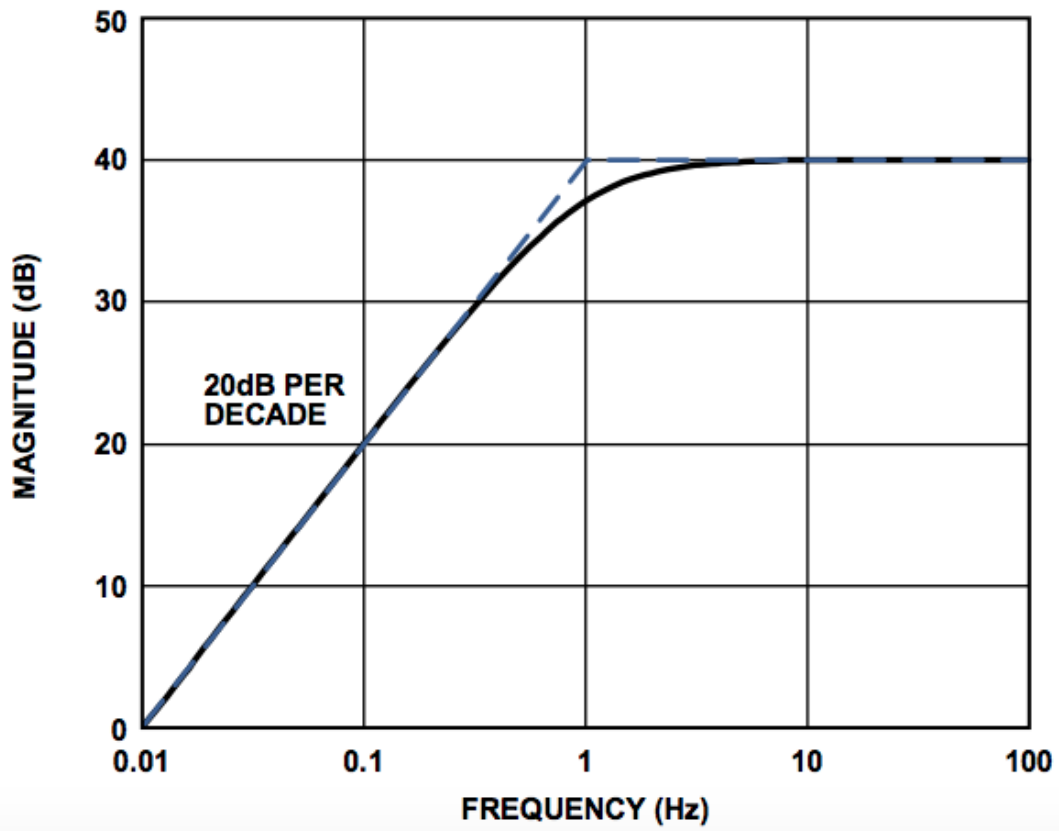
// Inicialización de la lectura de datos desde la API

}
```

Anexo F. Filtro Pasa banda



Anexo G. Ganancia



10866-153