

Diseño e implementación de un prototipo de electrocardiógrafo para medir y visualizar variables eléctricas del corazón, con conectividad a internet y almacenamiento de registros electrocardiográficos

Oscar Eduardo Peñaloza Caro

Asesor

Héctor Julián Parra Mogollón

Universidad Nacional Abierta y a Distancia - UNAD

Escuela de Ciencias Básicas Tecnología e Ingeniería- ECBTI

Ingeniería Electrónica

2025

Agradecimientos

Un especial agradecimiento al médico Diego Andrés Rivera Acero por su asesoría y colaboración en cuanto al contexto médico de la presente tesis de grado. También quiero extender a un agradecimiento muy especial al ingeniero Héctor Julián Parra Mogollón quien estuvo al tanto del desarrollo de este trabajo desde su inicio.

Dedicatoria

A la memoria de mis padres quienes siempre me apoyaron desde muy temprana edad, a la memoria de mi hermano mayor quien me mostró desde muy pequeño el interesante mundo de la electrónica, y a mis hijos quienes fueron mi motivación para alcanzar este logro convirtiéndome en un ejemplo para ellos de perseverancia.

Resumen

El presente trabajo se desarrolló con el fin de proponer una solución a una problemática de salud que afecta no solamente a la población colombiana, sino que también a muchas poblaciones a nivel mundial. Dicha problemática es la incapacidad de diagnosticar las enfermedades cardiovasculares de forma oportuna, sobre todo en poblaciones alejadas de los centros urbanos donde no es posible contar con asistencia médica básica, por tal motivo, se desarrolló un prototipo de electrocardiógrafo portátil muy fácil de usar, y con la capacidad de transmitir los ECG tomados a los pacientes a una terminal remota vía internet donde pueden ser analizados por un especialista una vez son transmitidos, o si se presenta la situación de no existir conexión a internet, se puede almacenar los ECG en forma de archivos planos en una memoria tipo micro SD que ya viene incorporada en el prototipo ECG portátil, para luego ser enviados vía correo electrónico, o llevar directamente la memoria a la terminal donde se encuentra el software donde el especialista puede observar los ECG practicados, de esta manera los pacientes no tienen la necesidad de desplazarse muchas veces durante horas a los centros de salud más cercanos que cuenten con este tipo de equipos especializados, facilitando de esta manera el diagnóstico de pacientes en zonas lejanas que puedan estar iniciando enfermedades cardiovasculares.

Palabras clave: Enfermedad, Cardiovascular, Electrocardiograma, Paciente.

Abstract

The present work was developed in order to propose a solution to a health issue that affects not only the Colombian population but also many populations worldwide. This issue is the inability to diagnose cardiovascular diseases in a timely manner, especially in populations located far from urban centers where basic medical assistance is not readily available. For this reason, a portable electrocardiograph prototype was developed. It is very easy to use and has the capability to transmit ECGs taken from patients to a remote terminal via the internet, where they can be analyzed by a specialist once transmitted. In situations where there is no internet connection, the ECGs can be stored as flat files on a micro-SD memory card that is already incorporated into the portable ECG prototype. These stored ECGs can then be sent via email or directly taken to the terminal where the software is located, allowing specialists to review the performed ECGs. This way, patients do not need to travel long distances to the nearest health centers equipped with specialized equipment, thus facilitating the diagnosis of cardiovascular diseases in remote areas where they may be emerging.

Keywords: Disease, Cardiovascular, Electrocardiogram, Patient.

Tabla de Contenido

Introducción	12
Justificación.....	13
Objetivos	16
Objetivo General	16
Objetivos Específicos	16
Descripción del Problema	17
Marco Conceptual	18
Enfermedad Cardiovascular	18
Amplificador Operacional de Instrumentación	22
Filtros Activos.....	23
Conversión Análoga Digital.....	24
Estado del Arte.....	26
Metodología de Diseño Experimental.....	33
Opción Seleccionada para el Método Experimental	33
Cronograma.....	34
Recursos	36
Descripción del Hardware de la Solución.....	37
Adquisición y Adecuación de la Señal ECG.....	38
Etapa de Filtrado Salida Módulo AD8232 de Sparkfun	40

Microcontrolador Arduino Mega 2560 Pro.....	45
Microcontrolador Raspberry Pi Pico W.....	47
Pantalla LCD Color 65K 320x480HD con Adaptador de Memorias uSD	48
Convertor de Tensión Bidireccional 5V 3.3V TXS0108E	51
Regulador de Voltaje Variable LM2596 DC-DC Buck con Display.....	53
Anatomía del Corazón Humano.....	54
Adquisición de la Señal ECG.....	59
Montaje del Hardware.....	88
Software y Firmware.....	93
Pruebas y Resultados.....	102
Opinión médica.....	106
Prueba de funcionamiento general.....	106
Conclusiones	107
Recomendaciones.....	109
Referencias Bibliográficas.....	110

Lista de Tablas

Tabla 1 <i>Diez Primeras Causas de Defunción en Colombia</i>	14
Tabla 2 <i>Cronograma</i>	34
Tabla 3 <i>Recursos Necesarios Para el Desarrollo del Prototipo</i>	36
Tabla 4 <i>Características Principales Modulo AD8232</i>	39
Tabla 5 <i>Características en AC del MCP6002</i>	42
Tabla 6 <i>Características en DC del MCP6002</i>	43
Tabla 7 <i>Especificaciones del LCD</i>	50
Tabla 8 <i>Composición del Electrodo 3M Red Dot REF 2228</i>	60
Tabla 9 <i>Polinomios Butterworth Normalizados</i>	71
Tabla 10 <i>Valores Normalizados para los Filtros Butterworth</i>	73
Tabla 11 <i>Dirección del Flujo en los Pines fe Control del Bus de Datos Paralelo</i>	96

Lista de Figuras

Figura 1 <i>Diez Primeras Causas de Defunción en Colombia</i>	15
Figura 2 <i>Modelado Eléctrico del Circuito Sensor</i>	21
Figura 3 <i>Topología de un Amplificador de Instrumentación</i>	22
Figura 4 <i>Sistema Conversor Análogo Digital</i>	25
Figura 5 <i>Componentes del ECG</i>	27
Figura 6 <i>Tarjeta AD8232 de Sparkfun</i>	28
Figura 7 <i>Señal ECG Obtenida</i>	30
Figura 8 <i>ECG Obtenido</i>	31
Figura 9 <i>Diagrama de Bloques ECG Portátil</i>	37
Figura 10 <i>Módulo ECG AD8232 de Sparkfun</i>	38
Figura 11 <i>Diagrama Módulo AD8232 de Sparkfun</i>	40
Figura 12 <i>Distribución de Pines y Empaquetado del MCP6002</i>	45
Figura 13 <i>Placa Arduino Mega 2560</i>	46
Figura 14 <i>Raspberry Pi Pico W Pinout</i>	47
Figura 15 <i>Pantalla LCD 3.95" para Arduino Mega2560</i>	49
Figura 16 <i>Conexionado Típico</i>	51
Figura 17 <i>Módulo HW-221</i>	52
Figura 18 <i>Módulo Regulador de Voltaje LM2596</i>	53
Figura 19 <i>Anatomía del Corazón</i>	54
Figura 20 <i>Potencial Eléctrico del Corazón</i>	55
Figura 21 <i>ECG en Papel Milimetrado</i>	56
Figura 22 <i>Monitor ECG</i>	57

Figura 23 <i>Forma de Onda de un ECG</i>	58
Figura 24 <i>Electrodo 3M Red Dot REF 2228</i>	60
Figura 25 <i>Posibles Conexiones de los Electrodoes en el Cuerpo</i>	61
Figura 26 <i>Estructura Interna del OAMP AD8232</i>	62
Figura 27 <i>Configuración para señales ECG recomendada por Analog Devices</i>	64
Figura 28 <i>Modulo ECG del Fabricante Sparkfun</i>	65
Figura 29 <i>Estandarización de Medidas para Papel de ECG</i>	66
Figura 30 <i>ECG de 30sg con el Módulo AD8232</i>	67
Figura 31 <i>Valores Máximo Y Mínimo De Las Muestras Obtenidas Del ECG</i>	68
Figura 32 <i>Ganancia en Función de la Ganancia de un Filtro Butterworth</i>	70
Figura 33 <i>Circuito Pasa Bajo Simulado en Proteus 8.9</i>	75
Figura 34 <i>Diagrama de Bode para El Filtro Pasa Bajo Implementado</i>	75
Figura 35 <i>Circuito Pasa Alto Simulado en Proteus 8.9</i>	77
Figura 36 <i>Diagrama de Bode Para el Filtro Pasa Alto Implementado</i>	78
Figura 37 <i>Filtro Pasa Banda Completo</i>	79
Figura 38 <i>Respuesta en Frecuencia Filtro Pasa Banda</i>	79
Figura 39 <i>Filtro Notch</i>	80
Figura 40 <i>Diagrama de Bode para el Filtro Notch</i>	82
Figura 41 <i>Circuito de Voltaje Diferencial para Alimentación de los Filtros</i>	83
Figura 42 <i>Esquema Completo de la Sección Analógica</i>	84
Figura 43 <i>Aspecto de la Placa Raspberry Pi Pico W</i>	85
Figura 44 <i>Diagrama de Bloques General del Prototipo</i>	86
Figura 45 <i>Conexiones del Sistema Digital</i>	88

Figura 46 <i>Tarjeta Base</i>	89
Figura 47 <i>Tarjeta Media</i>	90
Figura 48 <i>Tarjeta Superior</i>	91
Figura 49 <i>Conexión Pantalla LCD</i>	92
Figura 50 <i>Módulo Micro SD</i>	92
Figura 51 <i>Conexión entre Tarjetas</i>	93
Figura 52 <i>Señal ECG Filtrada y Digitalizada Con Muestreo A 5ms</i>	94
Figura 53 <i>Valor de Pendiente entre Puntos de Muestreo</i>	95
Figura 54 <i>Diagrama de Tiempos de los Pines de Control</i>	97
Figura 55 <i>Interfaz de Usuario que Captura el ECG Enviado por Internet</i>	100
Figura 56 <i>Interfaz de Usuario Encargada de Analizar Archivos de ECG</i>	101
Figura 57 <i>Conexión a Internet del Servidor y Aplicación Remota</i>	102
Figura 58 <i>Conexión entre la Aplicación Remota y el Servidor Puente</i>	103
Figura 59 <i>Conexión a Internet del ECG Portátil</i>	104
Figura 60 <i>Funcionamiento del ECG Portátil</i>	104
Figura 61 <i>Funcionamiento del ECG Conectado al Terminal Remoto</i>	106

Introducción

Por medio del presente trabajo se busca abordar una solución a una de las problemáticas de salud que afecta a muchas personas, además de ser una de las principales causas de mortalidad a nivel mundial, sin embargo, esta misma problemática se podría controlar implementando programas de prevención y diagnóstico temprano de enfermedades cardiovasculares, por tal motivo el objetivo principal de este trabajo es implementar un prototipo de ECG portátil fácil de operar por personas con conocimientos básicos de medicina, además de facilitar y agilizar el diagnóstico por parte de un especialista ya que el dispositivo se puede conectar vía internet para acercar el paciente y al especialista sin importar la ubicación geográfica cada uno de ellos, o distancia que exista entre los dos.

Para el desarrollo de este prototipo se utilizaron los conocimientos adquiridos durante el curso de la carrera de ingeniería electrónica, además de los conceptos y temas que fueron necesarios aprender y profundizar para finalmente entender cómo abordar la problemática, como desarrollarla, y como implementarla finalmente.

Justificación

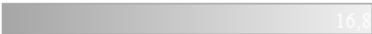









De acuerdo con lo manifestado en el boletín de prensa No. 1133 de 2021 emitido por el Ministerio de Salud y Protección Social, (2021), en cuanto a las cifras en Colombia referentes a enfermedades no transmisibles, afirma que:

Uno de cada 10 colombianos sufre de diabetes, 4 de cada 10 adultos sufren de hipertensión arterial, sin embargo, aproximadamente el 60% de estos todavía no lo saben; 12 de cada 100 colombianos sufrieron un accidente cerebro vascular (ACV) y 3 de cada 100 tienen enfermedad renal crónica. (p. 1)

Partiendo de estas cifras, se puede afirmar que el porcentaje de personas que muy probablemente sufren de enfermedades no transmisibles, y aun no lo saben, es relativamente alto teniendo en cuenta los mecanismos de atención para la prevención de enfermedades, además es de tener en cuenta que estas cifras pueden ser aún mayores, ya que existen muchos pacientes que por motivos de ubicación geográfica, falta de recursos económicos, desconocimiento de la existencia de los programas de ayuda para prevención de estas enfermedades, y muchos motivos más, las cifras son grandes.

Según el DANE, (2024), “De las diez primeras causas de defunción en Colombia para lo corrido del año (21 de junio 2024), la primera causa de defunción son las enfermedades isquémicas del corazón con el 16,8% del total de las defunciones” (p.6). Estas cifras se pueden apreciar en la Tabla 1 del Boletín técnico: de defunciones fetales y no fetales.

Tabla 1*Diez Primeras Causas de Defunción en Colombia*

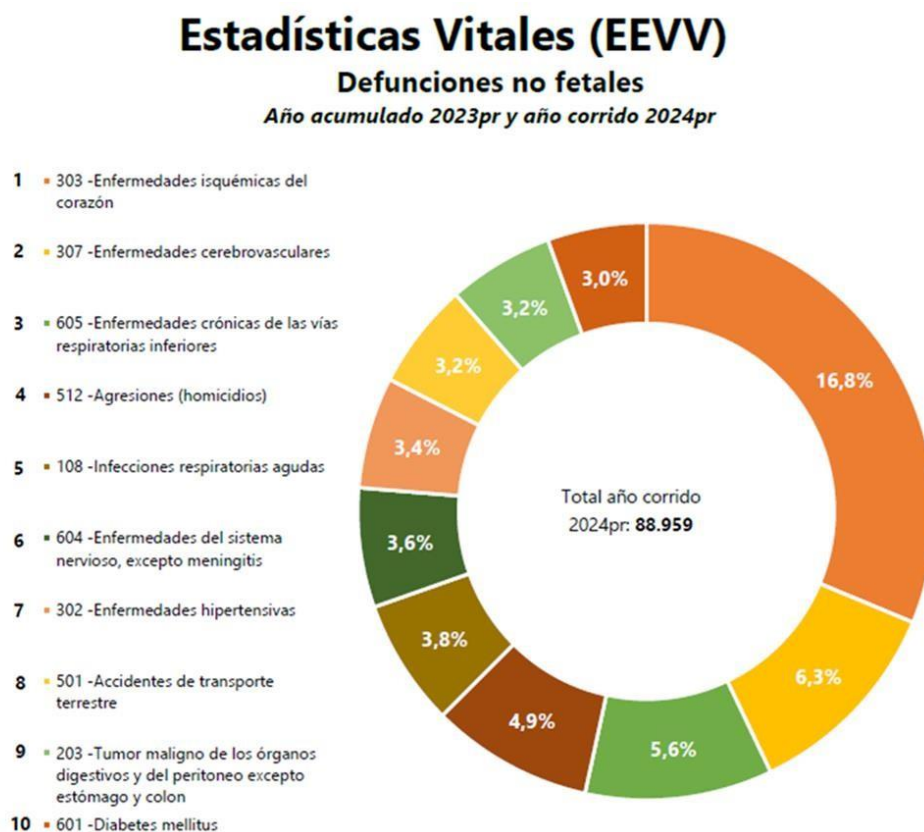
Grupo de causas	Total	Año corrido 2024pr	
			%
Total Nacional	88.959	100	
303-Enfermedades isquémicas del corazón	14.964	16,8	
307-Enfermedades cerebrovasculares	5.567	6,3	
605-Enfermedades crónicas de las vías respiratorias inferiores	5.021	5,6	
512-Agresiones (homicidios)	4.344	4,9	
108-Infecciones respiratorias agudas	3.406	3,8	
604-Enfermedades del sistema nervioso, excepto meningitis	3.198	3,6	
302-Enfermedades hipertensivas	2.986	3,4	
501-Accidentes de transporte terrestre	2.854	3,2	
203-Tumor maligno de los órganos digestivos y del peritoneo excepto estómago y colon	2.840	3,2	
601-Diabetes mellitus	2.653	3	
Otros grupos de causas	41.126	46,2	

Nota. Causas de defunción en Colombia. Tomado de. Boletín técnico: de defunciones fetales y no fetales, DANE. (2024) <https://www.dane.gov.co/index.php/estadisticas-por-tema/salud/nacimientos-y-defunciones>

Como se puede evidenciar, las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de decesos en Colombia, también es evidente que las cifras han venido en aumento en los últimos tres años como lo indica el boletín técnico de defunciones fetales y no fetales de las estadísticas vitales del DANE, (2024), por tal motivo, es muy significativo poder ayudar a mejorar los mecanismos de diagnóstico y prevención temprana de enfermedades cardiovasculares, generados por el ministerio de salud facilitando el acceso de cualquier paciente a exámenes de diagnóstico temprano, para de esta manera disminuir las cifras de decesos. A continuación, en la Figura 1, se muestran las diez primeras causas de defunción en Colombia.

Figura 1

Diez Primeras Causas de Defunción en Colombia



Fuente: DANE, Estadísticas Vitales.
 Pr. Cifras preliminares

Nota. Causas de defunciones no fetales. Tomado de. Boletín técnico: de defunciones fetales y no fetales, DANE. (2024) <https://www.dane.gov.co/index.php/estadisticas-por-tema/salud/nacimientos-y-defunciones>

Partiendo de lo anterior, se decide presentar la propuesta de diseño de un prototipo de electrocardiógrafo de fácil adquisición al público general, sencillo de operar y con capacidad de acercar el paciente al especialista de forma virtual sin importar la distancia que los separe, de esta manera se podría aumentar la cobertura y la accesibilidad a exámenes de diagnóstico temprano.

Objetivos

Objetivo General

Desarrollar un dispositivo portátil, de fácil uso, y libre de conexión a la red eléctrica, que este en capacidad de enviar un ECG en tiempo real a una terminal remota haciendo uso de la internet de la telefonía móvil.

Objetivos Específicos

Diseñar una etapa de adquisición de señales cardiacas con amplitud y calidad de señal óptima para ser filtrada.

Calcular un sistema de filtros pasa altas y pasa bajas lo más preciso posible, que este en capacidad de eliminar señales de ruido presentes en la señal ECG.

Implementar un sistema de conversión análoga digital con un microcontrolador para digitalizar la señal ECG, y posterior envío por un modem de telefonía móvil.

Programar una aplicación para escritorio de Windows, la cual este en capacidad de recibir un conjunto de datos provenientes de internet, para luego reconstruir la señal ECG remota en la pantalla de un PC.

Descripción del Problema

De acuerdo con la publicación colombiana de Informes Especiales, (2021), se menciona lo manifestado por la Federación Mundial del Corazón, que afirma que el 80% de los fallecimientos por enfermedades cardiovasculares (ECV) son prevenibles. A pesar de ello, estas condiciones siguen siendo la principal causa de muerte en el mundo, ya que provocan aproximadamente 18.6 millones al año. Además, a raíz de la pandemia, esta cifra tuvo un importante aumento pues más de 500 millones de pacientes con dolencias cardiovasculares a escala mundial, podrían desarrollar complicaciones graves por la COVID-19, sin embargo, estas cifras se podrían disminuir considerablemente si se contara con mecanismos que facilitaran el acceso de los pacientes a diagnósticos tempranos, pero actualmente no toda la población tiene acceso a este tipos de exámenes por cuestiones económicas, geográficas, déficit de equipos y especialistas en los centros de salud, etc.

El 8 de noviembre del 2021 el Ministerio de Salud y Protección Social, (2021) emite el boletín de prensa No. 1133 de 2021, en el cual Nubia Esperanza Bautista quien es la subdirectora de enfermedades no transmisibles de este ministerio, manifestaba que las enfermedades cardiovasculares con controlables previniendo, diagnosticando y cambiando el estilo de vida a uno saludable, lo cual reduce así hasta en un 80% los decesos. Frente a este reto de disminuir el riesgo de mortalidad que generan las enfermedades cardio-cerebrovasculares, el ministerio de salud y protección social ha creado rutas integrales de atención en salud (RIAS) para hacer frente a esta situación, sin embargo, también afirma que a pesar de estos mecanismos estas enfermedades siguiendo, siendo la segunda causa de mortalidad en Colombia en los últimos 30 años después del cáncer.

Marco Conceptual

Para el desarrollo de la problemática propuesta, se hace necesario conocer algunos conceptos relevantes que hacen parte de la temática a tratar en este documento, por tal motivo se describirán en este apartado, esto con el fin de lograr una mayor comprensión tanto de la problemática, como la solución a implementar.

Enfermedad Cardiovascular

De acuerdo con Ministerio de Salud y Protección Social, (2021), se hace referencia a un conjunto de problemas que involucran al corazón y a los vasos sanguíneos. Estas afecciones por lo general son generadas por la aterosclerosis, que es el endurecimiento de las arterias y los vasos sanguíneos por la acumulación de colesterol, grasas, y otras sustancias en las paredes de conductos sanguíneos, los cuales con el tiempo llegan a estrechar u obstruir la circulación sanguínea, a estas obstrucciones se les denomina placa, la cual es la responsable de generar una muy alta probabilidad de ataques cardíacos o accidentes cerebrovasculares, los cuales pueden provocar el deceso del paciente que los padece.

Existen diferentes tipos de enfermedades cardiovasculares, entro los cuales se tiene los siguientes:

Cardiopatía Coronaria

Es generada por la acumulación de placa en las arterias que llegan al corazón. La reducción de sangre y oxígeno que recibe el corazón a causa del estrechamiento o bloqueo de las arterias, puede generar un ataque cardíaco, o largo plazo puede generar que el miocardio se debilite, lo que a su vez puede generar insuficiencia cardíaca o arritmias (Navarro, 2017).

Insuficiencia Cardiaca

Es consecuencia de la cardiopatía coronaria, y consiste en el debilitamiento, o rigidez del miocardio, haciendo que el corazón no sea capaz de bombear suficiente sangre oxigenada al resto del cuerpo.

Arritmias

Evidencia fallo en el sistema eléctrico del corazón y por esta razón el corazón puede palpar muy rápido, muy lento, o de forma irregular con respecto al tiempo. Esta falla puede ser generada por una insuficiencia cardiaca, o un ataque cardiaco, aunque también se han documentado casos en los cuales los pacientes nacen con arritmias.

Enfermedades de las Válvulas Cardiacas

Esta afección hace referencia a problemas en una de las cuatro válvulas del corazón. Los problemas más comunes en las válvulas del corazón son, que una válvula no abra completamente y bloquee el flujo sanguíneo, a esto se le denomina estenosis, otro problema es que la válvula no cierra correctamente y la sangre se devuelve, o circula en la dirección contraria, a esta patología se le denomina regurgitación. Síntoma de cualquiera de estos problemas es lo que comúnmente se denomina soplo cardiaco. Algunos pacientes pueden nacer con problemas en las válvulas cardiacas (Velandia-Rátiva et al., 2022).

Arteriopatía Periférica

Se caracteriza por ser la acumulación de placa en las arterias de las piernas, esta falta de oxígeno y sangre en las piernas pueden generar lesiones en los tejidos y en el sistema nervioso de las piernas.

Hipertensión

Hace referencia a la presión arterial alta y puede llegar a provocar ataque cardiaco, insuficiencia cardiaca, y accidente cerebrovascular.

Accidente Cerebrovascular

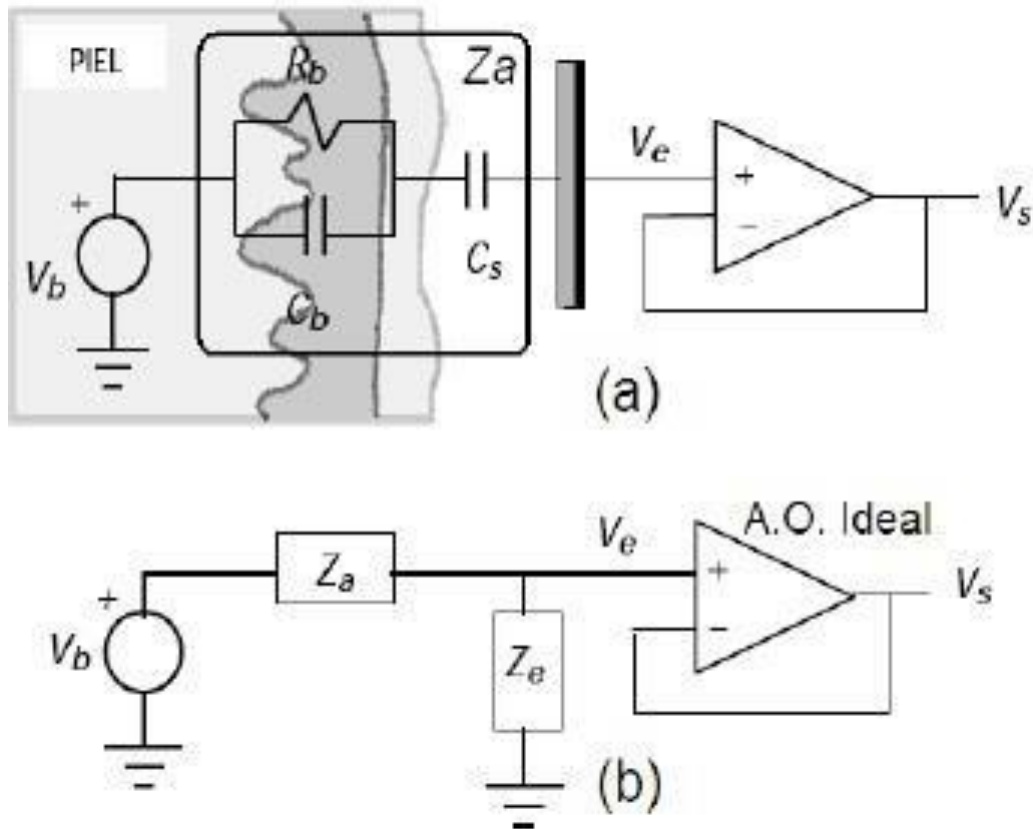
Es causado por la falta de flujo sanguíneo al cerebro, lo que puede ser causado por una obstrucción de los vasos del cerebro, o una hemorragia cerebral.

Cardiopatía Congénita

Se refiere a los problemas cardiacos con que un paciente nace, es decir, anomalías que fueron adquiridas en su desarrollo prenatal.

Biopotencial

De acuerdo con Varela-Benítez et al., (2015) en la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, los biopotenciales son señales originadas por procesos bioquímicos involucrados en el funcionamiento de las células del cuerpo de un ser vivo. Esta actividad se esparce por todo el cuerpo en forma de señales eléctricas que pueden ser detectables sobre la piel. Estos potenciales eléctricos poseen características únicas de amplitud y frecuencia, esto, dependiendo del órgano donde se genere, gracias a esto es posible captarlas y diferenciarlas para su respectivo procesamiento y análisis. Cada una de las señales captadas se puede convertir en modelos eléctricos simples que se aproximan bastante a los reales, por ejemplo, la piel se puede modelar por medio de una fuente de voltaje en serie con un paralelo R-C como el de la Figura 2.

Figura 2*Modelado Eléctrico del Circuito Sensor*

Nota. Modelado eléctrico desde la piel, hasta la entrada al amplificador operacional. (a) Modelo eléctrico de la interfaz piel electrodo. (b) Modelo eléctrico de la impedancia de entrada del amplificador (Z_e) y la impedancia equivalente (Z_a) del electrodo. Tomado de. Electrodo capacitivo de alta sensibilidad para la detección de biopotenciales eléctricos, Varela-Benítez, J., Rivera-Delgado, J., Espina-Hernández, J., y Vázquez, J. (2015).

<https://doi.org/10.17488/RMIB.36.2.1pdf>

La capacitancia C_s está formada por la piel y el electrodo, Z_a es la impedancia serie formada por la piel y C_s , Z_e representa la impedancia de entrada al oamp, V_b es la señal, o

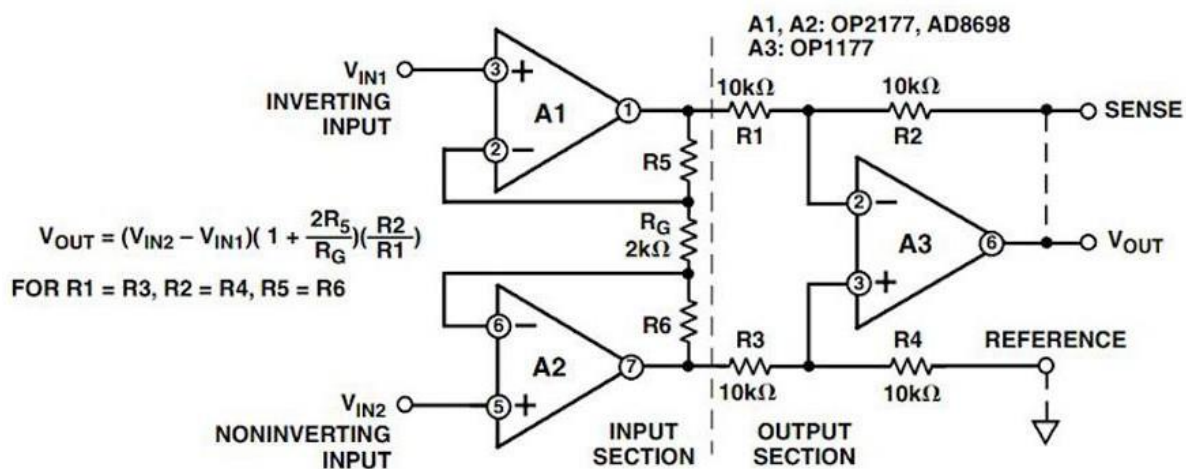
biopotencial que se desea detectar, V_e es la fracción de V_b que es amplificada, y V_s la señal amplificada (Varela-Benítez et al., 2015).

Amplificador Operacional de Instrumentación

Como se pudo interpretar en Uribarri, (2019), un amplificador de instrumentación está conformado por amplificadores operacionales dispuestos de tal manera que conforman 2 etapas, la primera es la etapa de entrada denominada preamplificación, la cual está conformada por dos amplificadores operacionales, uno de ellos como inversor y el otro como no inversor, la segunda etapa denominada salida, está conformada por un solo amplificador operacional como diferenciador tal como se muestra en la Figura 3.

Figura 3

Topología de un Amplificador de Instrumentación



Nota. En esta figura se muestra las etapas que conforman un amplificador de instrumentación.

Tomado de. Amplificadores de instrumentación, Uribarri, G. (2019)

http://materias.df.uba.ar/ica2019c1/files/2019/07/Notas_Instrumentacion_y_Control.pdf

Esta topología es muy utilizada en la adquisición de señales muy tenues y con bastante ruido, ya que presenta las siguientes características que lo hacen ideal para tal tarea:

Alto rechazo al modo común.

Alta impedancia de entrada.

Alta ganancia en modo de circuito abierto.

Bajo DC offset.

Filtros Activos

De acuerdo con lo expuesto por Huircán, (2017), los filtros activos son dispositivos que se puede configurar para dejar pasar un ancho de banda de frecuencias limitada. Está conformado por elementos pasivos como resistencias, condensadores, y un elemento activo que es un amplificador operacional, este último componente hace que los filtros adquieran ciertas características que los hacen superiores a los filtros pasivos, los cuales solo están constituidos por resistencias, condensadores, y bobinas. Dentro de las características más relevantes de los filtros activos están: son más versátiles en cuanto a sus componentes, pues requieren menos y son más eficientes en cuanto a las frecuencias de corte, en comparación con los filtros pasivos. Además, poseen elevadas características de aislamiento y pueden proveer ganancia.

Los filtros activos se pueden clasificar en diferentes grupos, dependiendo de la respuesta en frecuencia entregada con respecto a la frecuencia de entrada. Estos grupos o clasificaciones son:

Pasa Bajos

Permiten el paso de toda señal que se encuentre en una frecuencia por debajo de su frecuencia de corte, y elimina todas aquellas que sean superiores.

Pasa Altos

Estos a diferencia de los anteriores, permiten el paso de las señales cuya frecuencia este por encima de la frecuencia de corte sintonizada con sus elementos pasivos.

Pasa Banda

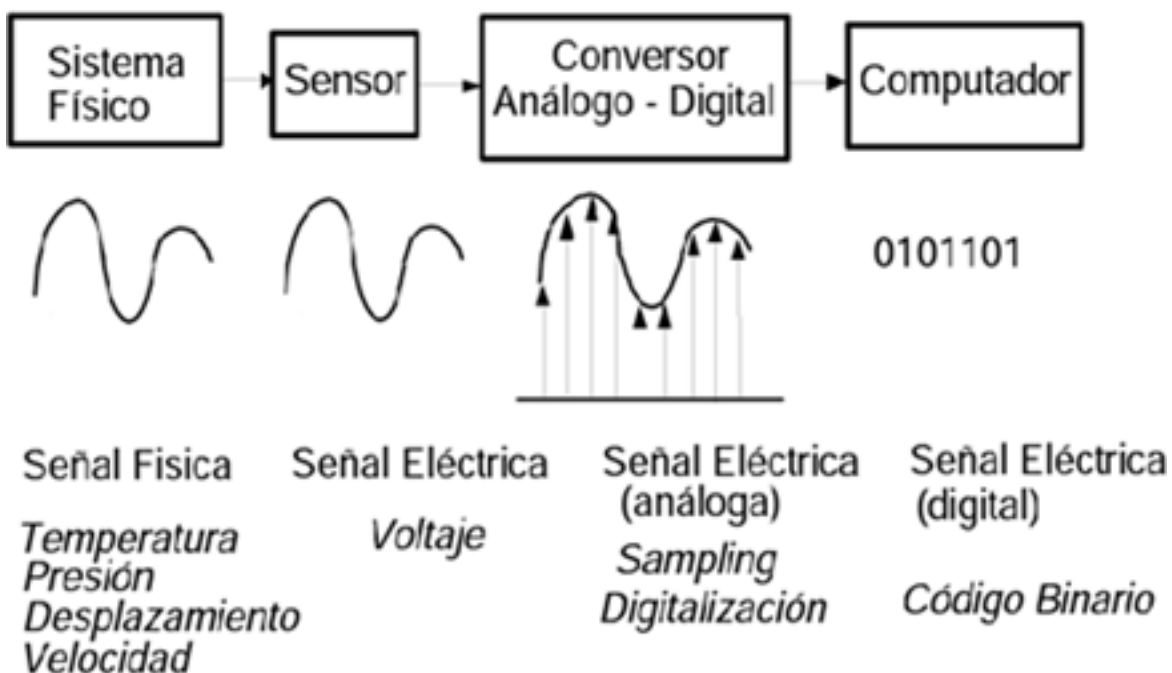
Estos son una combinación de los anteriores, ya que permiten el paso de un ancho de banda, y rechaza toda señal que este por debajo y por encima de las frecuencias de corte sintonizadas.

Rechaza Banda

Este tipo de filtros se comportan de forma inversa a los pasa banda, es decir, rechazan toda señal que se encuentre en un rango o ancha de banda, y dejan pasar todas las señales que se encuentren por encima y por debajo de las frecuencias de corte sintonizadas.

Conversión Análoga Digital

De acuerdo con lo comprendido con Huircán, (2007), una conversión análoga/digital, consiste en tomar una señal análoga y continua en el tiempo y convertirla en valores de amplitud, con respecto al tiempo, este proceso no se debe llevar de forma arbitraria, por el contrario, se ha de tomar en consideración varios aspectos, como, la frecuencia mínima en la que se puede realizar el muestreo de una señal, de tal forma que al reconstruirla sea lo más aproximado a la señal real. No solamente se ha de tener en cuenta la frecuencia o velocidad de muestreo, también es muy importante, definir cómo se va a cuantificar, o que valor de amplitud se le va a signar para poder ser más reconstruido nuevamente. En la Figura 4 se puede observar un sistema de conversión análoga digital.

Figura 4*Sistema Conversor Análogo Digital*

Nota. En la figura se muestra las diferentes etapas que conforman un conversor A/D. Tomado de.

Conversores análogo-digital y digital-análogo: Conceptos básicos, Huircán, J. (2007)

<https://lc.fie.umich.mx/~azm/ad03.pdf>

Estado del Arte

El desarrollo del prototipo a implementar surge como una solución a la creciente población de pacientes que día a día presentan riesgo de enfermedades cardiovasculares, y que por diferentes situaciones no tienen acceso a un examen de detección temprana.

Partiendo de lo anteriormente mencionado, se plantea la implementación de un prototipo de ECG portátil con conectividad a internet, esto con el fin de lograr una sustancial reducción de tiempo en análisis de los exámenes por parte de un especialista en cardiología.

La idea de un equipo de ECG de tipo portátil no es algo nuevo, sin embargo, dentro del campo de investigación actual se ha encontrado que los desarrollos se han enfocado en alcances limitados en cuanto a área de cobertura, almacenamiento de información y medida de variables eléctricas, por tal motivo se pretende implementar un equipo que tenga unas mayores prestaciones en cuanto a alcance, medidas de variables eléctricas del ECG, posibilidad de almacenamiento de datos cuando se encuentre fuera del alcance de conexión a la red de internet; cada una de estas prestaciones conforma diferentes etapas a desarrollar, etapas como adquisición de señal, filtrado, digitalización, análisis de la forma de la señal obtenida para obtención de medidas de la señal, almacenamiento digital de la señal, y comunicaciones que implican el transporte de la señal digital de una etapa a otra.

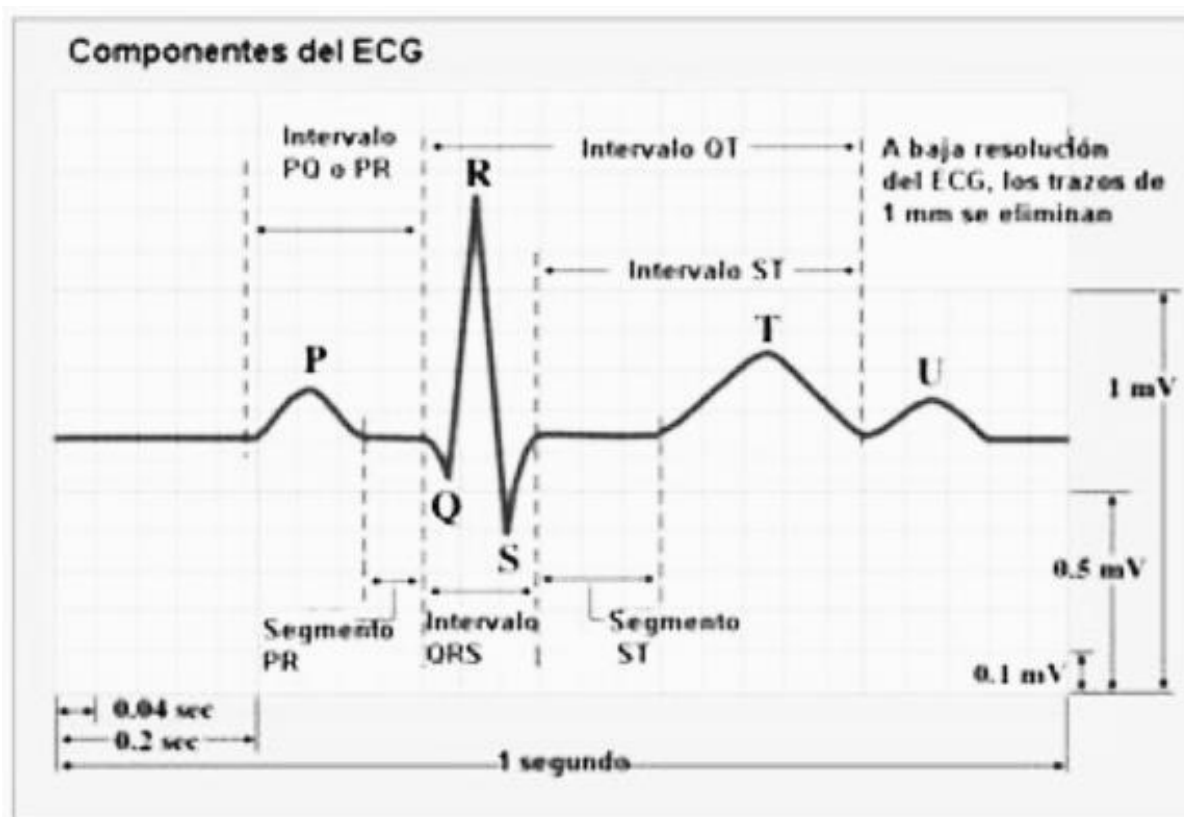
El prototipo fundamentalmente parte de la adquisición de la señal eléctrica por medio de electrodos conectados en la piel del paciente, estas señales pueden adquirirse por medio de diferentes tipos de conexiones de electrodos, siendo una de las más prácticas la conexión de tres electrodos, sin embargo, la cantidad de datos que entrega esta señal es mínima en comparación a la conexión de 12 electrodos o 12 derivaciones, pero con tres electrodos ya se puede detectar

diferentes tipos de afecciones del corazón, por tal motivo este prototipo se limitara a funcionar con la conexión de tres electrodos.

De acuerdo con Caballero et al., (2018), en el trabajo Prototipo de electrocardiógrafo portátil, propone realizar la conexión de tres electrodos a una placa fabricada por la empresa Sparkfun, la cual está basada en el amplificador de instrumentación AD8232, es posible capturar los segmentos básicos del ECG (Figura 5).

Figura 5

Componentes del ECG



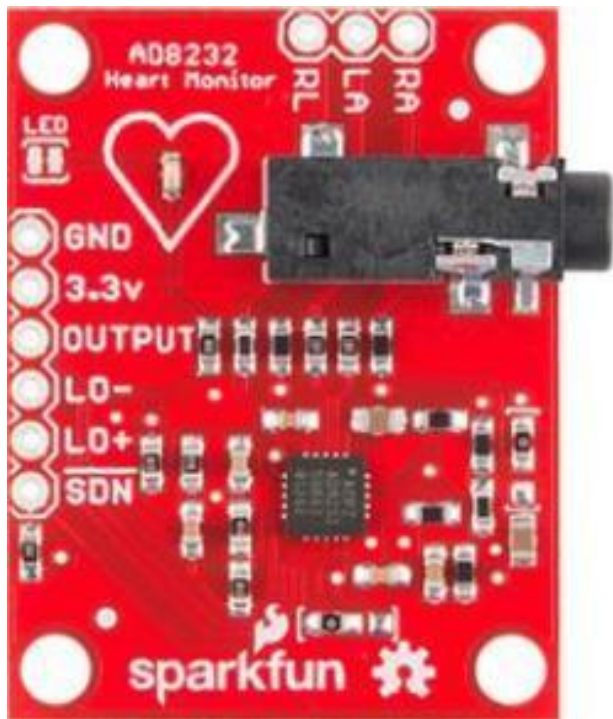
Nota. En esta figura se muestran los Componente del ECG. Tomado de. Prototipo de electrocardiógrafo portátil, Caballero, F., Jiménez, V., y Sánchez, A. (2018)

<https://pistaseducativas.celaya.tecnm.mx/index.php/pistas/article/view/1066>

La tarjeta AD8232 (Figura 6) en el Prototipo de electrocardiógrafo se desempeñó con eficiencia y buena estabilidad, la relación señal ruido es bastante alta, reducido tamaño, bajo costo, siendo esta tarjeta ideal para captar las señales del ECG con tres electrodos.

Figura 6

Tarjeta AD8232 de Sparkfun



Nota. Prototipo de electrocardiógrafo portátil. Tomado de. Prototipo de electrocardiógrafo portátil, Caballero, F., Jiménez, V., y Sánchez, A. (2018)

<https://pistaseducativas.celaya.tecnm.mx/index.php/pistas/article/view/1066>

Examinando los resultados de las pruebas realizadas a el equipo desarrollado por los autores, en donde manifiestan que realizaron un total de 19 pruebas en personas de diferentes edades, y que todas las pruebas fueron exitosas, citando a Caballero et al., (2018), “Entrega una gráfica que exhibe en forma clara los impulsos cardiacos que a decir incluso de los expertos consultados son como los que presentan los aparatos de uso profesional” (p. 17), se toma la

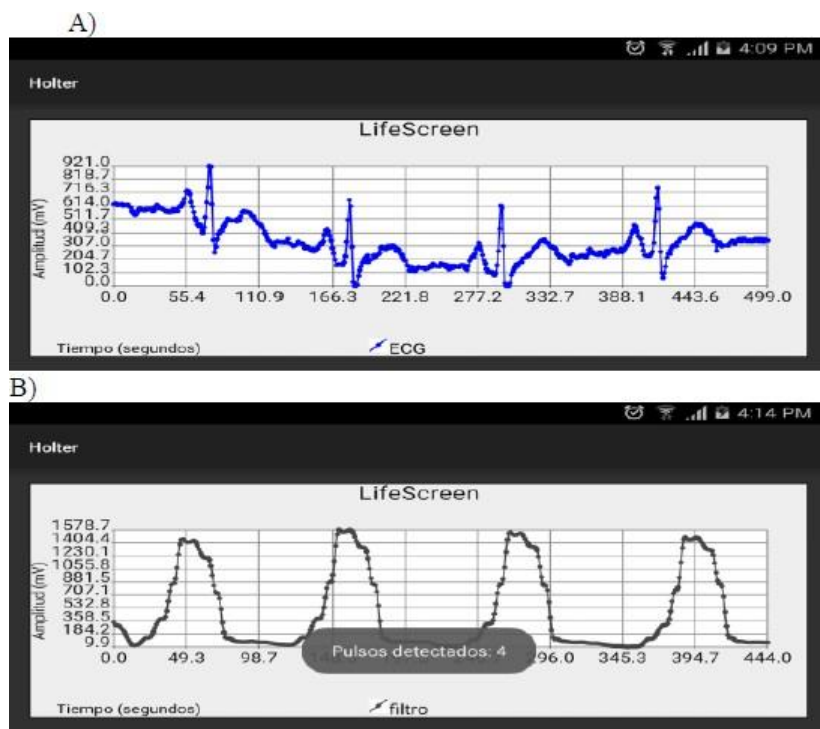
decisión de implementar esta tarjeta para la etapa de adquisición de la señal ECG para el prototipo a desarrollar.

Una de las soluciones posibles para el desarrollo del prototipo propuesto, involucra un dispositivo móvil de tipo Android con conectividad a internet el cual servirá como plataforma de conexión hacia el servidor por medio de una red de telefonía móvil, y dentro de la información analizada para el estado del arte se encontró una propuesta de diseño donde se utiliza un dispositivo Android pero, no con el fin de transmitir los datos de la señal sino de visualizar la señal, es decir, no utiliza una pantalla LCD para tal propósito, utiliza un dispositivo bluetooth para comunicarse con un dispositivo Android para visualizar los datos de la señal ECG. En el proyecto de Díaz-Estrada et al., (2016), llamado “Diseño de electrocardiógrafo portátil e inalámbrico para dispositivos móviles” se proponen realizar una interfaz única y exclusivamente para la adquisición de la señal, donde cabe destacar que los autores resaltan la importancia de realizar una correcta adecuación, y filtrado de la señal, esto con el fin de dejar la tarea de análisis de la señal completamente al software.

Los resultados obtenidos se encontraban dentro de los parámetros esperados por parte de los autores del proyecto, esto se puede observar en la Figura 7.

Figura 7

Señal ECG Obtenida



Nota. En esta figura se muestra el diseño de electrocardiógrafo portátil e inalámbrico para dispositivos móviles. A) Señal ECG de entrada. B) Salida del algoritmo PanTompkins. En esta última, cada pulso representa un complejo QRS detectado. Tomado de. Diseño de electrocardiógrafo portátil e inalámbrico para dispositivos móviles, Díaz-Estrada, E., Álvarez-Serna, C., Bonilla-Muñoz, J., Ponce-Serna, A., y Gutiérrez-Navarro, O. (2016)

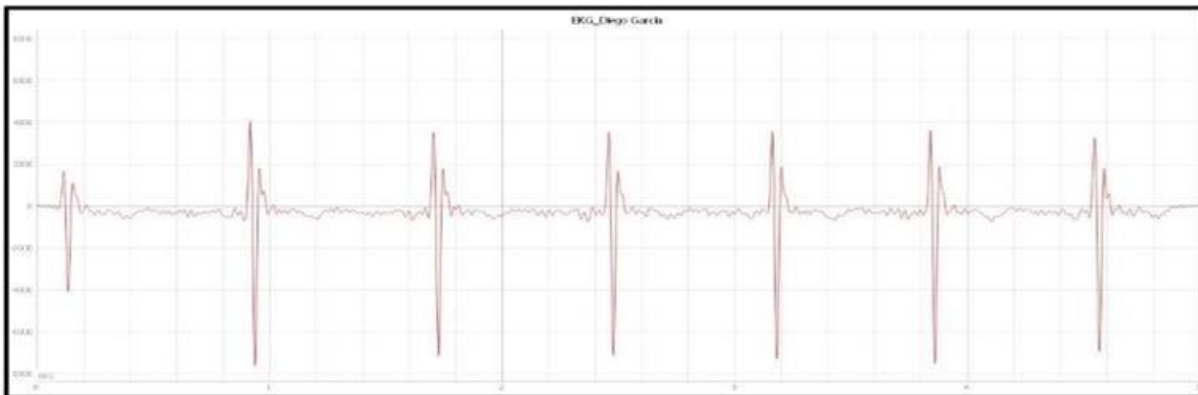
<http://memoriascnib.mx/index.php/memorias/article/view/19>

De acuerdo con lo anterior, es de suma importancia tener en cuenta que, aunque para el prototipo que se desea desarrollar se usara una tarjeta de adquisición de señales ECG con tres derivaciones, se debe realizar un correcto filtrado de la señal para obtener resultados de muy buena calidad, este filtrado debe de estar centrado tanto en el ancho de banda de la señal a muestrear, como minimizar el ruido que acompañe a la señal adquirida.

Uno de los aspectos fundamentales del prototipo a desarrollar es poder conectar vía internet para la transmisión de datos a un servidor, y al mismo tiempo almacenar los datos en una tarjeta de memoria en archivos planos en el caso fortuito de que el equipo se encuentre fuera del área de conexión de telefonía móvil. Este aspecto ya se ha tomado en cuenta por parte de algunos investigadores que están desarrollando equipos de ECG portátiles con fines de brigadas de salud que asisten a lugares muy retirados, tal es el caso del proyecto denominado “Diseño y construcción de un electrocardiógrafo portátil de tres derivaciones para el diagnóstico de arritmias en pacientes de zonas rurales del cantón Riobamba” de García, (2019), en este desarrollo los autores proponen tomar las lecturas de los ECG (Figura 8) para luego ser enviadas como archivo .PDF hacia una nube donde son alojados estos archivos.

Figura 8

ECG Obtenido



Nota. Diseño y construcción de un electrocardiógrafo portátil de tres derivaciones para el diagnóstico de arritmias en pacientes de zonas rurales del cantón Riobamba. Tomado de. Diseño de electrocardiógrafo portátil e inalámbrico para dispositivos móviles, Díaz-Estrada, E., Álvarez-Serna, C., Bonilla-Muñoz, J., Ponce-Serna, A., y Gutiérrez-Navarro, O. (2016)

<http://memoriascnib.mx/index.php/memorias/article/view/19>

El prototipo implementado por los autores demuestra ser un equipo bastante robusto para el trabajo en campo, ya que en las pruebas que realizaron lograron conseguir una autonomía de 9 horas continuas de trabajo con dos baterías de 9V conectadas en serie con derivación central en la unión positivo negativo de ambas baterías, y reguladas por un RPI Powerpack V2 diseñado para Raspberry Pi con capacidad para 3800mAH, la calidad de la señal adquirida fue optima ya que utilizaron una tarjeta de sonido como medio de adquisición y digitalización de datos, con esto lograron una frecuencia de muestreo de 44.1kHz a una resolución de 16bits siendo uno de los mejores sistemas de adquisición y digitalización dentro de la información consultada.

En cuanto al almacenamiento de información en el cual se destaca el poder generar archivos de tipo PDF, además de la conexión a internet para el envío de los archivos, este proyecto aporta bastantes ideas en cuanto a cómo tratar estas conexiones y como enviar los archivos, aporte de suma importancia para el desarrollo del prototipo que se desea realizar para dar solución al problema propuesto.

En la información recopilada también se encontró un prototipo que utiliza también la conexión de telefonía móvil, pero dicha conexión funciona de forma análoga, es decir, no envía datos por la red móvil de internet, lo hace por medio de una llamada telefónica en la cual transmite la señal ECG de forma acústica a un elemento captador de esta señal acústica, para posteriormente llevarla a un PC. Este proyecto de Egea, (2019), denominado “Desarrollo de un prototipo portátil de electrocardiograma”, posee una gran ventaja ya que, al tratar enviar la señal de forma acústica por una llamada convencional, logra conseguir un mayor alcance que la actual red 4G, sin embargo, para el prototipo que se desea implementar el alcance no es tan crítico, ya que puede almacenar la señal obtenida para su posterior envío al servidor, o como archivos planos vía correo electrónico.

Metodología de Diseño Experimental

Una vez establecida la idea del alcance del prototipo a desarrollar, y con la revisión de documentación existente al respecto realizada por otros autores y otras fuentes, se plantea la metodología del método experimental que de acuerdo con Sánchez y Reyes, (2015), lo que se busca es plantear unas condiciones de acuerdo con una planificación inicial con el fin de verificar cuál de las opciones propuestas se desempeña mejor en cuanto a procesamiento de los datos, velocidad, estabilidad, conectividad, costos, y resultado final.

Partiendo de lo anterior, se plantean las siguientes opciones, de las cuales se seleccionará una para probar o experimentar:

Una vez establecido el sistema de adquisición, adecuación, y digitalización de la señal cardíaca, enviarlos por medio de un módulo bluetooth o WiFi a un dispositivo Android para que estos datos sean enviados a aplicación de escritorio tipo servidor los recibe para su posterior envío a una terminal remota, y esta última terminal posee una aplicación de tipo cliente que los recibe para su respectivo análisis, o diagnóstico.

Sobre una placa de Arduino Mega, realizar la digitalización de la señal análoga proveniente de un sistema de adquisición y filtrado, una vez la señal esta digitalizada, y haciendo uso de un shield para Arduino desarrollado por la empresa Quectel, se envía el ECG a una terminal remota donde será visualizado.

Opción Seleccionada para el Método Experimental

De acuerdo a las dos posibles opciones presentadas, se ha decidido que la mejor es la primera, esto debido a que el hardware requerido para establecer una conexión a internet a través de un dispositivo móvil, o una red de banda ancha viene incorporado en la placa de uno de los microcontroladores que además de realizar la tarea de conversión análoga digital, y medida de

las variables eléctricas de la señal ECG, como ya se mencionó, viene embebido en una sola placa, con lo cual se logra una reducción considerable del hardware necesario y tamaño del dispositivo, además de la velocidad de procesamiento de la placa.

Cronograma

De acuerdo con lo anteriormente descrito, se propone un cronograma de actividades descrito al detalle en la Tabla 2.

Tabla 2

Cronograma

Objetivos	Actividades	Agosto	Septiembre	Octubre	Noviembre
General	1. Identificación del problema	■			
	2. Planteamiento de una posible solución		■		
	3. Delimitación del alcance de la solución			■	
	4. Recolección de información referente a la solución				■
Específico 1	1. Selección del OAmpl de instrumentación			■	
	2. Adquisición del OAmpl de instrumentación				■
	3. Recopilación y análisis de información sobre el OAmpl de instrumentación (datasheet)				■

Objetivos	Actividades	Agosto	Septiembre	Octubre	Noviembre
	4. Pruebas y caracterización del OAmplificador				
Específico 2	1. Medida del ruido entregado por el OAmplificador.				
	2. Selección del tipo de filtrado para la señal entregada por el OAmplificador.				
	3. Calculo y diseño de los filtros seleccionados				
	4. Pruebas, respuesta, y ajustes de los filtros frente a la señal entregada por el OAmplificador.				
Específico 3	1. Digitalización de la señal				
	2. Programación del socket servidor en la placa de Arduino				
	3. Pruebas de conexión y envío de datos hacia el cliente.				
Especifico 4	1. Implementación de la aplicación de escritorio Windows				
	2. Pruebas y ajustes finales.				

Nota. En esta tabla se describen las actividades y su tiempo de ejecución.

Recursos

Definir el presupuesto necesario para la implementación de la solución, los cuales se detallan en la Tabla 3.

Tabla 3

Recursos Necesarios Para el Desarrollo del Prototipo

Recurso	Descripción	Presupuesto
Equipo Humano	Hora de programador y laboratorista \$50000 x 28 horas	\$ 1.400.000
Equipos y Software	Arrendamiento de PC \$100000x Mes, durante 2 meses	\$ 200.000
Viajes y Salidas de Campo	Visitas a las tiendas electrónicas en búsqueda de elementos.	\$ 20.000
Materiales y suministros	Un Arduino Mega 2560 pro.	\$ 85.000
	Un Raspberry Pi pico W.	\$ 50.000
	Una pantalla LCD TFT Touch Screen 3.95” de 16 BIT RGB de 65K colores con resolución 320x480 Pixeles.	\$ 100.000
	Un Módulo electrocardiógrafo AD8232.	\$ 65.000
	Tres Amplificadores operacionales MCP6002.	\$ 30.000
	Elementos varios como resistencias, condensadores etc.	\$ 50.000
	Una batería recargable de 6V 5Ah.	\$ 15.000
Bibliografía	Bibliografía digital.	\$ 100.000
	Uso de internet. \$50000 x Mes, durante 2 meses.	
Total		\$ 2.070.000

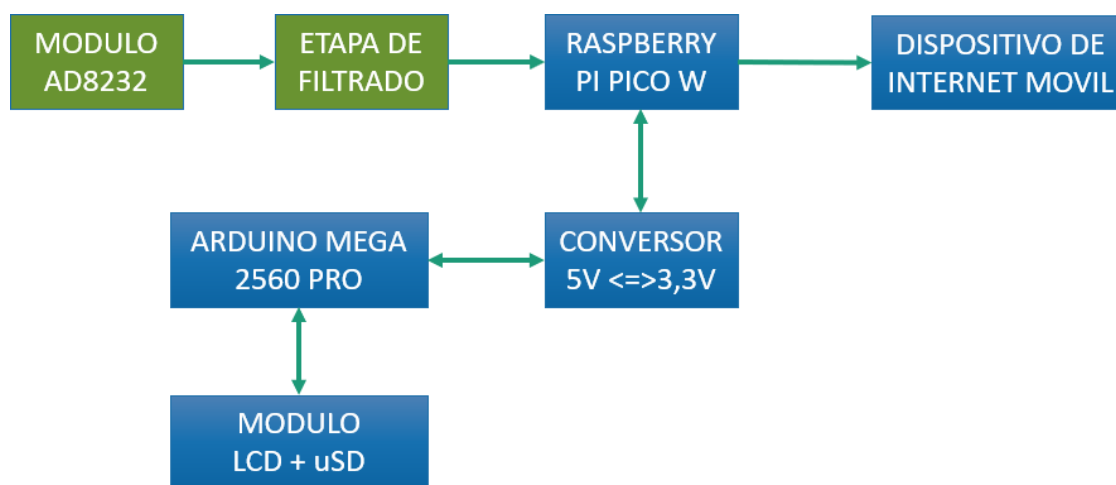
Nota. Descripción de los recursos requeridos para el desarrollo del prototipo.

Descripción del Hardware de la Solución

En el desarrollo del prototipo es necesario la adquisición de los materiales que se requieren para ensamblar el hardware, así mismo, es necesario conocer las características y funcionamiento de cada uno para lograr un correcto funcionamiento del prototipo, por eso se hará una revisión básica de estos datos, además de algunos datos relevantes de su funcionamiento, conexionado, y cuidados de cada componente por lo cual se propone el siguiente diseño descrito en la Figura 9.

Figura 9

Diagrama de Bloques ECG Portátil



Nota. En la figura se puede observar de color verde las etapas analógicas, y en color azul las etapas digitales.

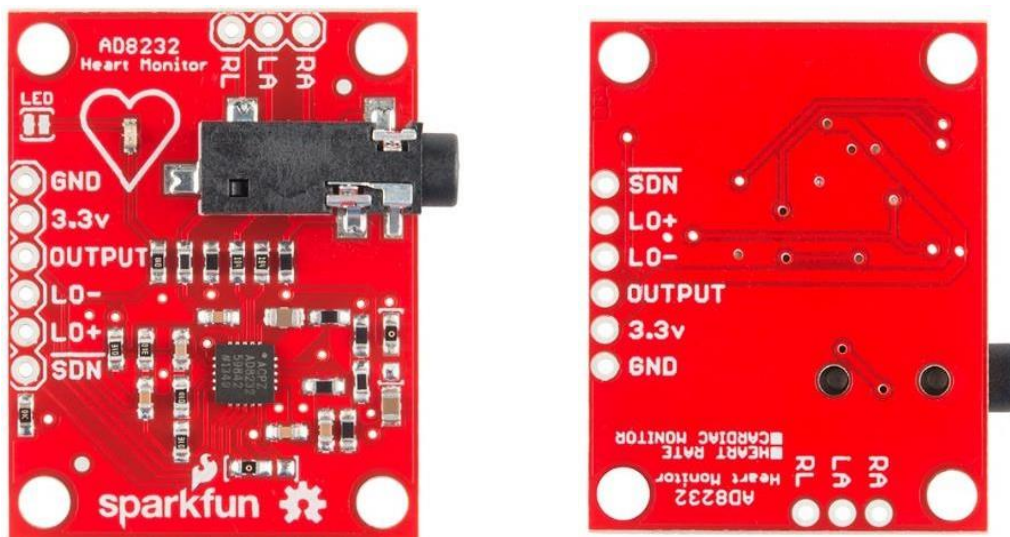
Una vez se ha logrado establecer comunicación con el servidor puente, y la aplicación cliente remoto se ha conectado, se realiza la transmisión de los datos usando para esto una conexión WiFi bien sea desde un dispositivo móvil, o una conexión banda ancha.

Adquisición y Adecuación de la Señal ECG

Para el desarrollo de esta primera etapa se utilizará un amplificador de instrumentación comercial que ha sido implementado sobre un módulo compatible con Arduino, con el fin de captar la señal ECG proveniente de tres electrodos. Este dispositivo es el módulo ECG AD8232 (Figura 10) que la empresa Sparkfun electronics, quienes han basado su diseño en el amplificador de instrumentación de la misma referencia que es fabricado por la empresa Analog Devices.

Figura 10

Módulo ECG AD8232 de Sparkfun



Nota. AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide. Tomado de. AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide, SparkFun Electronics. (2022) <https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide>

Este módulo, aunque muy completo en apariencia, carece de una etapa de filtrado para evitar que la señal análoga que entrega esté libre de ruido, por tal motivo se incluirá una etapa de filtrado la cual se describirá en detalle más adelante.

Especificaciones técnicas del módulo AD8232 de Sparkfun Electronics (Tabla 4):

Tabla 4

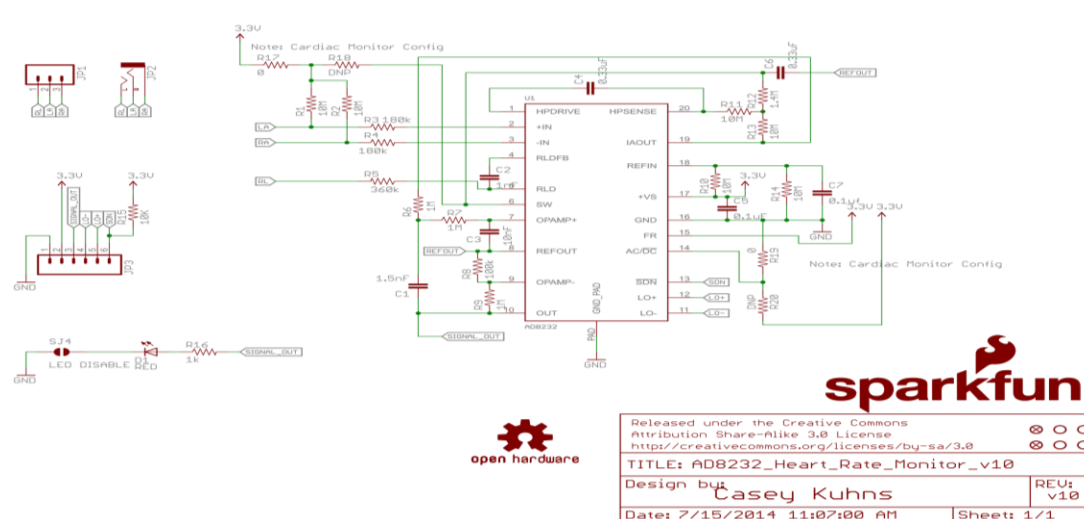
Características Principales Modulo AD8232

Característica	Especificación
Voltaje de alimentación	3.3V
Tipo de salida	Analógica
Pin externo de apagado	Si
Conexión de sensores	Jack de 3.5mm para conexión biomédica Pad (CAB-12970)

Nota. AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide. Tomado de. AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide, SparkFun Electronics. (2022) <https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide>

Figura 11

Diagrama Módulo AD8232 de Sparkfun



Nota. AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide. Tomado de. AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide, SparkFun Electronics. (2022) <https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide>

Etapa de Filtrado Salida Módulo AD8232 de Sparkfun

Para el filtrado de la señal adquirida, “Se ha establecido como frecuencias de corte inferior de 0.05Hz y frecuencia de corte superior 100Hz” (Quinayas y Fabián, 2012, p. 1). Es común usar también un filtro Notch sintonizado a 60Hz para eliminar el ruido producido por la alimentación de la red eléctrica, en este caso se ha implementado el filtro para evitar ruidos en la banda de los 60Hz.

La implementación de los filtros se basará en el circuito integrado MCP6002, esto debido a su forma de alimentación, ya que puede ser alimentado con fuente simple y puede operar con voltajes mínimos de 3V, sumado a esto, las entradas son de tipo JFET con lo cual se logra una muy alta impedancia en la entrada, y una baja impedancia en la salida además de las siguientes características:

Salidas protegidas contra cortocircuitos

Etapas de entrada diferencial real

Operación de suministro único: 1.6V – 6V

Corrientes de polarización de entrada bajas 100uA

Compensación interna

El detalle de la respuesta del MCP6002 en corriente alterna, como en corriente continua se puede apreciar al detalle en la Tabla 5 y Tabla 6, y la distribución física de los pines se aprecia en la Figura 12.

Tabla 5*Características en AC del MCP6002*

Parameters	Symbol	Min	Typ	Max	Units	Conditions
AC Response						
Gain Bandwidth Product	GBWP	-	1.0	-	MHz	
Phase Margin	PM	-	90	-	°	G = +1V/V
Slew Rate	SR	-	0.6	-	V/μs	
Noise						
Input Noise Voltage	E_{ni}	-	6.1	-	μVp-p	f = 0.1 Hz to 10 Hz
Input Noise Voltage Density	e_{ni}	-	28	-	nV/√Hz	f = 1 kHz
Input Noise Current Density	i_{ni}	-	0.6	-	fA/√Hz	f = 1 kHz

Nota. AC ELECTRICAL SPECIFICATIONS: Electrical Characteristics: A menos que se indique lo contrario, $T_a = +25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = +1.8\text{V}$ a 5.5V , $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_L = V_{DD}/2$, $V_{OUT} = V_{DD}/2$, $R_L = 10\text{k}\Omega$ a V_L , y $C_L = 60\text{pF}$. En la tabla se muestran las características de respuesta del MCP6002 en AC. Tomado de. MCP6002. Amplificador de operación de baja potencia, Microchip Technology Inc. (2020) <https://www.microchip.com/en-us/product/mcp6002>

Tabla 6*Características en DC del MCP6002*

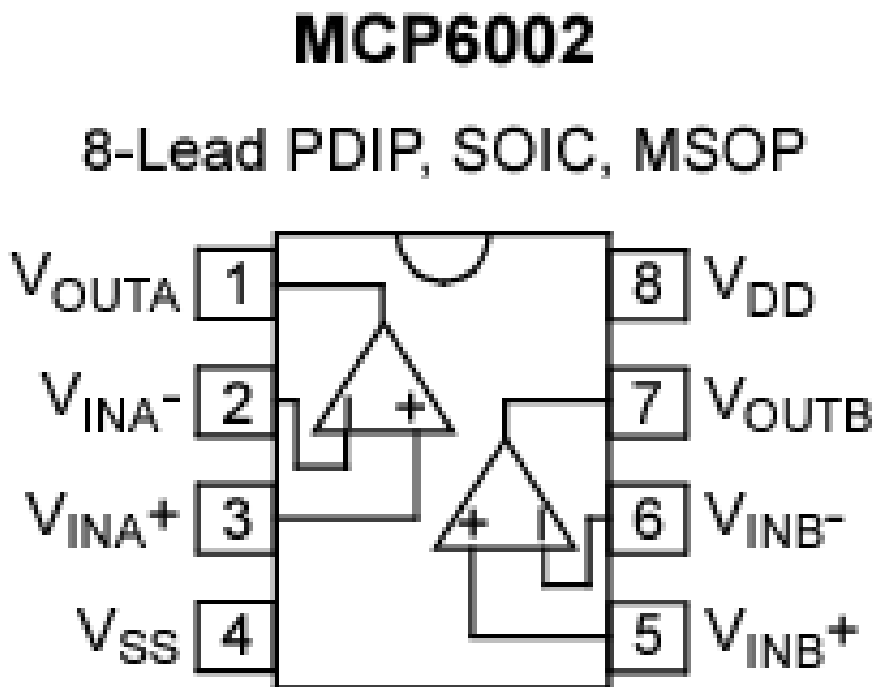
Parameters	Symbol	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Input Offset						
Input Offset Voltage	V _{OS}	-4.5	-	+4.5	mV	V _{CM} = V _{SS}
Input Offset Drift with Temperature	$\Delta V_{OS}/\Delta T_A$	-	± 2.0	-	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	T _A = -40°C to 125°C V _{CM} = V _{SS}
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	-	86	-	dB	V _{CM} = V _{SS}
Input Bias Current and Impedance						
Input Bias Current	I _B	-	± 1.0	-	pA	
Industrial Temp	I _B	-	19	-	pA	T _A = +85°C
Extended Temp	I _B	-	1100	-	pA	T _A = +125°C
Input Offset Current	I _{OS}	-	10 ¹³ 6		pA	
Common-Mode Input Impedance	Z _{CM}	-	10 ¹³ 3	-	Ω pF	
Differential Input Impedance	Z _{DIFF}	-	10 ¹³ 3	-	Ω pF	
Common-Mode						
Common-Mode Input Range	V _{CMR}	V _{SS} -0.3	-	VDD +0.3	V	

Parameters	Symbol	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	60	76	-	dB	$V_{CM} = -0.3V$ to $5.3V$, $V_{DD} = 5V$
Open-Loop Gain						
DC Open-Loop Gain (Large Signal)	A_{OL}	88	112	-	dB	$V_{OUT} = 0.3V$ to $V_{DD} - 0.3V$, $V_{CM} = V_{SS}$
Output						
Maximum Output Voltage Swing	V_{OL}, V_{OH}	$V_{SS} + 25$	-	$V_{DD} - 25$	mV	$V_{DD} = 5.5V$, $0.5V$ input overdrive
Output Short-Circuit Current	I_{SC}	-	± 6	-	mA	$V_{DO} = 1.8V$
Current		-	± 23	-	mA	$V_{DO} = 5.5V$
Power Supply						
Supply Voltage	V_{DD}	1.8	-	6.0	V	Nota 2
Quiescent Current per Amplifier	I_Q	50	100	170	μA	$I_O = 0$, $V_{DD} = 5.5V$, $V_{CM} = 5V$

Nota. DC Electrical Characteristics: A menos que se indique lo contrario, $T_a = +25^\circ C$, $V_{DD} = +1.8V$ to $+5.5V$, $V_{SS} = GND$, $V_{CH} = V_{DD}/2$, $V_L = V_{DD}/2$, $R_I = 10k\Omega$ a V_L , y $V_{OUT} = V_{DD}/2$. En la tabla se muestran las características de respuesta del MCP6002 en DC. Tomado de. MCP6002. Amplificador de operación de baja potencia, Microchip Technology Inc. (2020) <https://www.microchip.com/en-us/product/mcp6002>

Figura 12

Distribución de Pines y Empaquetado del MCP6002



Nota. La figura muestra la distribución física de los pines del MCP6002. Tomado de. MCP6002.

Amplificador de operación de baja potencia, Microchip Technology Inc. (2020)

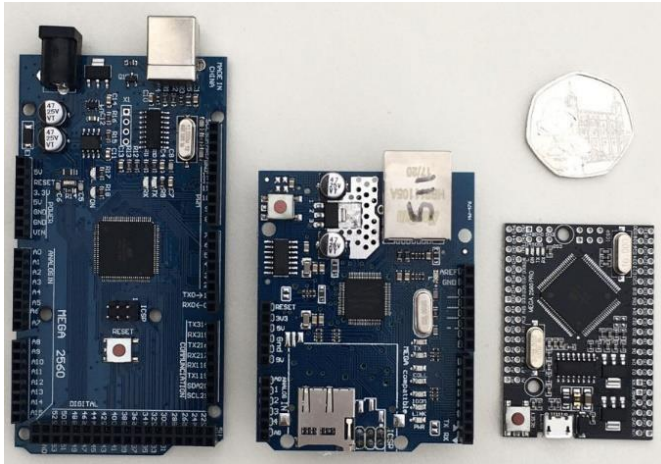
<https://www.microchip.com/en-us/product/mcp6002>

Microcontrolador Arduino Mega 2560 Pro

Para el control de todo el ECG portátil se ha optado por utilizar el Arduino Mega 2560 pro de fabricación genérica china, esto debido a la cantidad de pines a ser utilizados en el desarrollo de esta aplicación, además en comparación con el Mega 2560 original de Arduino su tamaño es mucho más reducido (Figura 13).

Figura 13

Placa Arduino Mega 2560



Nota. La figura muestra los tres tipos de Mega 2560 existentes en el mercado. Arduino Mega 2560 Pro-Smart Home Project. Tomado de. Arduino Mega 2560 Pro Smart Home Project, Arduino. (2021) <https://www.dreamgreenhouse.com/projects/arduino/mega2560pro.php>

Especificaciones

Procesador ATmega 2560

Pines digitales I/O 54 (15 utilizables como PWM)

Pines de entrada analógica 16

UART's 4

256k de memoria flash.

DAC de 10 Bits

Reloj principal 16Mhz

Conexión USB

Conector ICSP

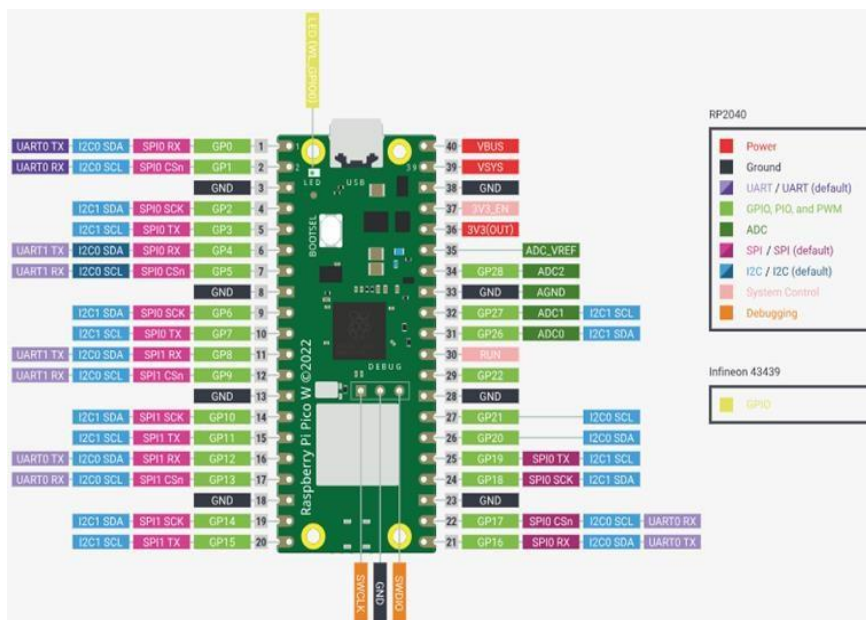
Botón de reset

Microcontrolador Raspberry Pi Pico W

En el planteamiento de las posibles soluciones se habla de la posibilidad de conectar el controlador principal a un dispositivo móvil que posea una conexión a internet, bien sea por medio de bluetooth, o por conexión Wifi. La conexión bluetooth requiere que una aplicación residente en el dispositivo móvil reciba los datos, y luego los transmita por la red de internet de telefonía móvil con lo cual se aumentan los recursos de software necesario para el funcionamiento del prototipo, sin embargo, si se hiciera uso directamente de la conexión Wifi del dispositivo móvil resultaría mucho más fácil la conexión hacia el servidor puente que recibe los datos del ECG, por tal motivo se ha decidido implementar este microcontrolador como alternativa de conexión hacia internet. Los pines de conexión se muestran al detalle en la Figura 14.

Figura 14

Raspberry Pi Pico W Pinout



Nota. En la figura se muestra la distribución de pines de la Raspberry usada. Pico-series Microcontrollers – Raspberry Pi Documentation. Tomado de. Pico-series Microcontrollers.

Microcontroladores de la serie de pico, Raspberry Pi Ltd. (2020b)

<https://www.raspberrypi.com/documentation/microcontrollers/pico-series.html>

Especificaciones

Microcontrolador RP2040 diseñado por Raspberry Pi

Dual-core Arm Cortex M0+ hasta 133 MHz

Voltaje de operación 3.3V

SRAM: 264KB

Flash: 2MB

Programación por USB Drag-and-drop

Pines GPIO: 26 (2 × SPI, 2 × I2C, 2 × UART, 3 × 12-bit ADC, 16 × PWM)

Reloj integrado en el chip

Sensor de temperatura integrado

Acelerador de punto flotante en librerías integrado

CYW43439 Wireless (802.11n), single-band

Pantalla LCD Color 65K 320x480HD con Adaptador de Memorias uSD

Pantalla LCD monocromática 320x480, policromática 65K colores, sensor táctil, tecnología TFT, y con adaptador para memorias uSD incorporado. Esta pantalla LCD es de fabricación china comercializada y soportada por LCD wiki, (2019), cuenta con un controlador ILI9488 (Figura 15). En la Tabla 7 se las especificaciones de la pantalla LCD de acuerdo con el fabricante.

Figura 15

Pantalla LCD 3.95" para Arduino Mega2560



Nota. En la figura se muestra la pantalla utilizada en el prototipo. Tomado de. 4.0 pulgadas Arduino Display-Mega2560, LCD wiki. (2019)

http://www.lcdwiki.com/4.0inch_Arduino_Display-Mega2560

Especificaciones

Resolución HD de 320x480 para una visualización clara.

Transmisión rápida con bus paralelo de 8 bits.

Compatibilidad directa con Arduino Mega2560.

Función táctil TFT.

Estándares de proceso de grado militar, trabajo estable a largo plazo.

Provee librerías con documentación para Arduino y una amplia gama de ejemplos.

Fácil uso y compatibilidad del adaptador uSD con Arduino, y las librerías estándar de Arduino para uSD.

IC de cambio de nivel integrado de 5 V/3,3 V, compatible con voltaje de funcionamiento de 5 V/3,3 V.

Pantalla a color de 3,95 pulgadas, compatible con pantalla a color de 65K y colores intensos.

Tabla 7

Especificaciones del LCD

Parameter	Value
Display Color	RGB 65K color
SKU	mar-53
Screen Size	3.95 inch
Type	TFT
Driver IC	IL19488
Resolution	480 × 320 pixels
Module Interface	8-bit parallel interface
Active Area	60.53 × 88.38 mm
Module PCB Size	61.54 × 105.69 mm
Backlight	6-chip high-brightness white LEDs
Operating Temperature	-20°C to 60°C
Storage Temperature	-30°C to 70°C
Operating Voltage	5V / 3.3V
Power Consumption	TBD
Product Weight (with package)	68 g (9 g package)

Nota. Características físicas de la pantalla utilizada. Tomado de. 4.0 pulgadas Arduino Display-Mega2560, LCD wiki. (2019) http://www.lcdwiki.com/4.0inch_Arduino_Display-Mega2560

Convertidor de Tensión Bidireccional 5V 3.3V TXS0108E

Este circuito integrado es fabricado por Texas Instruments, (2024) bajo la referencia TXS0180E, y para esta aplicación se utiliza un módulo de referencia HW-221 de fabricación china, el cual es fácil de conectar como si se tratase de un dispositivo en un encapsulado DIP. Una de las principales características es su capacidad para ser bidireccional, es decir, un pin se puede usar indiferentemente como entrada o como salida sin necesidad de realizar ninguna configuración de hardware externa con lo cual se facilita su conexionado (Figura 16).

Especificaciones

Bus de 8 bits

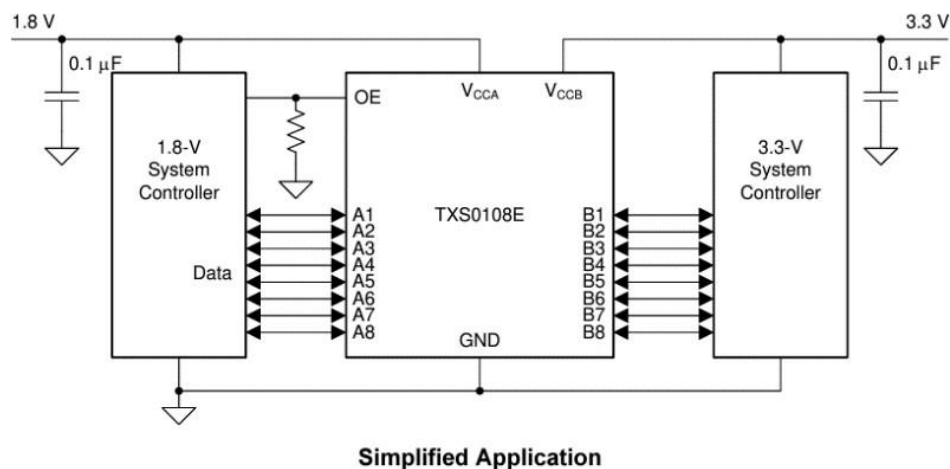
No requiere control de dirección de señal.

Altas velocidades de transferencia: 110Mbps (push-pull) y 1.2Mbps (drenador abierto).

Alimentación independiente por puerto: Puerto A 1.4Vcc hasta 3.6Vcc, Puerto B 1.65Vcc hasta 5.5Vcc.

Figura 16

Conexionado Típico



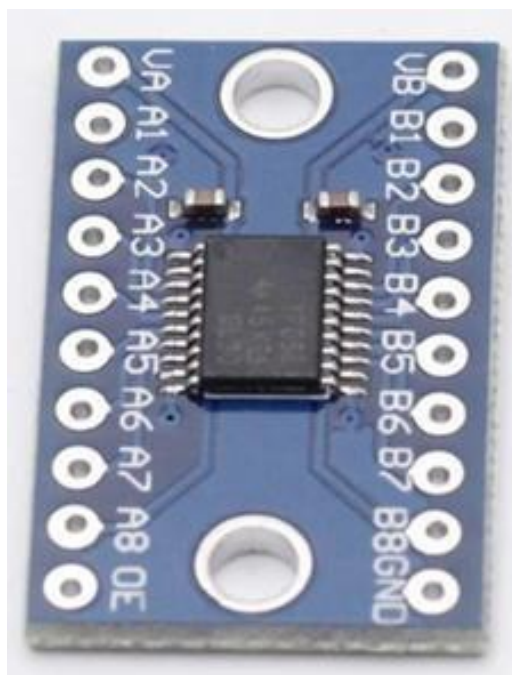
Nota. En la figura se muestra la forma típica de conexión del convertidor. TXS0108E data sheet, product information and support. Tomado de. Ficha de datos TXS0108E, información y soporte

del producto, Texas Instruments. (2024) https://www.ti.com/product/TXS0108E?bm-verify=AAQAAAAJ_____wAC0x_ytjAIYxv_MfpK7J-I0FrNtSO3CpOm0HmdDjPIjhi3TsYxMvd1qU_qBUtnzCABZYwHPKYyMSO1KotBkifxompVxFNNDXbsIpfxqUw75sJjEXXz4ECvsgZSJvxsUcYdmjNRTyaVklES0E6MIsKJ5YXMxWZMaLV4YNf58kInSO9r3saxnhb8-bEV2UI7uP5DSkt_QB3-Ye-eppZy_1Qy3UdqXth5UICSJesSR7MXzpYQtFmOmO3ay91mXepAcmoDIUerQVLgLyQKnGFMPbngtG2pI_t_Z9ILTIA09SwV36qOyw#features

El aspecto físico del conversor se muestra en la Figura 17:

Figura 17

Módulo HW-221



Nota. En la figura se muestra el aspecto real del conversor. HW-221 TXS0108E 8-Bit Birectional Voltage Converter. Tomado de. HW-221 TXS0108E 8-Bit Birectional Voltage Converter, The4. (2021) <https://robodo.in/products/hw-221-txs0108e-8-bit-birectional-voltage-converter>

Regulador de Voltaje Variable LM2596 DC-DC Buck con Display

Este módulo genérico de fabricación china basado en el regulador LM2596 (Figura 18), es encargado de entregar los 5Vdc de alimentación al prototipo, la alimentación de 3.3Vdc que se requiere para alimentar algunos circuitos como el módulo AD8232, y los adaptadores de nivel de tensión de 3.3Vdc - 5Vdc, es obtenida de los reguladores de los microcontroladores.

Figura 18

Módulo Regulador de Voltaje LM2596



Nota. En la figura se aprecia el aspecto real del regulador. Tomado de. Reland Sun LM2596 DC-DC Buck Converter with Voltmeter, Reland Sun. (2021) <https://www.amazon.sg/Reland-Sun-LM2596-Converter-Voltmeter/dp/B0997R78ZL>

Especificaciones del regulador

Rango de voltaje de entrada: 4,5-28 V.

Rango de voltaje de salida: 1,3 V-25 V.

Corriente de salida: salida continua de 1,5 A; potencia de salida: 15 W máximo.

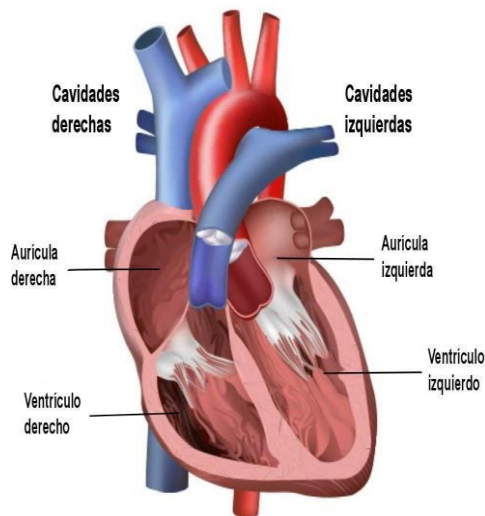
Frecuencia de ondulación: aproximadamente 150 Khz; Ondulación de pico a pico: aproximadamente 100 mV.

Anatomía del Corazón Humano

El corazón es un órgano formado por músculos cardíacos que generan impulsos eléctricos, cuya función es transportar el oxígeno desde los pulmones al resto del cuerpo por medio de la sangre. El corazón está ubicado en el tórax detrás del esternón y delante del esófago, la columna vertebral y la aorta, y entre los pulmones quedando cada uno a cada lado del corazón. El corazón se encuentra soportado por el diafragma, el cual separa las cavidades abdominal y torácica. Físicamente el corazón está constituido por 2 aurículas y dos ventrículos distribuidos de la siguiente manera, una aurícula y un ventrículo al lado derecho, y una aurícula y un ventrículo al lado izquierdo, de esta manera se puede dividir en corazón derecho y corazón izquierdo; la sangre ingresa por aurículas y luego pasa a los ventrículos desde donde es enviada al todo el cuerpo (Figura 19).

Figura 19

Anatomía del Corazón

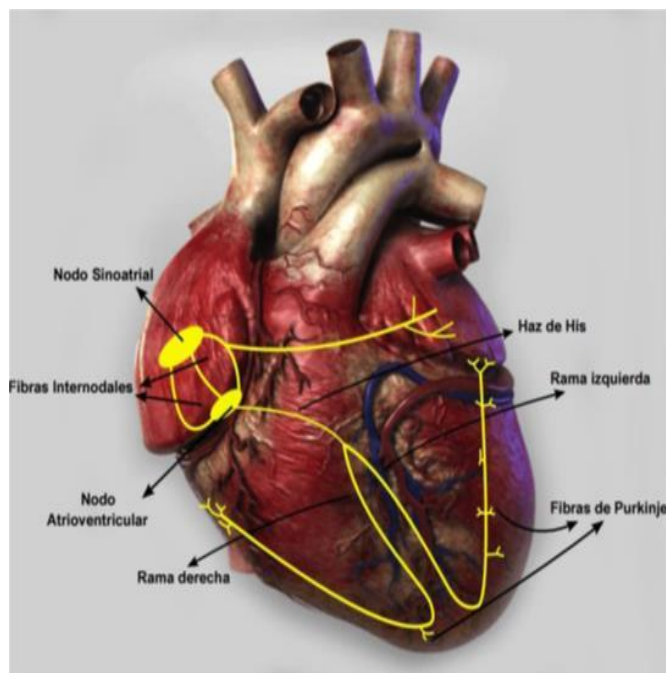


Nota. En la figura se muestra la división estructural de corazón. Tomado de. Potencial Eléctrico en el Corazón: Representación Mediante un Grafo, González-Cervantes, N., Espinoza-Valdez, A., y Salido-Ruiz, R. (2016) <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=512253114012>

Los latidos del corazón son generados por el miocardio, el cual es un músculo cardíaco el cual tiene la capacidad de generar y transmitir sus propios pulsos eléctricos, esta señal es generada en el nodo sinoatrial el cual se encuentra ubicado en la parte superior derecha del corazón, el cual también es denominado el marcapasos natural del corazón (González-Cervantes et al., 2016), ya que cuando en este nodo se produce un pulso eléctrico, este genera la contracción de las aurículas, luego la señal pasa por el nodo intraventricular (AV) donde la señal se detiene por un breve instante, luego la señal es enviada por las fibras musculares hacia los ventrículos haciendo que estos se contraigan (Figura 20).

Figura 20

Potencial Eléctrico del Corazón



Nota. Potencial Eléctrico en el Corazón. Tomado de. Potencial Eléctrico en el Corazón:

Representación Mediante un Grafo, González-Cervantes, N., Espinoza-Valdez, A., y Salido-

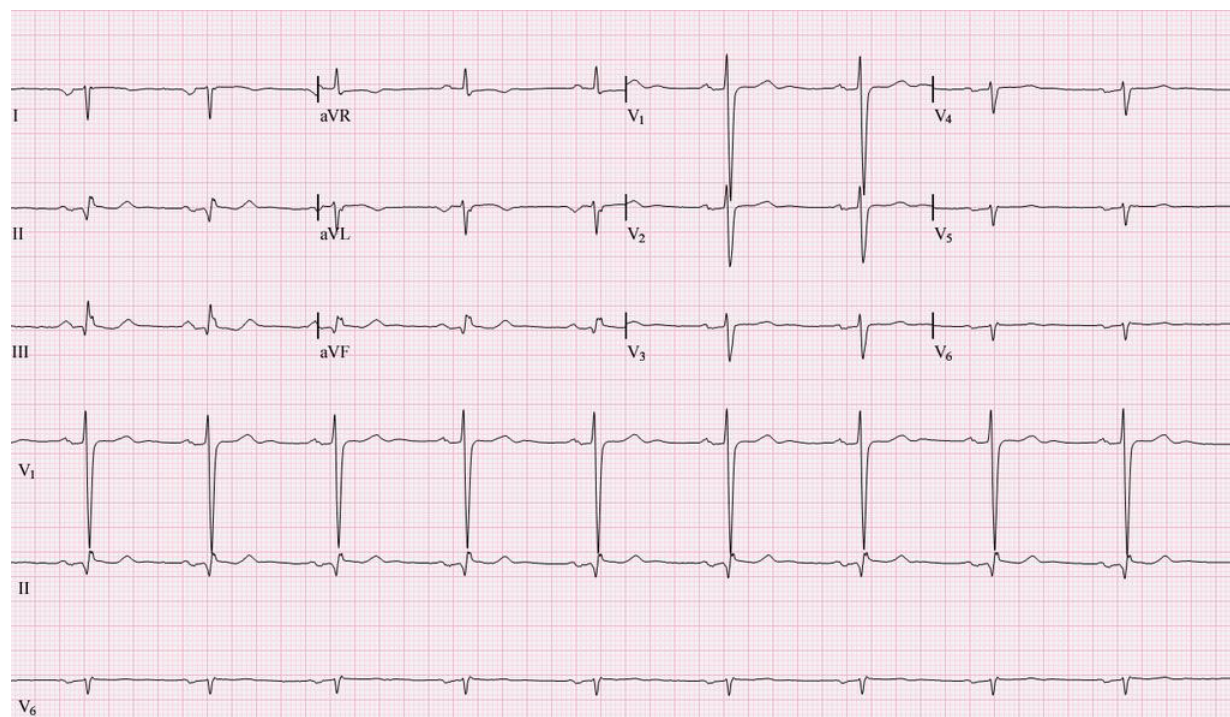
Ruiz, R. (2016) <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=512253114012>

Definición de Electrocardiograma (ECG)

El ECG es una gráfica en donde se muestra la señal eléctrica del corazón con respecto al tiempo, esta señal puede ser registrada en un papel calibrado de forma milimétrica, en este caso tiene una duración fija de tiempo (Figura 21), o puede ser visualizada de forma continua en el tiempo en algún tipo de pantalla, para este último caso se está monitoreando a un paciente (Figura 22).

Figura 21

ECG en Papel Milimetrado

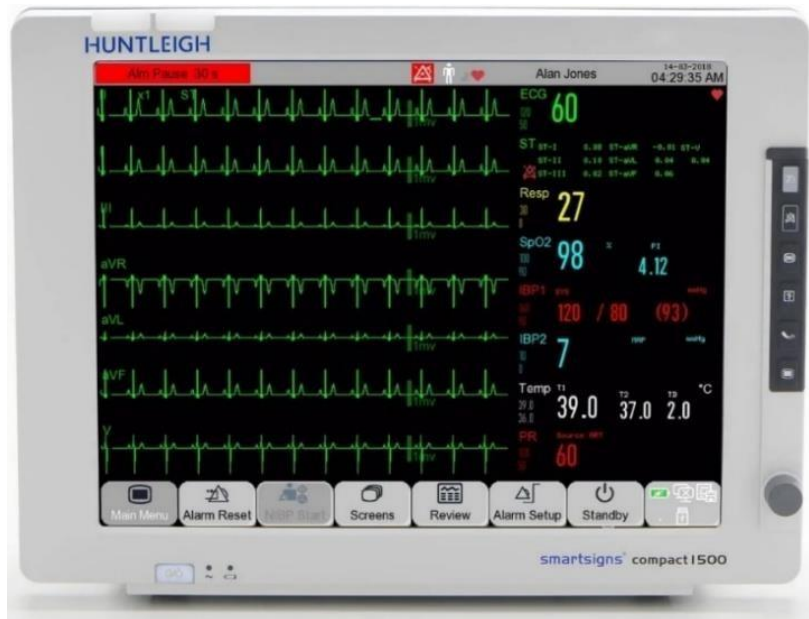


Nota. Aspecto real de un ECG. Tomado de. Electrocardiograma, Fisiosaludable. (2017)

<https://fisiosaludable-com.us9.cdn-alpha.com/publicaciones/conceptos/247-electrocardiograma>

Figura 22

Monitor ECG



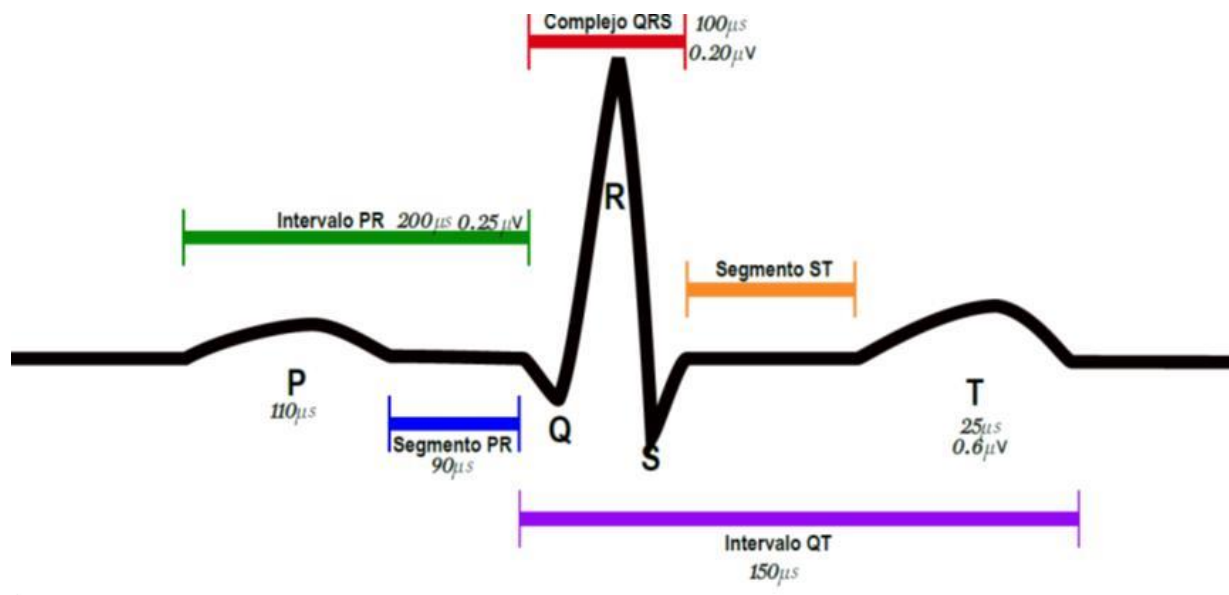
Nota. Aspecto del ECG en un monitor cardiaco comercial. Tomado de. Huntleigh Smartsigns Compact 1500 Patient Monitor 15", Coffey Healthcare. (2018)

<https://coffeyhealthcare.ie/product/smartsigns-compact-1500-patient-monitor-15/>

Como se puede observar en la Figura 23 un ECG registra los movimientos de los músculos del corazón los cuales son generados por pulsos eléctricos, y este movimiento produce una forma de onda la cual puede proporcionar valiosa información en la detección de enfermedades cardiacas.

Figura 23

Forma de Onda de un ECG



Nota. Potencial Eléctrico en el Corazón. Tomado de. Potencial Eléctrico en el Corazón: Representación Mediante un Grafo, González-Cervantes, N., Espinoza-Valdez, A., y Salido-Ruiz, R. (2016) <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=512253114012>

La señal producida por un ECG se divide en diferentes complejos, cada una de ellas corresponde a un diferente movimiento del corazón dependiendo de donde se encuentre el potencial eléctrico en cada instante de tiempo.

En la Figura 23 de izquierda a derecha se distinguen los complejos onda P, segmento PR, el complejo QRS, el segmento ST y finalmente la onda T, donde cada uno de ellos tiene un origen unas características especiales.

Onda P

Esta parte de la señal muestra el momento en el que las aurículas se contraen, y envían sangre a los ventrículos.

Segmento PR

En este segmento se vacían las aurículas, y se produce una pausa antes del inicio de la contracción de los ventrículos. También es denominado línea basal o línea isoelectrica.

Complejo QRS

Es este el momento en el que los ventrículos se contraen expulsando la sangre que contienen, se caracteriza en que es la primera deflexión negativa después del segmento PR y se caracteriza por su corta duración, no debe ser mayor a 2 cuadrados horizontales del papel milimetrado. Es posible que en este complejo no se encuentre la onda Q, pero esto no es necesariamente indicador de anomalía.

Segmento ST

Se caracteriza por ser un trazado sobre la línea basal o isoelectrica, su elevación o descenso con respecto a la línea basal puede significar, “Insuficiencia en el riesgo del corazón, especialmente si dichas oscilaciones coinciden con sintomatología característica que pueda expresar afectación en el soporte de oxígeno al corazón” (López y Macaya, 2007, p. 120), lo cual hace a este segmento muy importante para la detección de anomalías en el corazón.

Onda T

Esta onda corresponde al momento al momento en el que toda la sangre que encontraba alojada en los ventrículos es expulsada, en este punto el corazón entra en un estado de relajación.

Adquisición de la Señal ECG

Electrodos

La detección de la señal ECG se realiza utilizando electrodos desechables para monitorización de marca 3M Red Dot referencia 2228 con adaptador de 4mm ver Figura 24, y en la Tabla 8 se muestra la composición química del electrodo.

Figura 24*Electrodo 3M Red Dot REF 2228*

Nota. Aspecto real del electrodo utilizado para captar el ECG. Tomado de. 3M® Electrodo Hoja de Datos de Seguridad (CO), 3M Health Care. (2017)

https://www.3m.com.co/3M/es_CO/p/d/v000183146/

Tabla 8*Composición del Electrodo 3M Red Dot REF 2228*

Ingrediente	N° CAS	% en peso
Film de polietileno, abertura de Ag/AgCl, clavija de conexión de acero inoxidable o radiotransparente, soporte de espuma, tejido no tejido de polipropileno	Desconocido	55-65
Dimetacrilato de poliglicol	25852-47-5	30-35
Adhesivo de acrilato	Secreto comercial	1-jun

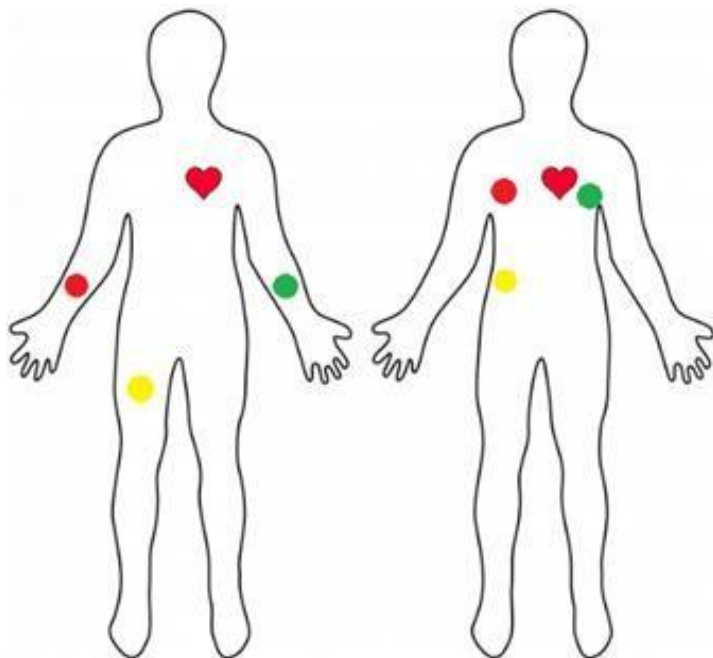
Nota. Se muestra los componentes físicos del electrodo. Tomado de 3M® Electrodo Hoja de Datos de Seguridad (CO), 3M Health Care. (2017)

https://www.3m.com.co/3M/es_CO/p/d/v000183146/

Este electrodo presenta una excelente adherencia, muy buena conductividad, baja captación de ruido en comparación de otras marcas, tiene un bajo costo y fácil adquisición, por lo cual se ha decidido usar este electrodo en la implementación del prototipo. La forma de conexión de los electrodos al módulo AD8232 es como se muestra en la Figura 25.

Figura 25

Posibles Conexiones de los Electrodoes en el Cuerpo



Nota. Se muestra cómo se pueden conectar los tres electrodos al paciente. Tomado de. AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide, SparkFun Electronics. (2022)

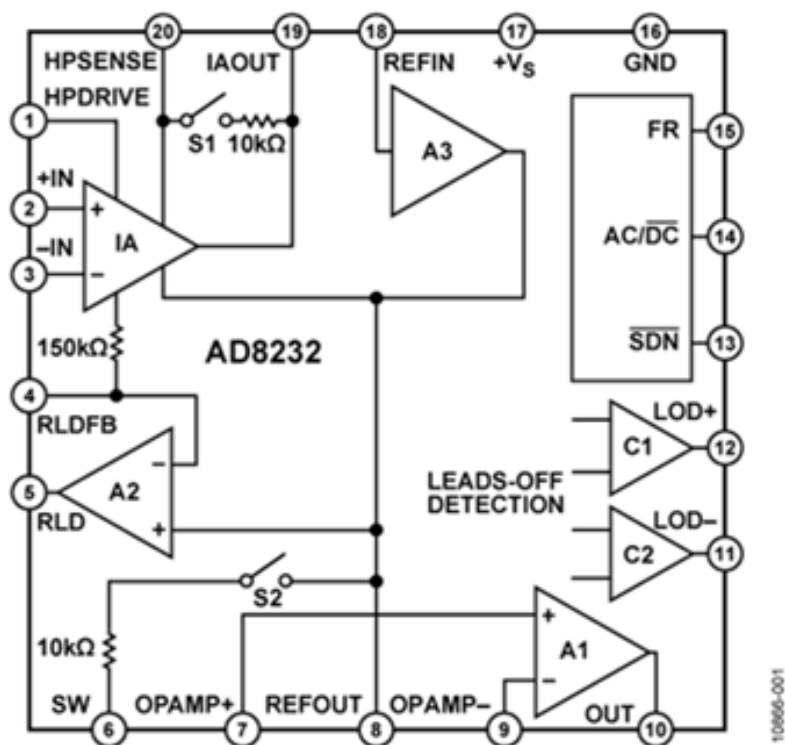
<https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide>

Módulo ECG

El módulo AD8232 (Figura 28) está construido con un chip de la misma referencia desarrollado por la empresa Analog Devices el cual está clasificado como amplificador de instrumentación (Figura 26).

Figura 26

Estructura Interna del OAMP AD8232



Nota. Composición interna del OAMP. Tomado de. *AD8232 Datasheet and Product Info*, Analog Devices. (2020) <https://www.analog.com/en/products/ad8232.html#product-overview>

Este OAMP está diseñado principalmente para la obtención de potenciales ECG, y otras aplicaciones que requieran adquirir señales biopotenciales, se caracteriza por ser capaz de detectar, amplificar y filtrar pequeñas señales de biopotencial, además posee una alta impedancia al ruido. Este amplificador también cuenta con filtro pasa altas de dos polos para la reducción del ruido producido por el movimiento de los electrodos, de igual manera posee un filtro pasa bajas de tres polos para eliminar el ruido que se hubiese podido inyectar desde el filtro pasa altas anterior.

Otra ventaja de este chip es que posee un amplificador para aplicaciones de cable accionado, lo cual hace posible la tercera entrada de un electrodo que es denominado pierna derecha (RLD), que para el caso del prototipo en desarrollo corresponde con el electrodo amarillo, esta tercera entrada mejora el rechazo en modo común al igual que otras interferencias no deseadas.

Características

Extremo frontal de ECG de un solo cable completamente integrado Baja corriente de suministro: 170 μ A (típico).

Relación de rechazo de modo común: 80 dB (CC a 60 Hz)

Configuraciones de dos o tres electrodos.

Alta ganancia de señal ($G = 100$) con capacidades de bloqueo de CC.

Filtro de paso alto ajustable de 2 polos.

Acepta hasta ± 300 mV de potencial de media celda.

La función de restauración rápida mejora el asentamiento del filtro.

Amplificador operacional no comprometido, filtro de paso bajo ajustable de 3 polos con ganancia ajustable.

Detección de cables desconectados: opciones de CA o CC Amplificador integrado de tracción por la pierna derecha (RLD).

Funcionamiento con fuente única: 2,0 V a 3,5 V.

El buffer de referencia integrado genera salida de tierra virtual.

Filtro RFI interno.

Clasificación ESD de -8 kV HBM.

Pin de apagado.

Figura 28

Modulo ECG del fabricante Sparkfun



Nota. Aspecto real del módulo AD8232. Tomado de. AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide, SparkFun Electronics. (2022) <https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide>

Una señal de ECG se puede representar en un papel milimetrado tanto vertical como horizontal, esta estandarización corresponde de la siguiente manera:

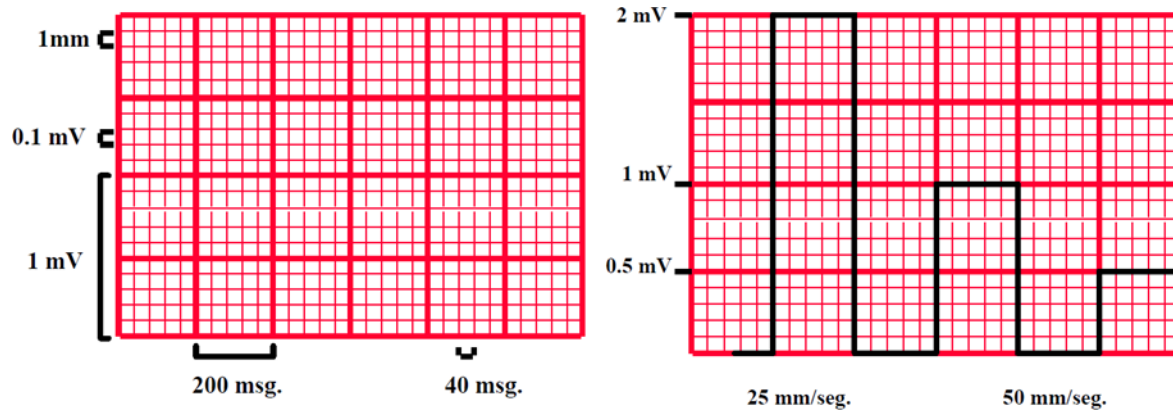
Vertical 1mV por cada 5mm, o 0.2mV por 1mm.

Vertical 1mV por cada 10mm, o 0.1mV por 1mm siendo este el comúnmente usado.

Vertical 1mV por cada 20mm, o 0.05mV por 1mm.

Horizontal 200ms por cada 5mm, o 40ms por 1mm.

En la Figura 29 se muestran las estandarizaciones para el papel milimetrado de ECG.

Figura 29*Estandarización de Medidas para Papel de ECG*

Nota. En la figura se muestran dos tipos de estandarización para el papel milimetrado de ECG.

Tomado de. Capítulo 1: Conceptos básicos, Uribe, W., Duque, M., Medina, L., Marín, J.,

Velásquez, J., y Ariztizábal, J. (2015)

<https://www.siacardio.com/academia/campus/electrocardiografia/>

Una señal ECG eléctricamente se puede observar en un espacio de un 1mV de amplitud escalado cada 0.1mV, y de acuerdo con lo expresado en el *Data Sheet AD8232* (Analog Devices, 2020), en la sección de configuración del chip como monitor ECG, donde se expresa que la ganancia total del sistema es de 1100 V/V, y asumiendo la relación de señal de entrada con la señal de salida como ganancia, se tendría que:

$$A_V = \frac{V_{OUT}}{V_{IN}} \rightarrow V_{OUT} = A_V \times V_{IN}$$

Utilizando los valores de estandarización del ECG (ver Figura 12) de forma vertical, o en milivoltios para observar cuanto es el escalamiento que se debe realizar a la señal de salida, se puede observar lo siguiente:

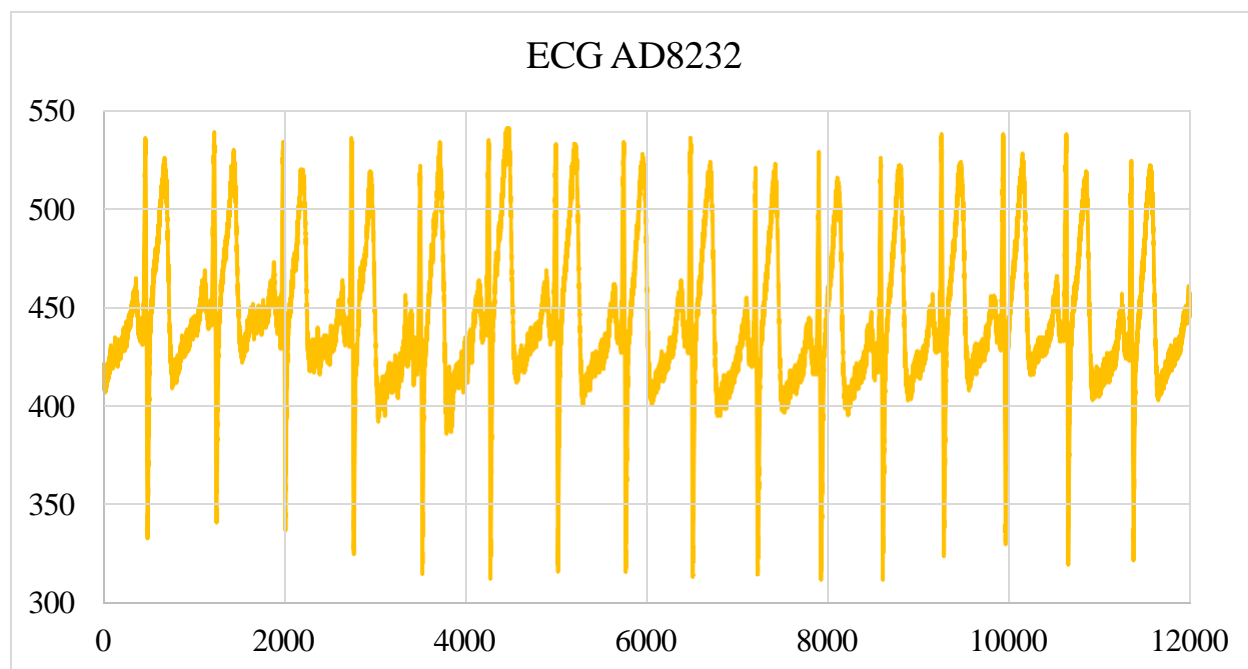
$$V_{OUT} = 1100 \times 0.1mV = 110mV$$

Esto quiere decir que un cuadro que a la salida del módulo AD8232, cada cuadrado de un milímetro ahora tendrá un valor de 110mV, lo que a su vez quiere decir que 10 cuadrados tendrán un valor de 1.1V lo que vendría a ser el valor máximo de amplitud esperado para el estándar de 1mV.

Para verificar los datos obtenidos de forma teórica, se ha realizado una prueba sencilla en la cual se ha conectado el módulo AD8232 un microcontrolador Raspberry Pi Pico para digitalizar los datos que entrega el módulo durante 30 segundos, y llevarlos a un PC por comunicación serie a 115200 bps para almacenarlos en un archivo plano y poder visualizarlos en Excel, la gráfica de estos datos se puede observar en la Figura 30.

Figura 30

ECG de 30sg con el Módulo AD8232

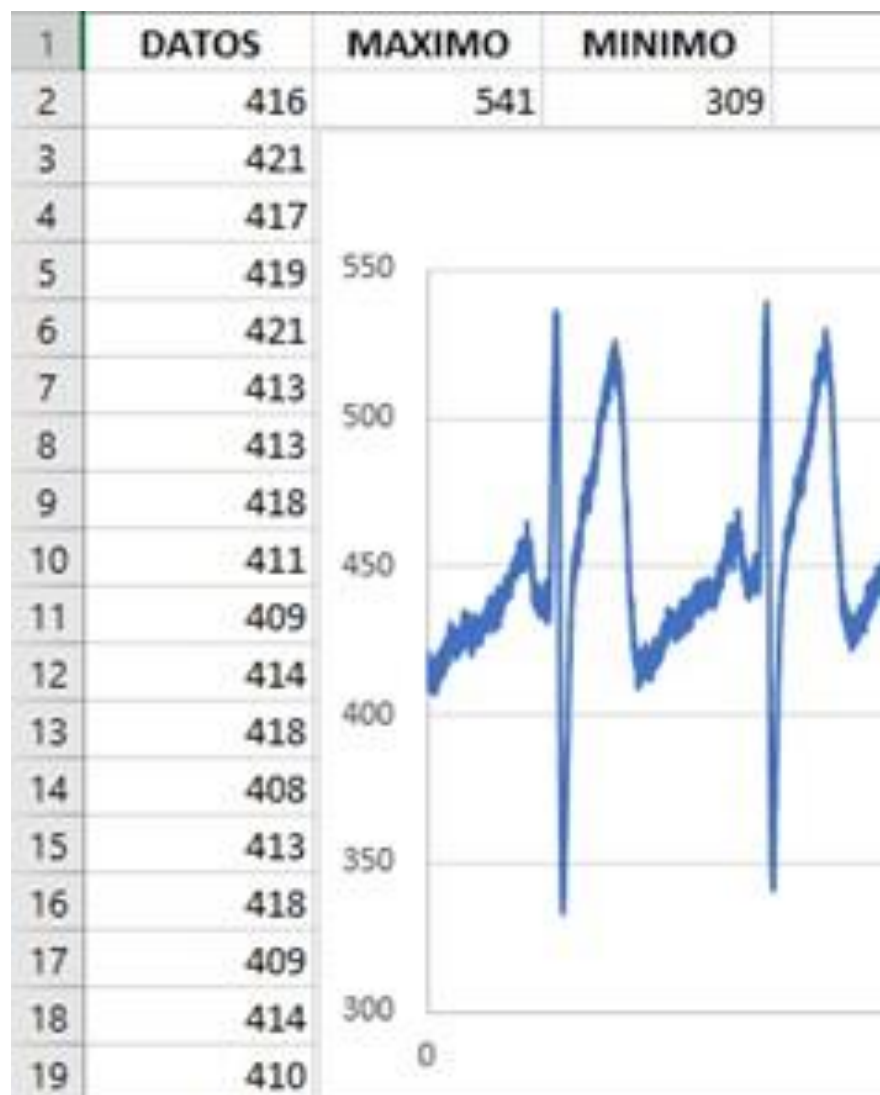


Nota. La gráfica muestra la reconstrucción de la señal en el tiempo en Excel.

En la Figura 31 se puede observar un ECG realizado con el módulo AD8232 de 12000 muestras realizadas a 2.5ms cada una, para un tiempo total de 30sg, también se puede observar que la señal de salida tiene un offset de aproximadamente 300 unidades de conversión A/D.

Figura 31

Valores máximo y mínimo de las muestras obtenidas del ECG



Nota. En la gráfica se puede observar los valores de pico superior e inferior, además del Se valor offset en la señal.

En el análisis realizado en Excel (Figura 31), se ejecuta la función máximo y mínimo a las 12000 muestras, esto con el fin de encontrar los valores en los cuales oscila la señal ECG, y se encontró que el valor mínimo es 309 y el máximo es 541, estos valores corresponden a la conversión A/D de 10 bits hecha con la Raspberry Pi Pico, de lo cual se puede observar que:

$$3.3V \rightarrow 1023$$

$$V \leftarrow Dato$$

$$V = \frac{3.3V \times Dato}{1023}$$

$$V_{min} = \frac{3.3V \times 309}{1023} = 0.996774V$$

$$V_{max} = \frac{3.3V \times 541}{1023} = 1.745V$$

Para calcular la amplitud real de la señal ECG al ingresar al módulo teniendo en cuenta la ganancia de voltaje configurada en el módulo:

$$Amp_{ECG} = \frac{V_{max} - V_{min}}{A_v} = \frac{1745mV - 996.774mV}{1100} = 0.680mV$$

De lo anterior se puede observar entonces que el valor de la amplitud corresponde con los valores estandarizados para un ECG.

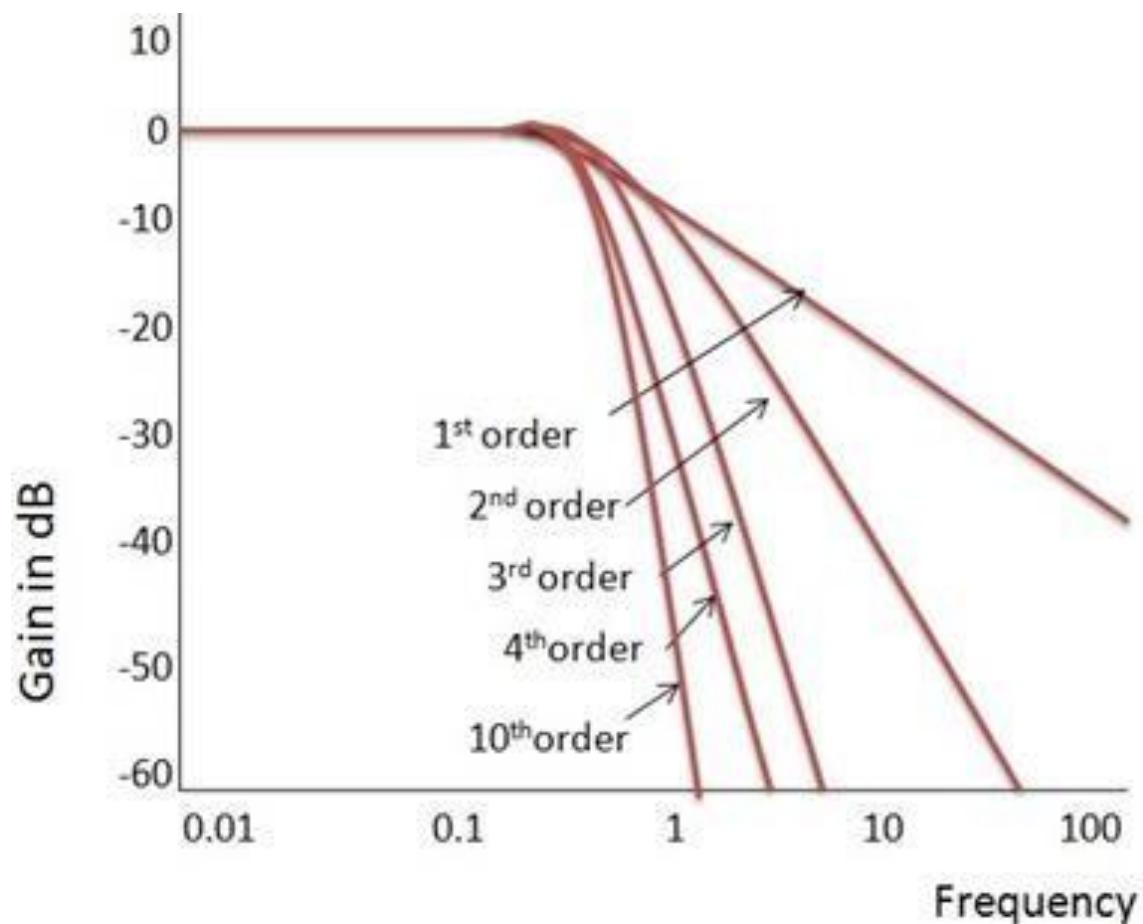
Filtro Pasa Banda

Para el filtrado de la señal adquirida, se ha establecido como frecuencias de corte inferior 0.05Hz y frecuencia de corte superior 100Hz, esto de acuerdo con Quinayas y Fabián, (2012), “Este filtro pasa banda está compuesto por un filtro pasa alto con frecuencia de corte en 0.05Hz” (p. 1). Y un filtro pasa bajos con frecuencia de corte en 100Hz.

El tipo de filtro seleccionado para este diseño es el Butterworth ya que presenta un comportamiento plano sin oscilaciones en la banda de paso, y a medida que se aumenta el orden del filtro aumenta la caída de la señal, esto se puede observar gráficamente en la Figura 32.

Figura 32

Ganancia en Función de la Ganancia de un Filtro Butterworth



Nota. Diseño y aplicaciones del circuito de filtro Butterworth de paso bajo. Tomado de. Diseño y aplicaciones del circuito de filtro Butterworth de paso bajo, Electrónica Lugo. (2018)

<https://electronicalugo.com/disen-y-aplicaciones-del-circuito-de-filtro-butterworth-de-paso-bajo/>

Otra característica del filtro Butterworth es que todos sus polos se encuentran en la izquierda del plano S. En cualquier filtro Butterworth sin importar el orden, el coeficiente de la potencia más alta del polo siempre será 1 al igual que el término constante, cuando el orden del filtro es par, todos los factores polinomiales son de tipo cuadrático, y para los de orden impar, todos los polinomios son cuadráticos excepto del de primer orden (Tabla 9).

Tabla 9

Polinomios Butterworth Normalizados

n (orden)	Polinomios Normalizados del Denominador en Forma Factorizada
1	$(1 + s)$
2	$(1 + 1.414s + s^2)$
3	$(1 + s)(1 + s^2)$
4	$(1 + 0.765s + s^2)(1 + 1.848s + s^2)$
5	$(1 + s)(1 + 0.618s + s^2)(1 + 1.618s + s^2)$
6	$(1 + 0.518s + s^2)(1 + 1.414s + s^2)(1 + 1.932s + s^2)$
7	$(1 + s)(1 + 0.445s + s^2)(1 + 1.247s + s^2)(1 + 1.802s + s^2)$
8	$(1 + 0.390s + s^2)(1 + 1.111s + s^2)(1 + 1.663s + s^2)(1 + 1.962s + s^2)$
9	$(1 + s)(1 + 0.347s + s^2)(1 + s^2)(1 + 1.532s + s^2)(1 + 1.879s + s^2)$
10	$(1 + 0.313s + s^2)(1 + 0.908s + s^2)(1 + 1.414s + s^2)(1 + 1.782s + s^2)(1 + 1.975s + s^2)$

Nota. Diseño y aplicaciones del circuito de filtro Butterworth de paso bajo Electrónica. Tomado de. Diseño y aplicaciones del circuito de filtro Butterworth de paso bajo, Electrónica Lugo.

(2018) <https://electronicalugo.com/disen-y-aplicaciones-del-circuito-de-filtro-butterworth-de-paso-bajo/>

Orden del filtro: se proponen los datos de frecuencia y atenuación:

$$A_p = -3dB \text{ para } f_p = 100Hz$$

$$A_s = -40dB \text{ para } f_s = 500Hz$$

Como A_p y A_s son magnitudes no se toma el signo para el cálculo. Entonces:

$$\epsilon_1 = \sqrt{(10^{0.1A_p} - 1)} = \sqrt{(10^{0.3} - 1)} = \sqrt{(1.995 - 1)} = 0.997 \cong 1$$

$$\epsilon_2 = \sqrt{(10^{0.1A_s} - 1)} = \sqrt{(10^4 - 1)} = \sqrt{(10000 - 1)} = 99.994 \cong 100$$

$$\eta_B = \frac{\log(\epsilon_2/\epsilon_1)}{\log(f_s/f_p)} = \frac{\log(100/1)}{\log(500/100)} = 2.82 \cong 3$$

El filtro pasa bajo debe de ser de 3 orden para las características propuestas en el diseño.

Una vez se conoce el orden del filtro se procede con el cálculo de los componentes, para este propósito se usa la tabla de valores normalizados de Butterworth para condensadores, pero primero se debe hallar el factor de escalamiento:

$$Factor = \frac{1}{2\pi f_p R}$$

Asumiendo R en $1K\Omega$:

$$Factor = \frac{1}{2\pi \times 100Hz \times 1000\Omega} = 1.591 \times 10^{-6}$$

Teniendo el factor, ahora se calcula el valor de los condensadores de acuerdo con la

Tabla 10:

Tabla 10*Valores Normalizados para los Filtros Butterworth*

Orden	K1	K2	K3
2	1.414	0.7071	-
3	3.546	1.392	0.2024
4	1.082	0.9241	-
	2.613	0.3825	-
5	1.753	1.354	0.4214
	3.235	0.309	-
6	1.035	0.966	-
	1.414	0.7071	-
	3.803	0.2588	-
7	1.531	1.336	0.4885
	1.604	0.6235	-
	4.493	0.2225	-
8	1.02	0.9809	-
	1.202	0.8313	-
	1.8	0.5557	-
	5.125	0.195	-
9	1.455	1.327	0.517
	1.305	0.7661	-
	2	0.5	-

Orden	K1	K2	K3
9	5.758	0.1736	-
10	1.0212	0.9874	-
	1.122	0.8908	-
	1.414	0.7071	-
	2.202	0.454	-
	6.39	0.1563	-

Nota. Tabla para hallar C_i o R_i dependiendo. Del orden del filtro. Pasaalto o pasabajo. Tomado de. Diseño y aplicaciones del circuito de filtro Butterworth de paso bajo, Electrónica Lugo. (2018) <https://electronicalugo.com/disenoy-aplicaciones-del-circuito-de-filtro-butterworth-de-paso-bajo/>

Teniendo en cuenta que:

$$\frac{C_1}{Factor} = 3.546 \quad \frac{C_2}{Factor} = 1.392 \quad \frac{C_3}{Factor} = 0.2024$$

$$C_1 = 3.546 \times 1.591 \times 10^{-6} = 5.641\mu F \cong 5.6\mu F$$

$$C_2 = 1.392 \times 1.591 \times 10^{-6} = 2.214\mu F \cong 2.2\mu F$$

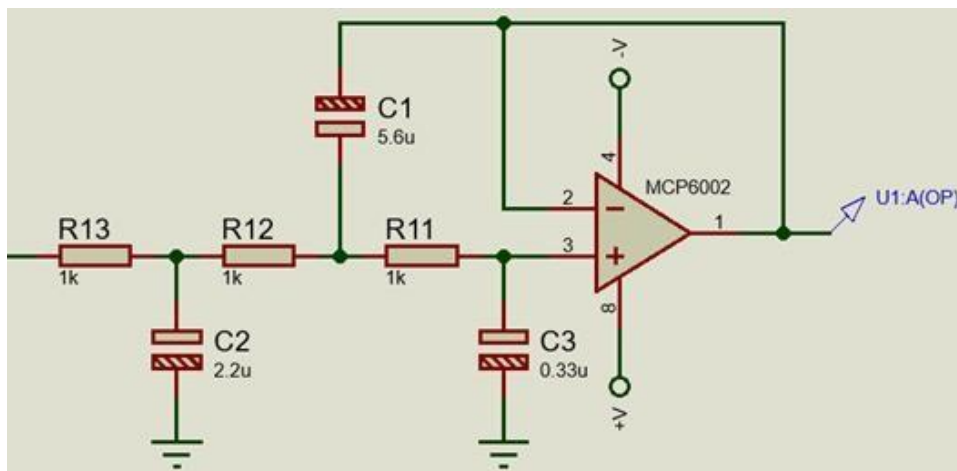
$$C_3 = 0.2024 \times 1.591 \times 10^{-6} = 322nF \cong 0.33\mu F$$

En la Figura 33 se puede observar el circuito implementado en Proteus 8.9 con la aproximación de los componentes a valores comerciales, y en la Figura 34 en la esquina inferior izquierda se puede observar la frecuencia de 500Hz donde se ubica el cursor en la gráfica, y en la parte inferior derecha se puede observar que para este punto de frecuencia la ganancia es de -42.1dB, en contraste con los -40dB propuestos para el diseño del filtro pasa baja.

Para el filtro pasa alto se utiliza también el criterio de Butterworth como ya se había comentado inicialmente, por consiguiente, el cálculo del circuito es muy similar a la del filtro pasa bajo.

Figura 33

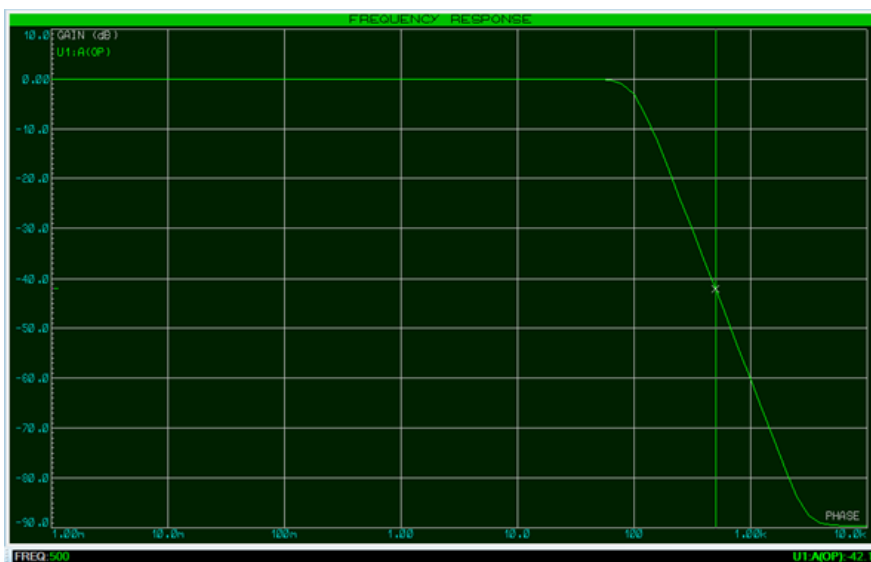
Circuito Pasa Bajo Simulado en Proteus 8.9



Nota. Circuito implementado que fue simulado.

Figura 34

Diagrama de Bode para El Filtro Pasa Bajo Implementado



Nota. Respuesta en frecuencia del circuito simulado.

Orden del filtro: se proponen los datos de frecuencia y atenuación:

$$A_p = -3dB \text{ para } f_p = 0.05Hz$$

$$A_s = -60dB \text{ para } f_s = 0.005Hz$$

Como A_p y A_s son magnitudes no se toma el signo para el cálculo. Entonces:

$$\epsilon_1 = \sqrt{(10^{0.1A_p} - 1)} = \sqrt{(10^{0.3} - 1)} = \sqrt{(1.995 - 1)} = 0.997 \cong 1$$

$$\epsilon_2 = \sqrt{(10^{0.1A_s} - 1)} = \sqrt{(10^6 - 1)} = \sqrt{(1000000 - 1)} = 999.999 \cong 1000$$

$$\eta_B = \frac{\log(\epsilon_2/\epsilon_1)}{\log(f_s/f_p)} = \frac{\log(1000/1)}{\log(0.005/0.05)} = -3$$

El filtro pasa alto debe de ser de tercer orden, ya que, aunque sea una cantidad negativa, el orden es una magnitud por esta razón no se tiene en cuenta el signo negativo.

Al igual como sucede con el filtro pasa bajo también es necesario encontrar un factor de escalamiento, el cual se calcula con la siguiente expresión:

$$Factor = \frac{1}{2\pi f_p C}$$

En esta expresión C ahora se conoce y es una constante para todos los condensadores del circuito, que para este caso es de $100\mu F$ y se calculan las resistencias.

$$Factor = \frac{1}{2\pi \times 0.05Hz \times (100 \times 10^{-6}F)} = 31830.988$$

Teniendo el factor, ahora se calcula el valor de las resistencias de acuerdo con la Tabla 10 y el orden del filtro.

$$\frac{Factor}{R_1} = 3.546 \quad \frac{Factor}{R_2} = 1.392 \quad \frac{Factor}{R_3} = 0.2024$$

$$R_1 = \frac{31830.988}{3.546} = 8976.590\Omega \cong 9K\Omega \rightarrow 3.9K\Omega + 5.1K\Omega$$

$$R_2 = \frac{31830.988}{1.392} = 22867.089\Omega \cong 22.82K\Omega \rightarrow 22K\Omega + 820\Omega$$

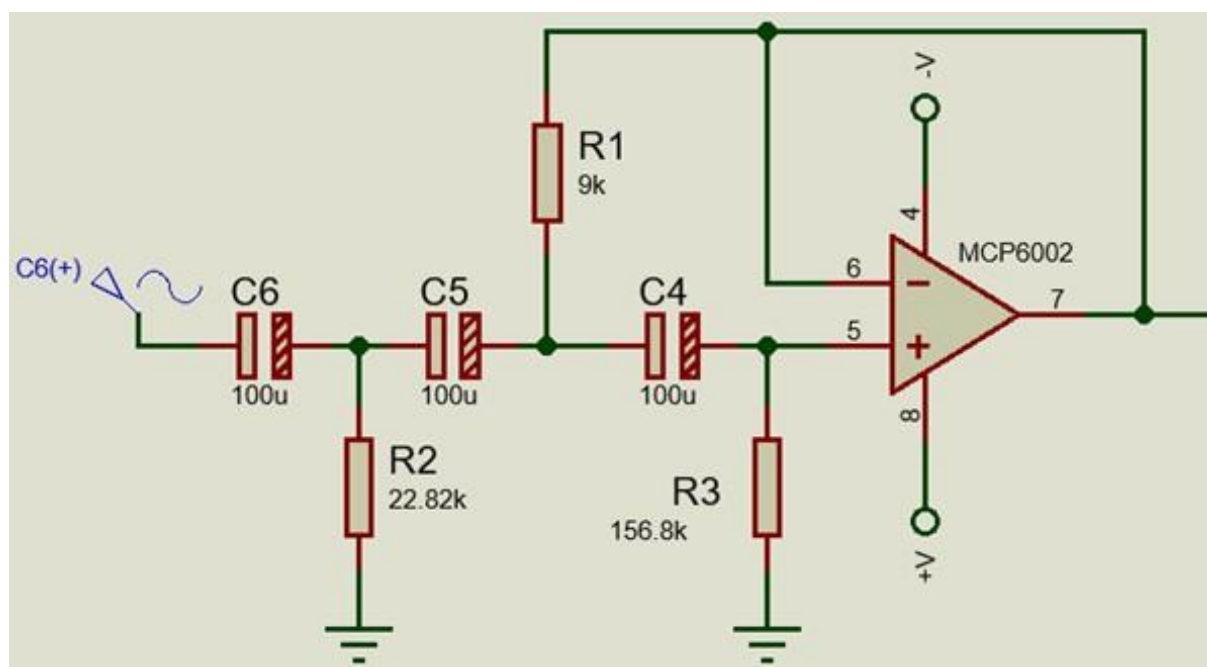
$$R_3 = \frac{31830.988}{0.2024} = 157267.730\Omega \cong 156.8K\Omega \rightarrow 150K\Omega + 6.8K\Omega$$

Una vez calculado cada uno de los elementos, se implementa el circuito mostrado en la

Figura 35.

Figura 35

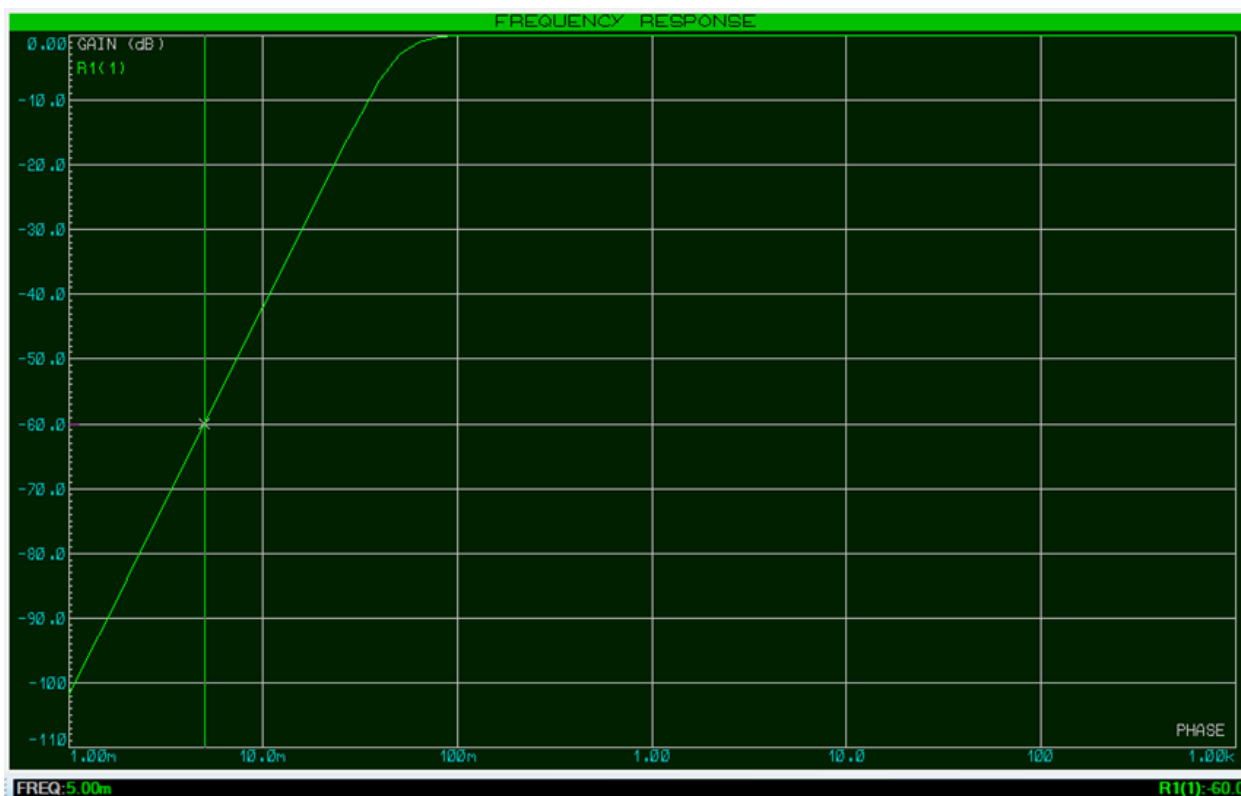
Circuito Pasa Alto Simulado en Proteus 8.9



Nota. Circuito implementado para simulación.

Figura 36

Diagrama de Bode Para el Filtro Pasa Alto Implementado

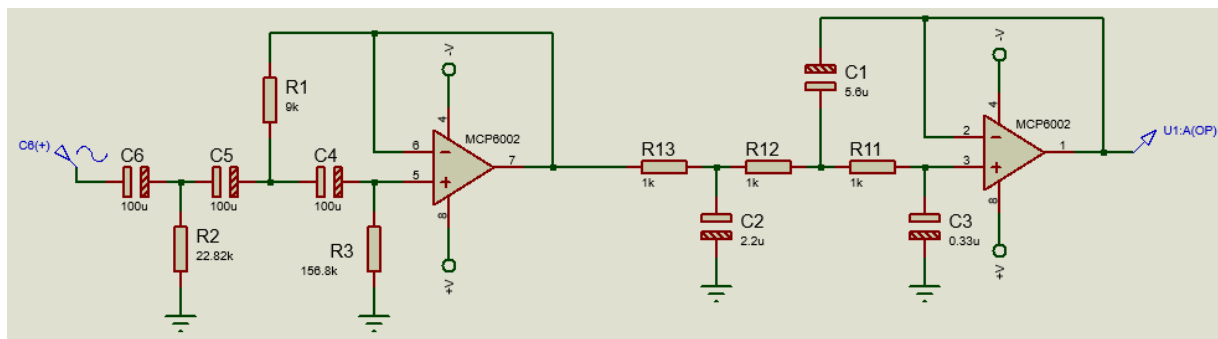


Nota. Respuesta en frecuencia del circuito implementado.

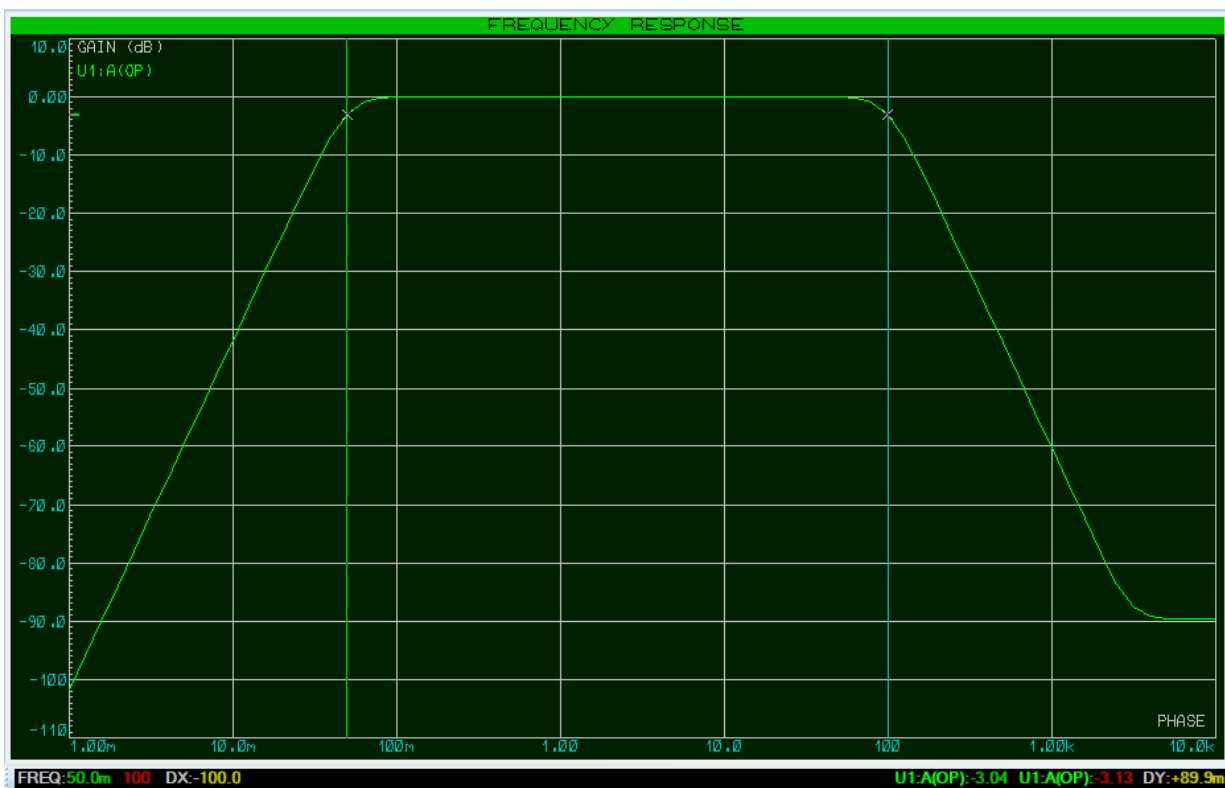
En la Figura 36 se puede observar en la parte inferior izquierda la frecuencia que indica el cursor, para este caso es de 0.005Hz, y en la parte inferior derecha se observa la ganancia de -60dB tal como se propuso en el diseño.

Una vez se han completado las dos etapas del filtro pasa banda, se acoplan para observar el comportamiento de ganancia con respecto a la frecuencia.

Con el diseño completo (Figura 37), y simulación (Figura 38) de los dos filtros pasa alta y pasa bajo, se implementa el filtro pasa banda final.

Figura 37*Filtro Pasa Banda Completo*

Nota. Circuito pasa banda donde se aprecian las dos etapas acopladas.

Figura 38*Respuesta en Frecuencia Filtro Pasa Banda*

Nota. Respuesta en frecuencia del circuito pasa banda completa.

Frecuencia 0.05Hz ganancia de -3.04dB

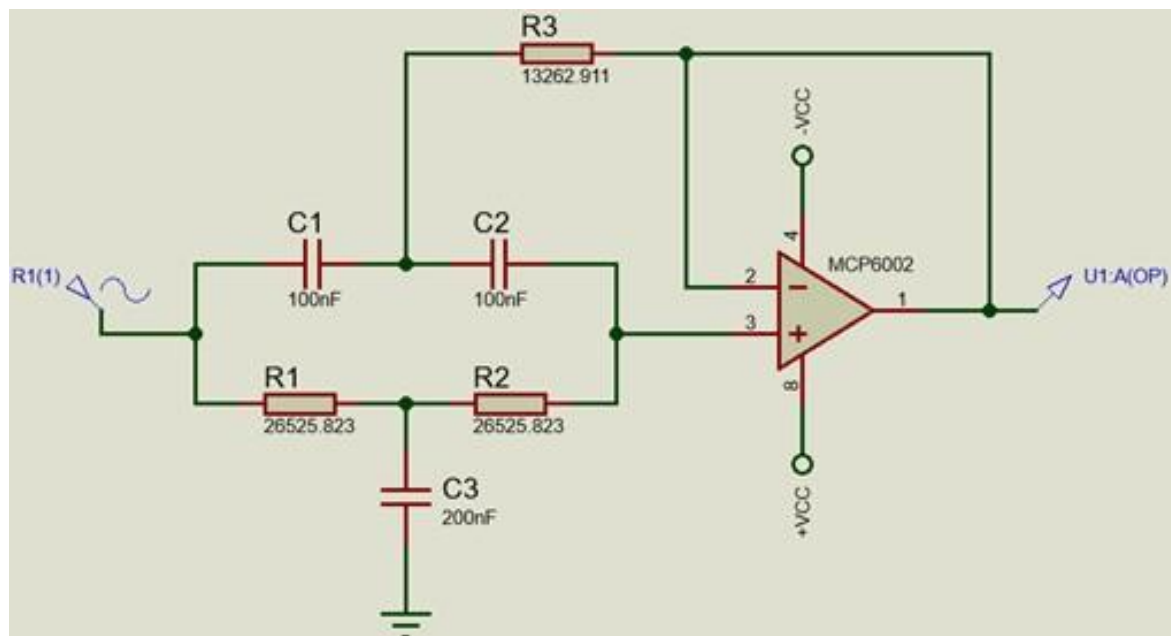
Frecuencia 100Hz ganancia de -3.13dB

Filtro Notch

El filtro paso banda rechaza todas las señales que están por encima y por debajo del rango necesario para poder observar la señal, pero existe un en esta banda un punto crítico debido a la cantidad ruido producido por la red de alimentación eléctrica, y los equipos que de ella se alimentan. Con el fin de eliminar todo el ruido que se produzca en la frecuencia de 60Hz, se diseña un filtro Notch (Figura 39) para esta frecuencia.

Figura 39

Filtro Notch



Nota. En la figura se puede observar los valores de los componentes del filtro notch simulado.

De acuerdo con la configuración presentada en la Figura 39, se debe considerar que:

$$R3 = \frac{R}{2} \text{ donde } R = R1 = R2$$

$$C3 = 2C \text{ donde } C = C1 = C2$$

Para el cálculo de los componentes R y C se parte de la siguiente expresión:

$$f = \frac{1}{2\pi RC}$$

Y se propone el valor del condensador en uno comercial, para este caso será de 100nf, entonces:

$$R = \frac{1}{2\pi \times 60\text{Hz} \times 100 \times 10^{-9}f} = 26525.823\Omega = 26.525823K\Omega$$

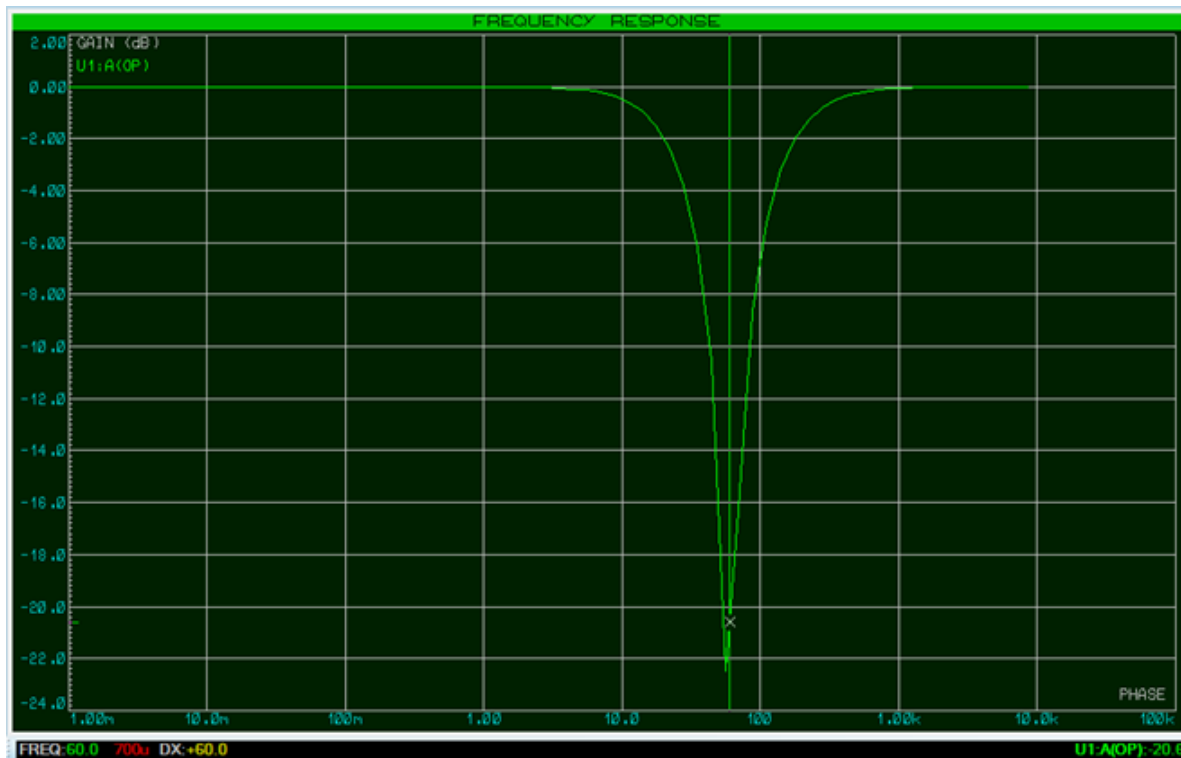
$$R = R1 = R2 = 26.525823K\Omega$$

$$R3 = \frac{26.525823K\Omega}{2} = 13262.911\Omega = 13.262911K\Omega$$

Una vez se tienen los valores para las resistencias y los condensadores, se instala este filtro a la salida del filtro paso banda con el fin de eliminar cualquier señal de ruido a causa de la red de AC. En la Figura 40 se puede observar el resultado de la simulación del filtro Notch calculado. Así mismo se puede observar la atenuación de la señal a una frecuencia de 60Hz, el cual es inferior a -20dB.

Figura 40

Diagrama de Bode para el Filtro Notch



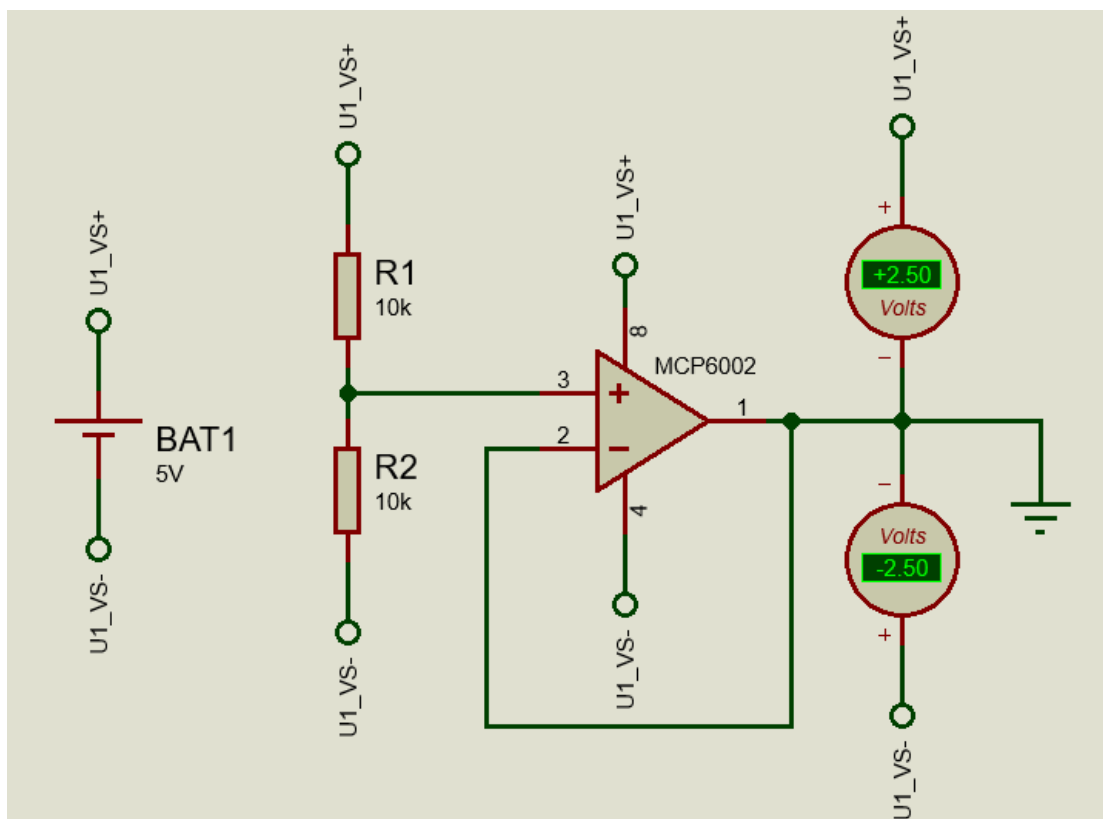
Nota. Respuesta en frecuencia del filtro Notch calculado.

Alimentación Diferencial para MCP6002

Para el funcionamiento del amplificador operacional MCP6002 en las distintas configuraciones de los filtros necesarios para el prototipo, se requiere implementar un sistema de alimentación capaz de entregar valores de voltaje de $-V_{cc}$ y $+V_{cc}$ con respecto a tierra, y como en este caso la fuente de alimentación general solamente posee $+V_{cc}$ con respecto a tierra, se procede a implementar un divisor de tensión con resistencias para la obtención del voltaje diferencial conectado a un amplificador operacional en configuración de seguidor de tensión (Figura 41), esto con el fin conseguir un valor de corriente considerable en contraste a la que se puede conseguir simplemente con el divisor de tensión resistivo.

Figura 41

Circuito de Voltaje Diferencial para Alimentación de los Filtros

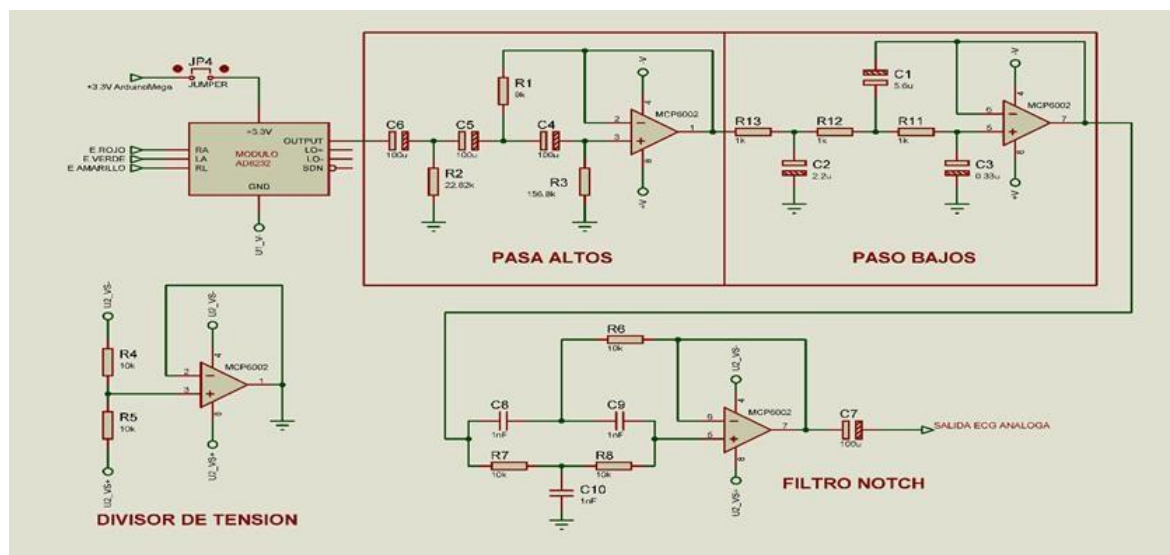


Nota. Simulación del circuito divisor de tensión con OAMP con seguidor de tensión no inversor.

Una vez completada la etapa de filtrado, se procede a acoplar todas las etapas calculadas para obtener todo el sistema de señal analógico como se muestra en la Figura 42.

Figura 42

Esquema Completo de la Sección Analógica



Nota. Circuitería completa de la señal analógica donde se aprecian cada una de las diferentes etapas.

Digitalización de la Señal ECG

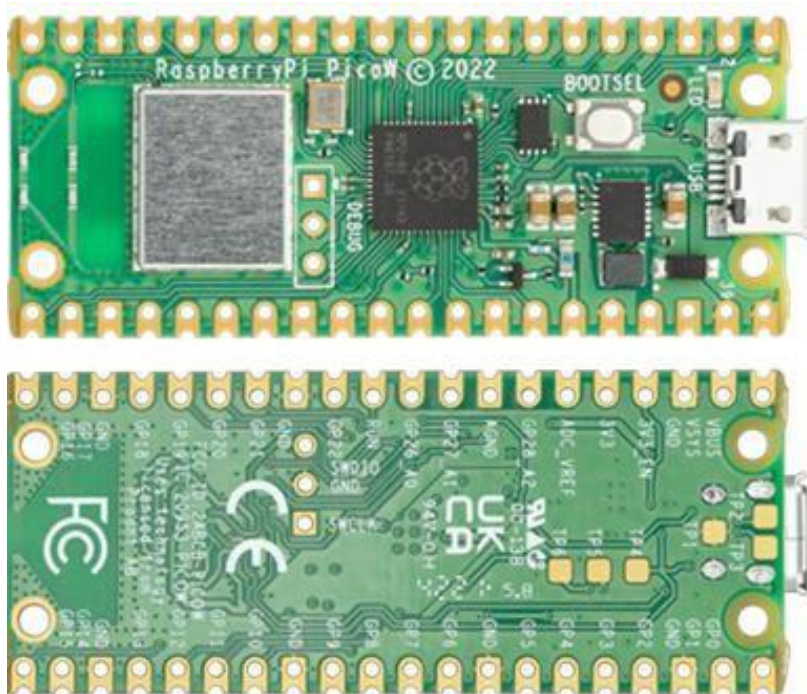
El tratamiento de la señal ECG se realiza con una tarjeta Raspberry Pi Pico W (Figura 43), la cual se encarga de la conversión A/D con una resolución de 10 bits, conteo de los BPM por unidad de tiempo, y envío de la señal ECG al Arduino Mega 2560 pro, y al dispositivo WiFi de conexión a internet móvil que para este prototipo será un celular convencional con acceso a una red 4G.

Se selecciona esta tarjeta por las características de hardware que posee, ya que está basada en el microprocesador RP2040 diseñado por Raspberry Pi, el cual tiene arquitectura Arm Cortex-M0+ de doble núcleo con RAM interna de 264 kB y soporte para hasta 16 MB de memoria flash fuera del chip, y puede alcanzar velocidades de 133Mhz sin overclok. Además de lo anteriormente mencionado, también cuenta con un módulo totalmente certificado integrado

con LAN inalámbrica 802.11n de 2.4 GHz y Bluetooth 5.2 haciendo más fácil la conectividad con este dispositivo para el intercambio de datos. Los datos anteriormente mencionados se pueden encontrar en la página de especificaciones de Raspberry Pi Ltd, (2020a).

Figura 43

Aspecto de la Placa Raspberry Pi Pico W



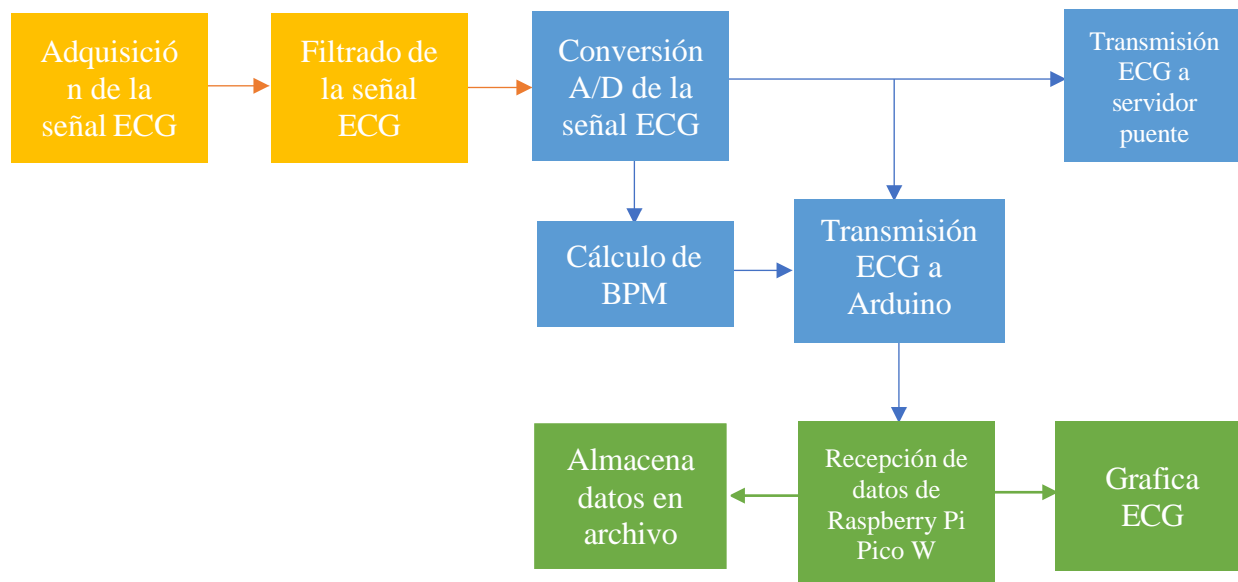
Nota. En esta figura se describe el aspecto de la placa Raspberry Pi. Tomado de. Buy a Raspberry Pi Pico, Raspberry Pi Ltd. (2020a) <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-pico/>

Esta placa será la encargada de realizar las tareas de conversión A/D de la señal ECG, cálculo de los BPM, y transmisión de la señal hacia un equipo remoto vía internet móvil, todo esto gracias a que su procesador puede funcionar en relación con el Arduino Mega, 8.31 veces más rápido con lo cual se deja libre al Arduino Mega de una tarea que le llevaría mucho tiempo realizar, así de esta manera el Arduino Mega tendrá las tareas de almacenar los datos

digitalizados en un archivo, graficar la señal, y administrar el funcionamiento general de la tarjeta Raspberry Pi Pico W.

Figura 44

Diagrama de Bloques General del Prototipo



Nota. En esta figura se muestra un diagrama de bloques general del prototipo.

En la Figura 44 se puede observar de color amarillo las etapas analógicas, en color azul las etapas que se encuentran en la tarjeta Raspberry Pi Pico W, y en color verde las etapas correspondientes al Arduino Mega. De acuerdo con el diagrama general de la Figura 44, se plantea el hardware de la sección correspondiente a la Raspberry Pi Pico W donde se realiza el proceso de conversión A/D y el envío de datos. Es importante tener en cuenta que, aunque la Raspberry se alimenta a 5V, los GPIO operan a un voltaje de 3.3V lo cual es una consideración muy importante para evitar daños en los pines de la Raspberry por aplicar voltajes mayores a 3.3V. Para este caso, se interconectarán los pines de la Raspberry con los pines del Arduino Mega utilizando un adaptador de nivel de tensión; 10 de estos pines están dedicados al transporte de datos tipo entero de 10 bits desde la Raspberry hacia el Arduino, y siempre será en ese

sentido, 2 pines más actúan como banderas de control del flujo de datos en el bus paralelo desde la Raspberry hacia al Arduino garantizando que los datos enviados son leídos sin problema, y dos pines más están dedicados para comunicación serial asincrónica RS232 entre la Raspberry y el Arduino, esto suma un total de 14 pines que se hacen pasar por el adaptador de nivel de tensión.

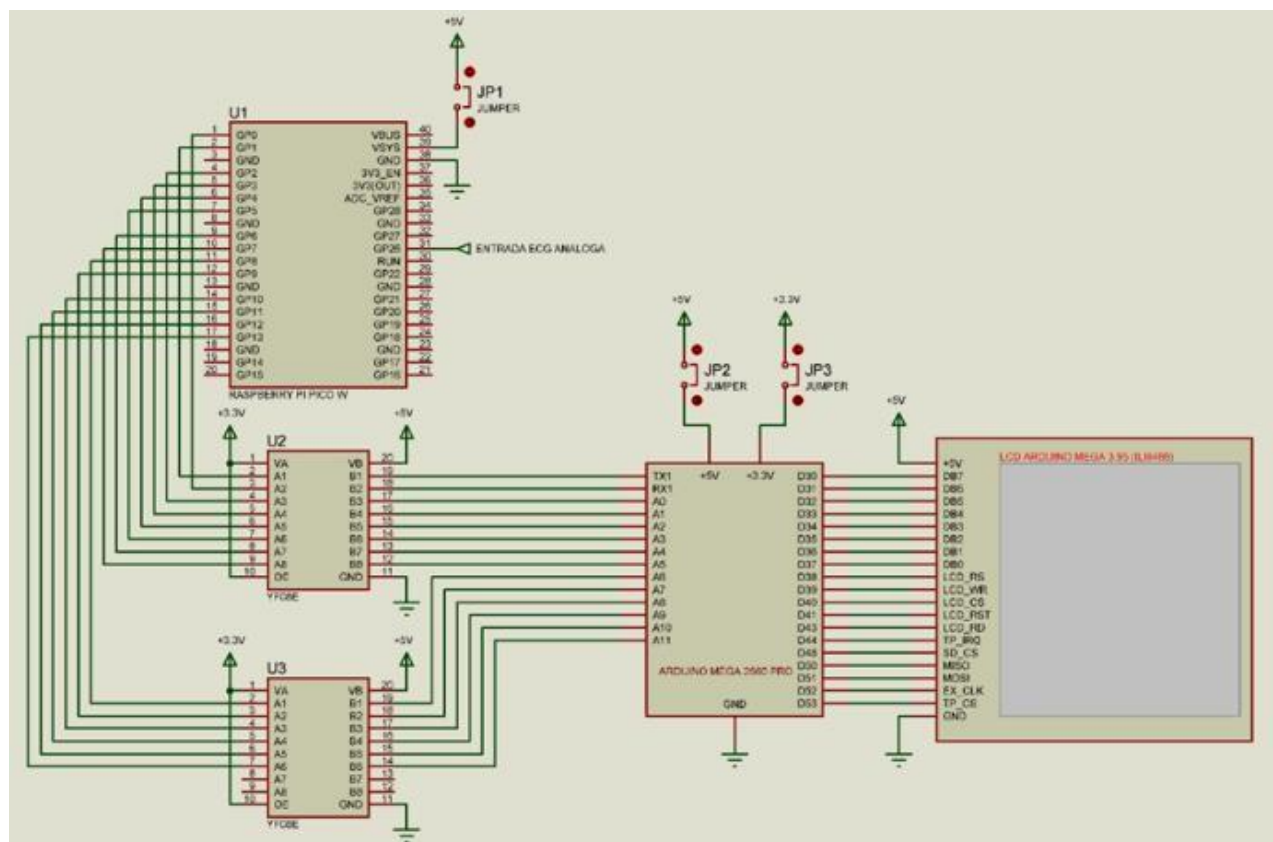
Se ha decidido hacer el envío de los datos ECG desde la Raspberry hacia el Arduino de forma paralela, esto debido a que los pines de comunicación SPI e I2C del Arduino están siendo utilizados en la pantalla LCD y en la comunicación con la tarjeta de memoria micro SD, quedando disponible solamente el puerto serie RS232 sin embargo, por la velocidad a la cual se debe transmitir los datos, la cual debe de ser de 115.2KBPS, y sumado a esto el alto volumen de datos a transmitir, en el lado del Arduino se presentan errores de lectura en la comunicación serie debido a esta velocidad, y los altos volúmenes de datos, por tal razón se decide implementar un mecanismo de transmisión paralelo estable a alta velocidad y con altos volúmenes datos. Una vez cual es la circuitería para implementar en la sección de control digital, se implementa la misma como se aprecia en la Figura 45.

Esquema Completo de la Sección Digital

A continuación, se presenta el esquema completo de la selección digital en la Figura 45

Figura 45

Conexiones del Sistema Digital



Nota. En esta figura se muestran las conexiones del sistema digital.

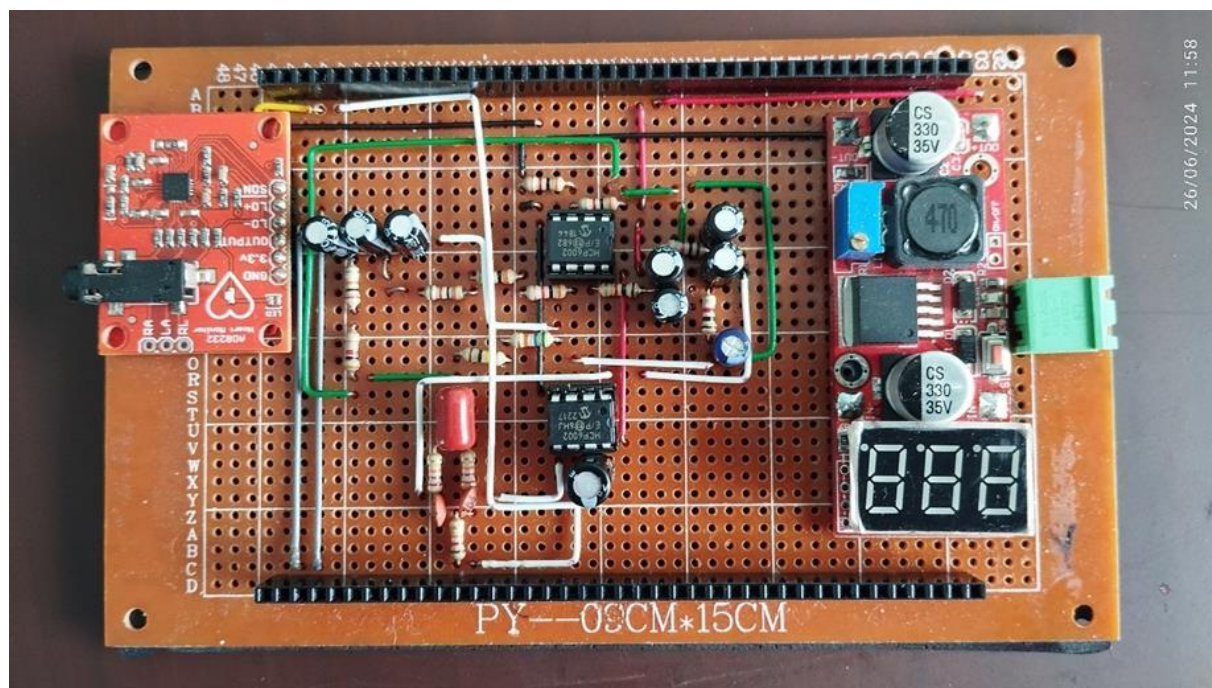
Montaje del Hardware

El prototipo se ha dividido en tres tarjetas ubicadas una sobre otra y comunicadas entre ellas por conectores tipo shield como los empleados por las tarjetas de Arduino.

Tarjeta Base

La tarjeta base (Figura 46) cuenta con un módulo regulador de tensión $V_{dc} - V_{dc}$ basado en el chip LM2596 quien es el encargado de suministrar los 5Vdc al prototipo.

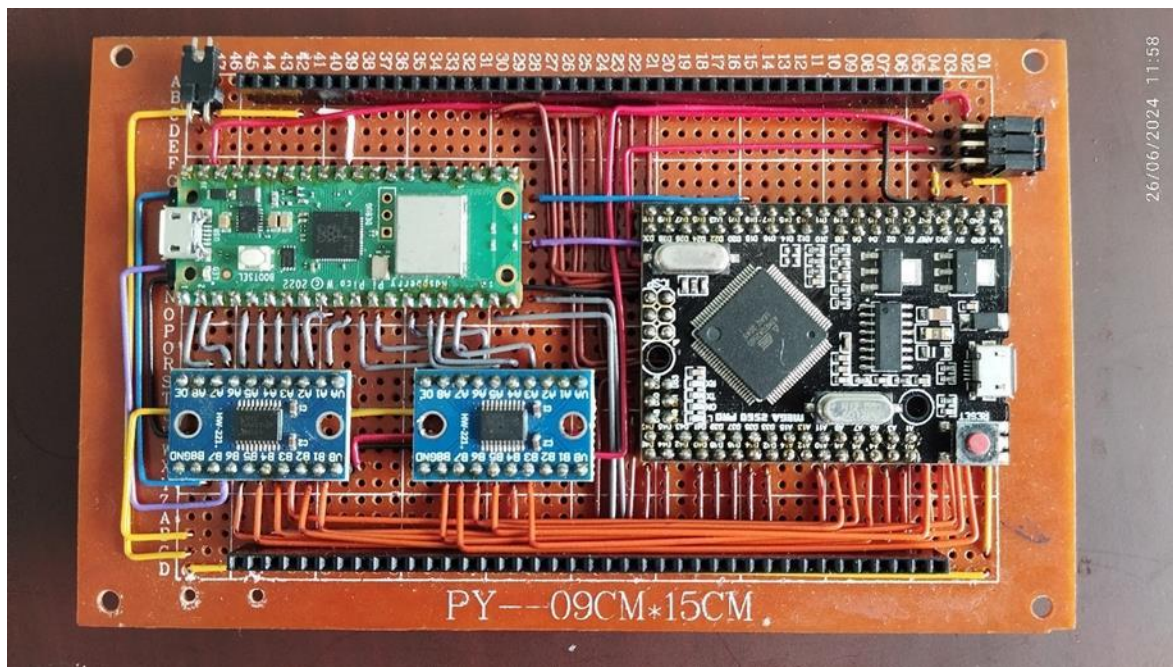
En esta misma tarjeta se encuentra toda la circuitería análoga que está conformada por los filtros, y el amplificador de instrumentación que capta la señal ECG.

Figura 46*Tarjeta Base*

Nota. En la figura se observa que la tarjeta base contiene todo lo referente al sistema analógico incluyendo la alimentación.

Tarjeta Media

En esta tarjeta (Figura 47) se ubica los microcontroladores y adecuadores de nivel de tensión bidireccionales de 5Vdc, a 3.3Vdc.

Figura 47*Tarjeta Media*

Nota. En esta tarjeta se encuentra todo lo concerniente al sistema digital.

En la Figura 47 se puede observar 3 jumpers a la parte superior derecha, y uno en la parte superior izquierda, estos jumpers se deben retirar en el momento de programar los microcontroladores ya que, aunque se desenergiza completamente el prototipo, cuando se conectan estas placas de los microcontroladores al puerto USB del PC estas polarizan el resto de la tarjeta interfiriendo con la escritura de los programas en las placas.

Tarjeta Superior

En esta tarjeta (Figura 48) se encuentra la pantalla LCD únicamente, la cual también se puede retirar para acceder a la memoria uSD, y aunque en esta tarjeta también se puede observar en la parte inferior central dos jumpers, a diferencia de los que se encuentran en la tarjeta media estos no requieren ser retirados para programar las placas de los microcontroladores, estos jumpers inicialmente se implementaron en la etapa del diseño experimental con el fin de

intercambiar dos señales de ser necesario, pero en el diseño final no fue necesario hacer este intercambio y resultaba un poco complicado retirarlos, por tal motivo se decide dejarlos en la placa.

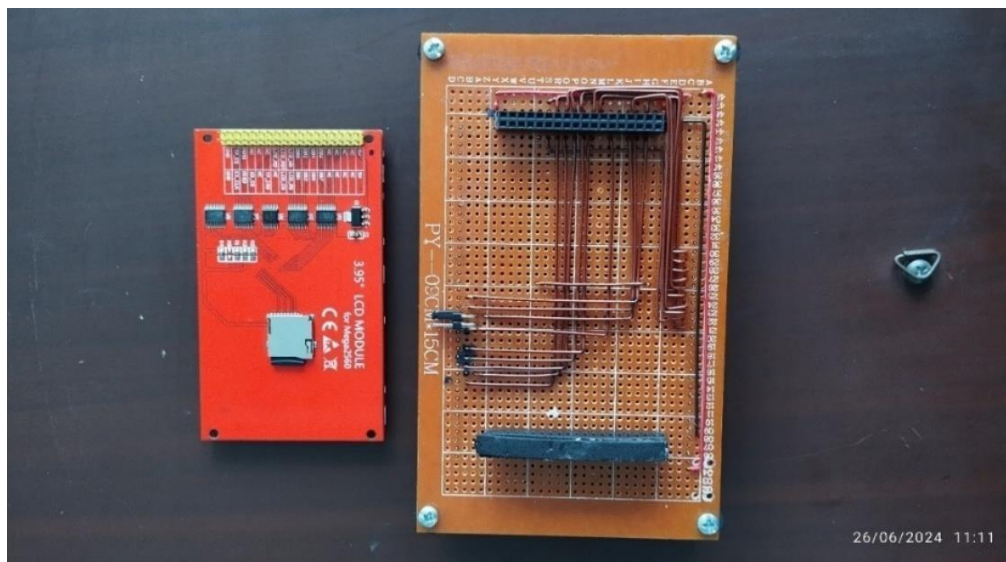
Figura 48

Tarjeta Superior



Nota. En esta tarjeta se encuentra exclusivamente la pantalla LCD.

En la Figura 49 se puede observar las conexiones necesarias para que la pantalla LCD pueda funcionar.

Figura 49*Conexión Pantalla LCD*

Nota. En esta figura se muestra la conexión de pantalla LCD.

En la Figura 50 se puede observar el módulo para poder utilizar la memoria microSD.

Figura 50*Módulo Micro SD*

Nota. En esta figura se muestra el módulo Micro SD.

En la Figura 51 se muestra el conjunto de las 3 tarjetas como se interconectan para poder funcionar.

Figura 51

Conexión entre Tarjetas



Nota. En esta figura se muestra la conexión entre tarjetas. Este hardware se explica también en un video publicado en YouTube, por Peñaloza, (2024c).

Software y Firmware

Firmware Raspberry Pi Pico W

Como se había mencionado con anterioridad, la Raspberry tiene las tareas complejas y que requieren mayor velocidad, una de estas tareas es el cálculo de los BPM, este cálculo lo hace analizando el cambio de pendiente en la zona más baja de la señal ECG, y partiendo del hecho de que la señal ECG es periódica como se puede observar en la Figura 52.

Figura 52

Señal ECG Filtrada y Digitalizada Con Muestreo A 5ms

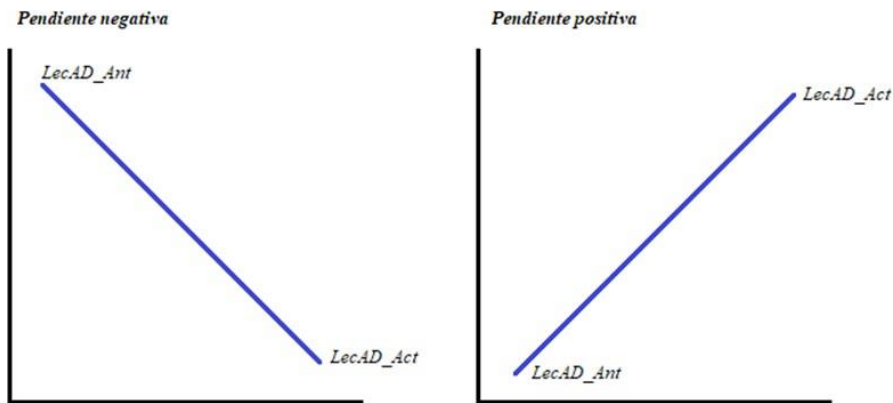


Nota. En la figura se muestra cómo se determina el periodo para el cálculo de la frecuencia cardiaca.

En este caso se toma el pico mínimo como referencia para el conteo de los BPM, de esta manera cuando la señal cambie de pendiente negativa a positiva, se iniciará el conteo de picos mínimos y al mismo tiempo se inicia un contador de milisegundos, y cada cambio de pendiente negativa a positiva (Figura 53) en el pico mínimo se cuenta hasta completar 6 picos mínimos. Una vez completados los picos mínimos se detiene el contador de milisegundos y teniendo en cuenta este dato de tiempo, por una regla de 3 se calcula cuantos picos mínimos o pulsaciones realiza en 1 minuto.

Figura 53

Valor de Pendiente entre Puntos de Muestreo



Nota. En esta figura se trata de explicar cómo es el cambio de pendiente de los datos de la señal.

La detección del cambio de pendiente se realiza verificando la recta que forman el valor actual y el valor anterior (Figura 53), esta recta dependiendo de que valor sea mayor puede adquirir una pendiente o negativa, por ejemplo, cuando el valor de la lectura anterior es mayor que el valor de la lectura actual se considera negativa, cuando el valor actual es mayor que el valor anterior se considera positiva, y cuando los dos valores son iguales, es decir pendiente cero, se considera que la señal aun continua en el punto más bajo del pico mínimo.

El cálculo planteado para los BPM es el siguiente:

¿Si 6 pulsaciones tardan un determinado de tiempo en mSg, de acuerdo con ese valor cuantas pulsaciones se realizarán en 60000mSg?

$$6P \rightarrow T(mSg)$$

$$xP \leftarrow 60000mSG$$

$$xP = \frac{6P \times 60000mSg}{T(mSg)}$$

$$xP = \frac{36000PmSg}{T(mSg)}$$

$$xP = \frac{360000P}{T} = BPM$$

El valor de los BPM se transmite desde Raspberry Pi pico hacia el Arduino vía puerto serial, esto es posible ya que el volumen de datos no es tan alto y se transmiten con un periodo de tiempo más amplio, con lo cual se logra el envío de datos sin errores en la recepción.

En cuanto a la señal digitalizada esta tiene un offset de 200 unidades de conversión análoga digital, esto con el fin de poder detectar correctamente el nivel más bajo del pico mínimo, y como offset para realizar la ubicación de la gráfica en la pantalla LCD. Para almacenar y para transmitir el ECG hacia la aplicación de escritorio remota que pasa por el servidor puente, este offset se elimina ya que no es necesario.

La transmisión de los datos de ECG desde Raspberry pi hacia Arduino Mega, se realiza sobre un bus paralelo de 10 bits controlado por dos pines denominados DatPort, y DatOk, estos pines tienen el mismo nombre en ambos microcontroladores y dependiendo del microcontrolador, pueden ser de entrada o de salida ver Tabla 11.

Tabla 11

Dirección del Flujo en los Pines fe Control del Bus de Datos Paralelo

Descripción del pin	Raspberry pi Pico W	Arduino Mega 2560 pro
DatPort	Salida	Entrada
DatOk	Entrada	Salida

Nota. Esta tabla muestra la descripción y funcionalidad de los pines DatPort y DatOk en dos placas de desarrollo: Raspberry Pi Pico W y Arduino Mega 2560 Pro. Tomado de. Buy a

Raspberry Pi Pico, Raspberry Pi Ltd. (2020a) <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-pico/>

El control de flujo funciona de la siguiente manera:

1. Raspberry Pico ubica el dato de 10 bits en el puerto.
2. Raspberry Pico establece DatPort en alto indicando dato disponible en puerto.
3. Raspberry Pico espera a que DatOk cambie a estado alto indicando dato leído.
4. Arduino lee el dato de 10 bits.
5. Arduino establece DatOk en alto indicando dato leído.
6. Raspberry Pico quita el dato del puerto poniendo ceros en el puerto.
7. Raspberry Pico establece DatPort en bajo indicando que no existe dato disponible.
8. Arduino Pico establece DatOk en bajo indicando que está listo para recibir otro dato.

En la Figura 54 se muestra el comportamiento de las señales en conjunto en un diagrama de tiempos donde se puede apreciar de una forma más clara el comportamiento de estas.

Figura 54

Diagrama de Tiempos de los Pines de Control



Nota. La figura muestra un diagrama de señal en el tiempo para los pines DatPort, DatOk y la transferencia de datos en el puerto.

El código del firmware para el controlador Raspberry Pi pico W fue escrito en C en el IDE de Arduino y está conformado por dos archivos, el principal es llamado RASPBERRYPICOW.INO y es donde se encuentran las funciones principales, y archivos de cabecera, el otro archivo es denominado Funciones.h y es donde se encuentran al detalle la descripción de todas las funciones necesarias para ejecutar las tareas de la Raspberry además, de declarar variables y redefinición de los nombres de los pines del hardware.

Firmware Arduino Mega 2560

Esta placa se encarga de graficar la señal, y almacenar los datos en el módulo de la memoria SD que viene incorporado con la pantalla LCD.

Esta placa también tiene la función de indicarle a Raspberry Pico que inicie la conexión WiFi y la conexión con el servidor, esto se realiza cuando se energiza el dispositivo, y de esta manera se puede observar el estado de la conexión del dispositivo antes de empezar a usarlo.

El código del Arduino está constituido por tres archivos, el principal es denominado MEGA2560_PRO.ino y contiene en su interior las funciones principales y algunas rutinas que solamente se ejecutan al energizar el dispositivo; los otros dos archivos contienen definiciones detalladas de funciones, declaración de constantes y variables, y redefiniciones de hardware, los nombres de estos archivos son Funciones.h y Vari_Cons.h.

Software Servidor Puente

Para generar la funcionalidad de transmisión de datos vía internet, se realizó la adquisición de una dirección IP pública asociada a un servicio de internet banda ancha, ya que es bastante complicado y sobre todo costoso adquirir un servicio de internet móvil con direccionamiento IP público, además teniendo en cuenta que las redes de internet móvil con direccionamiento IP dinámico no aceptan ninguna conexión entrante, es decir, cualquier intento

de petición de conexión iniciado por cualquier otro dispositivo en la red es rechazado, solamente es posible conectar hacia donde el dispositivo móvil inicie la solicitud de conexión, es un sistema tan cerrado que no es posible realizar un ping hacia la dirección que tenga el dispositivo móvil, por tal motivo fue necesario implementar un servidor que si pueda admitir conexiones entrantes, y desde allí realizar la conexión del prototipo ECG hacia el PC donde está instalada la aplicación de escritorio, por esta razón es que se ha denominado a este punto de conexión como Servidor Puente. Este tipo de solución es muy común. de hecho, así opera prácticamente todas las aplicaciones de internet, donde un dispositivo origen envía datos a otro por medio de un servidor donde se encuentra conectado también el dispositivo destino.

Esta aplicación fue desarrollada en Python y funciona creando dos hilos, donde cada uno de ellos escucha por un puerto diferente una solicitud de conexión, una vez las dos conexiones se han establecido con los dispositivos remotos, los datos que ingresan por uno de los puertos donde se ha conectado el dispositivo ECG al servidor, son enviados por el otro puerto donde se ha conectado el PC remoto al servidor.

Aplicación de Escritorio PC Remoto

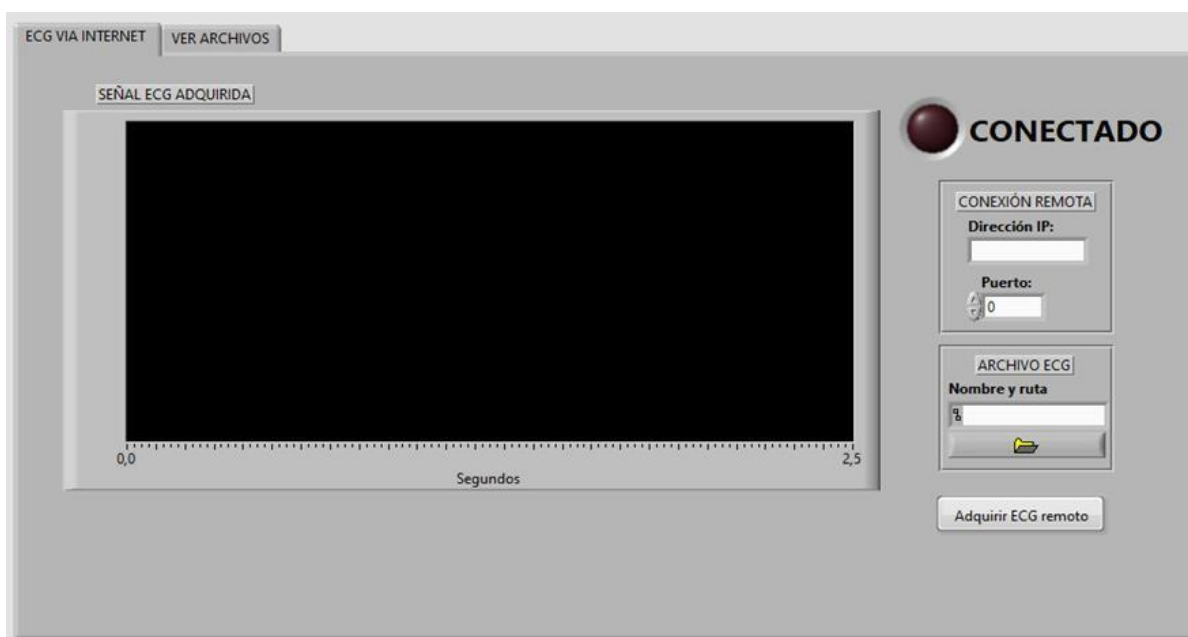
La aplicación de escritorio encargada de recibir los datos de ECG puede recibir datos por conexión del dispositivo ECG a través del servidor, o puede leer los archivos capturados por el dispositivo ECG en la memoria uSD.

La aplicación de escritorio permite al especialista observar la señal previamente obtenida y analizarla, y medir amplitud y el tiempo que existe entre dos puntos dentro de la señal, y dependiendo de los puntos seleccionados podría llegar a calcular los BPM para el tiempo seleccionado. Esta aplicación fue desarrollada en LabVIEW.

La interfaz de usuario está diseñada sobre un control de pestañas; una de ellas tiene los controles necesarios para realizar la conexión hacia el servidor puente, en esta sección se debe escribir la dirección IP y el puerto donde está escuchando el servidor (Figura 55). En esta pestaña también se encuentra un control en el cual se debe escribir el nombre del archivo donde se va a escribir los datos recibidos del ECG remoto, y también cuenta con un botón que ejecuta la rutina de la conexión y un indicador rojo que indica si la conexión se ha establecido encendiéndose, o permaneciendo apagado si no se estableció la conexión con el servidor puente.

Figura 55

Interfaz de Usuario que Captura el ECG Enviado por Internet

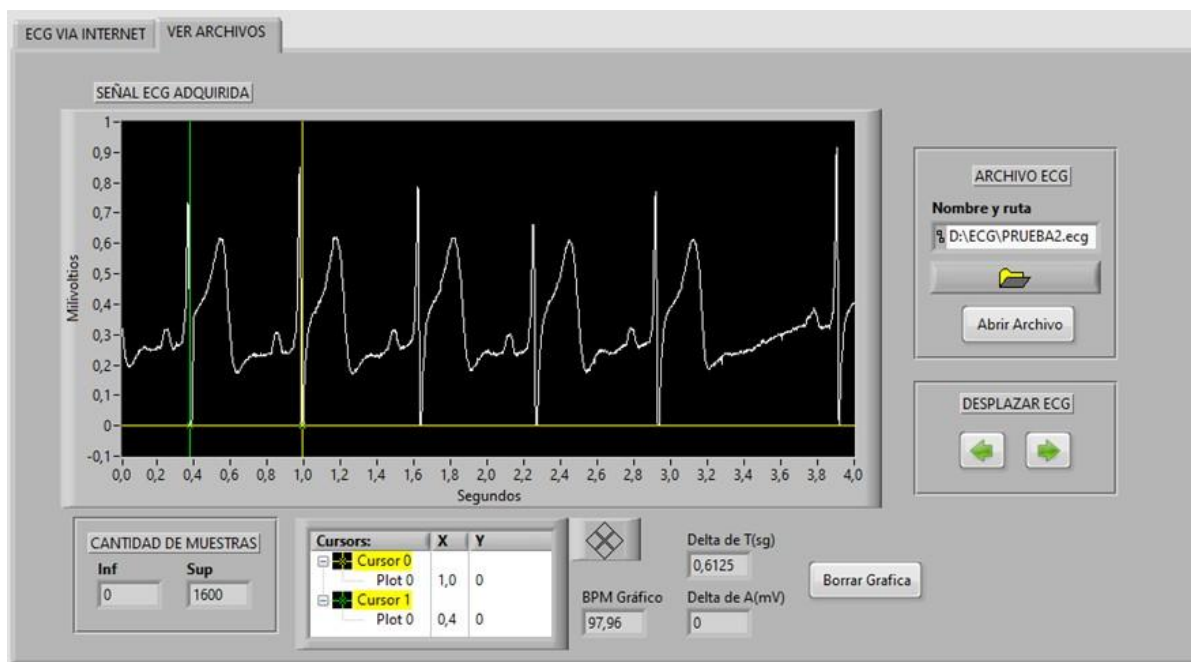


Nota. En esta figura se muestra interfaz de usuario que captura el ECG enviado por internet.

En la otra pestaña se encuentra la visualización de lecturas almacenadas en archivos (Figura 56), en esta sección se puede reconstruir y analizar todos los archivos recibidos de forma remota.

Figura 56

Interfaz de Usuario Encargada de Analizar Archivos de ECG



Nota. En esta figura se muestra la interfaz de usuario encargada de analizar archivos de ECG.

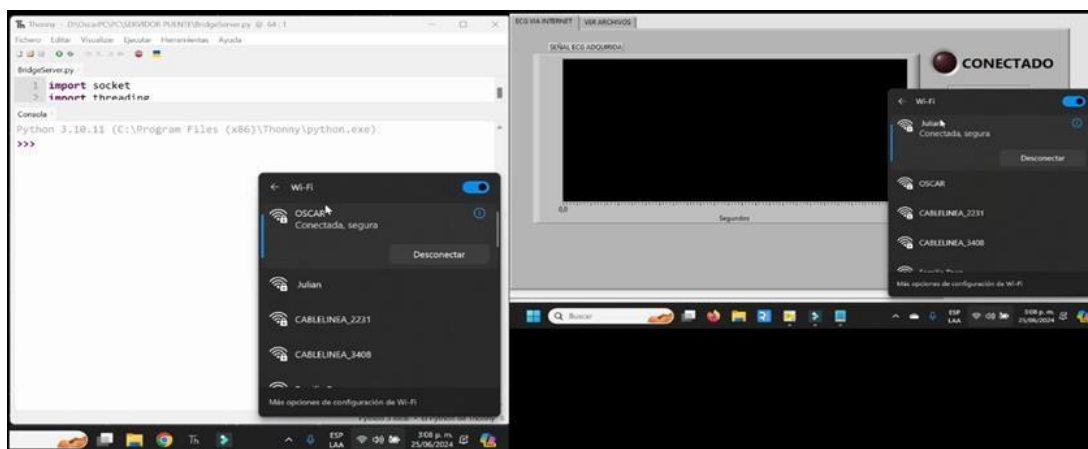
Pruebas y Resultados

Una vez implementado el software y el hardware se procede a probar el sistema completo y con la conexión vía internet, para tal efecto y lograr apreciar cómo se comportaba el ECG portátil, el servidor, y la aplicación de escritorio remoto, la prueba se realiza en el mismo lugar, pero separando al conexión de cada dispositivo en tres redes distintas; la conexión del servidor puente se realiza sobre un servicio banda ancha con fibra óptica, y servicio de direccionamiento IP público; la conexión del dispositivo ECG se realiza por WiFi con un teléfono celular conectado a la red de internet móvil del operador Claro de Colombia; la conexión de la aplicación de escritorio se realiza por WiFi con un teléfono celular conectado a la red de internet móvil del operador Movistar de Colombia.

En la Figura 57 se puede observar como el servidor puente (a la izquierda en la Figura 57), y el PC con la aplicación de escritorio (a la derecha en la Figura 57) se encuentra físicamente en el mismo sitio, pero conectados por distintas redes.

Figura 57

Conexión a Internet del Servidor y Aplicación Remota

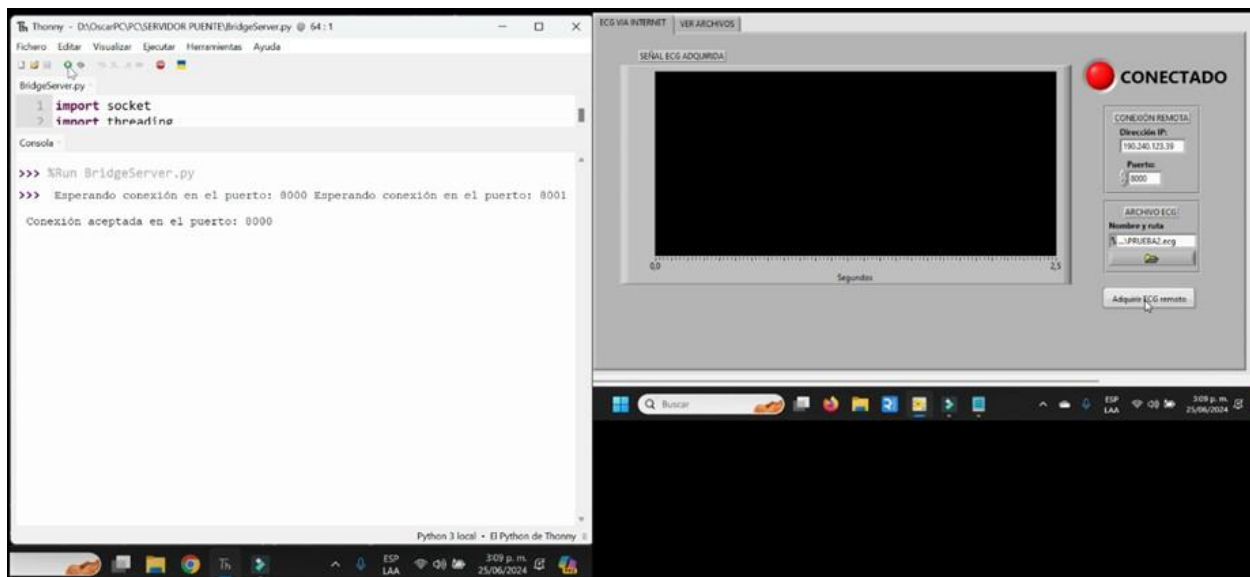


Nota. En la figura se puede observar las conexiones del servidor y la aplicación remota a diferentes redes.

Una vez establecidas las conexiones de internet para los dispositivos, se procede a realizar la conexión con el servidor puente para de esta manera lograr transmitir los datos de forma remota como se puede observar en la Figura 58.

Figura 58

Conexión entre la Aplicación Remota y el Servidor Puente



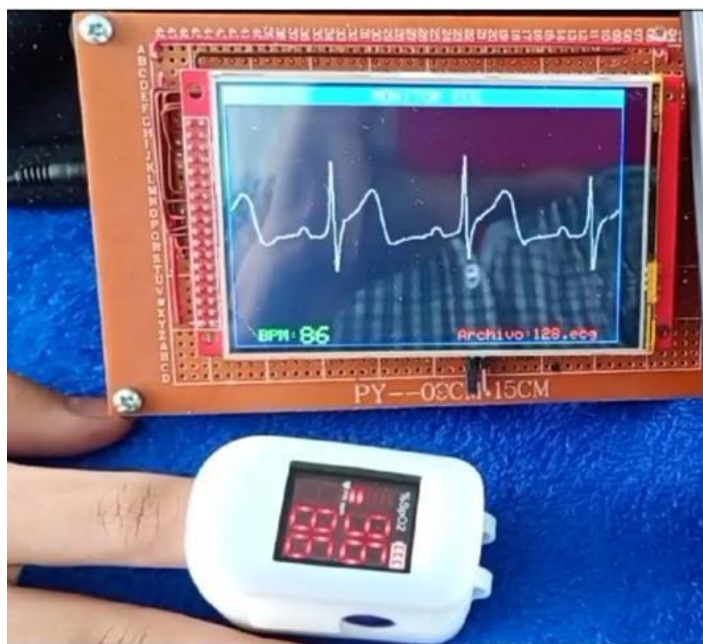
Nota. Conexión entre la aplicación remota y el servidor puente.

La dirección IP de conexión de la aplicación de escritorio no se muestra por seguridad, ya que esta dirección aún se encuentra en servicio.

Para la conectividad del dispositivo ECG en la Figura 59 se muestra cómo se realizó desde un servicio de internet móvil, en este caso un celular.

Figura 59*Conexión a Internet del ECG Portátil*

Nota. En esta figura muestra conexión a internet del ECG portátil.

Figura 60*Funcionamiento del ECG Portátil*

Nota. En esta figura se muestra el funcionamiento del ECG portátil.

Antes de empezar a transmitir los datos hacia la aplicación de escritorio vía internet, se debe esperar un tiempo para que el paciente nivele los niveles de BPM y el ECG portátil estabilice la imagen en la pantalla LCD, de lo contrario, esos datos no deseados se enviarán al terminal remoto.

La toma del ECG se demoró un minuto, tiempo durante el cual también se transmitió los datos a la aplicación de escritorio en la terminal remota. Los datos obtenidos coinciden con los datos tomados por el ECG portátil, el archivo plano escrito en la uSD.

Se observó que el tráfico de datos en las redes de telefonía móvil influye muy poco en la velocidad de envío de los datos, ya que no se observó un retraso de consideración durante la prueba.

Los datos obtenidos del archivo plano almacenado en la uSD no presentan diferencia con los datos recibidos en la terminal remota, ya que fueron comparados en Excel y no se encontró diferencia alguna.

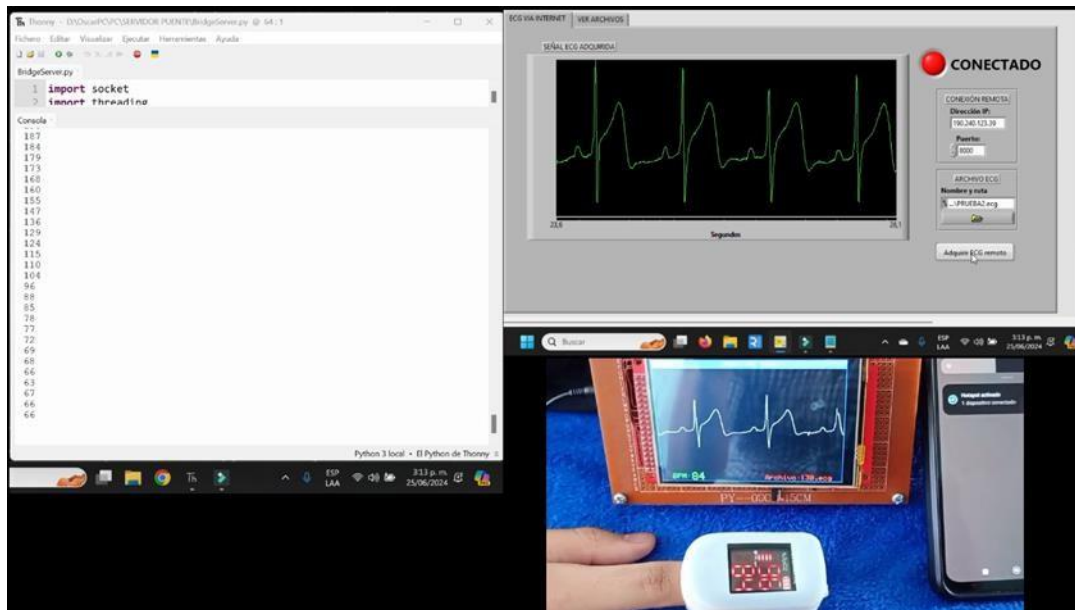
La reconstrucción de la señal en la aplicación de escritorio corresponde en cuanto a forma y tiempo, el cálculo de los BPM corresponde con los visualizados en el ECG portátil.

Los BPM visualizados en el ECG portátil corresponden a los visualizados con un pulsioxímetro, y se pudo identificar que el ECG portátil responde más rápido a los cambios de BPM en comparación al pulsioxímetro ver Figura 60.

En la Figura 61 se puede observar a la izquierda el servidor puente, en la parte superior derecha la aplicación remota, y en la parte inferior derecha el ECG portátil funcionando a la vez.

Figura 61

Funcionamiento del ECG Conectado al Terminal Remoto



Nota. En esta figura se muestra el funcionamiento del ECG conectado al terminal remoto.

La prueba del prototipo y una opinión médica sobre el prototipo de ECG en funcionamiento fueron registradas en video y publicadas en YouTube en los siguientes links:

Opinión médica

Peñaloza, O. (2024a, 26 de junio). Proyecto ECG: Opinión médica. [Video]. YouTube.

<https://www.youtube.com/watch?v=HQCZFXBPIGw>

Prueba de funcionamiento general

Peñaloza, O. (2024b, 26 de junio). Proyecto ECG: Prueba de funcionamiento general [Video].

YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=9XAD7DGqxfI>

Conclusiones

De acuerdo con objetivo general de este trabajo, se logra implementar un prototipo de ECG portátil el cual puede ser operado prácticamente por cualquier persona que tenga un conocimiento básico de como instalar los electrodos del prototipo y como activarlo, no necesariamente debe ser una persona con conocimientos en anatomía como un enfermero o médico, también se logra que el prototipo transmita la señal adquirida hacia una terminal remota vía internet además de almacenar la señal en el prototipo en un archivo plano de forma correcta y sin errores.

Se cumple con el objetivo general de captar una señal cardiaca haciendo uso de un módulo comercial que contiene un amplificador de instrumentación de bastante ganancia y rechazo al ruido, sin embargo, y a pesar de que este módulo entrega una señal cuya amplitud oscila entre 0Vdc y 3.3Vdc, aún es necesario filtrarla ya que se logra obtener un pequeño porcentaje de ruido.

La etapa de filtrado calculada cumple a cabalidad con el rechazo de las frecuencias no deseadas en la señal ECG, la señal de entrada con respecto a la señal de salida no tiene cambios de amplitud, tampoco presenta corrimientos por offset no deseados o cualquier otro tipo de distorsión. En términos generales presenta una óptima respuesta en frecuencia.

El microcontrolador seleccionado para la etapa de digitalización y medida de variables eléctricas de la señal fue la mejor opción, ya que a pesar de poseer un conversor A/D de 10 bits de resolución, lo cual es muy común en la mayoría de los microcontroladores actuales, se logró digitalizar la señal con bastante fidelidad con respecto a la señal analógica entregada por la etapa de filtrado. Además de la calidad de señal digitalizada, otro aspecto muy importante a tener en cuenta es la alta velocidad de procesamiento del microcontrolador y que el mismo cuenta con un

módulo WiFi, con lo cual se logra la conexión a internet para el envío de los datos del ECG, además del cálculo de los BPM sin ralentizar ninguna de las tareas realizadas por el microcontrolador.

En términos generales en cuanto al firmware de los microcontroladores y el software para PC, se consigue enviar con éxito y sin errores la señal digitalizada desde el ECG portátil hacia el terminal remoto pasando por el servidor puente. La señal recibida en el terminal remoto se reconstruye, se visualiza, y se almacena en un archivo plano sin problema, de igual manera el software puede reconstruir las señales almacenadas en los archivos de la memoria uSD del prototipo, además de lo anteriormente mencionado, la aplicación de escritorio escrita para el terminal remoto también está en la capacidad de realizar medidas de tiempo y amplitud sobre la señal reconstruida, lo cual la convierte en una herramienta interesante para el diagnóstico de algunas secciones de la señal ECG.

Recomendaciones

Es de suma importancia continuar con la implementación de medidas que ayuden mitigar esta problemática, ya que como se vio en las estadísticas para el caso de Colombia esta es una de las principales causas de mortalidad, y estas estadísticas se pueden disminuir implementando campañas de detección temprana de enfermedades cardiovasculares apoyadas con herramientas como la propuesta en este trabajo, ya que de esta manera se logra proporcionar una mayor cobertura en especial a comunidades lejanas, o comunidades donde no existen centros de salud; también se puede implementar brigadas de salud en las ciudades en las cuales personas con conocimientos básicos en el uso de un dispositivo ECG portátil, puedan llegar a personas que por algún motivo no puedan asistir a un centro de salud para tomarse este tipo de exámenes especializados.

Desde el punto de vista técnico este prototipo puede llevarse a un nivel más complejo implementando un hardware para 12 derivaciones, esto implicaría ampliar la etapa de adquisición de señal y filtrado, al mismo tiempo que se sería necesario usar un tipo de arquitectura de mayor velocidad de procesamiento, o más de un núcleo de procesamiento para tratar la señal; el canal de comunicaciones que se implementó para el prototipo desarrollado en este trabajo, cumple con la capacidad para transmitir los datos correspondientes a 12 derivaciones, con lo cual se puede dar continuidad a proyectos futuros de ampliación del número de derivaciones del presente prototipo. Ampliar el número de derivaciones sería muy interesante, ya que daría la oportunidad de realizar un análisis más complejo del estado del corazón.

Referencias Bibliográficas

- 3M Health Care. (2017). *3M® Electrodo Hoja de Datos de Seguridad (CO)*. 3M Ciencia aplicada a la vida. https://www.3m.com.co/3M/es_CO/p/d/v000183146/
- Analog Devices. (2020). *AD8232 Datasheet and Product Info*. One Technology Way. <https://www.analog.com/en/products/ad8232.html#product-overview>
- Arduino. (2021). *Arduino Mega 2560 Pro Smart Home Project*. Proyecto Arduino Mega 2560 Pro. <https://www.dreamgreenhouse.com/projects/arduino/mega2560pro.php>
- Caballero, F., Jiménez, V., y Sánchez, A. (2018). Prototipo de electrocardiógrafo portátil. *Pistas Educativas*, 39(127), 82-99. <https://pistaseducativas.celaya.tecnm.mx/index.php/pistas/article/view/1066>
- Coffey Healthcare. (2018). Huntleigh Smartsigns Compact 1500 Patient Monitor 15". *Smartsigns Compact 1500 Brochure SC1500 IFU*. <https://coffeyhealthcare.ie/product/smartsigns-compact-1500-patient-monitor-15/>
- DANE. (2024). *Nacimientos y defunciones*. Información técnica año 2023 y año corrido 2024pr. <https://www.dane.gov.co/index.php/estadisticas-por-tema/salud/nacimientos-y-defunciones>
- Díaz-Estrada, E., Álvarez-Serna, C., Bonilla-Muñoz, J., Ponce-Serna, A., y Gutiérrez-Navarro, O. (2016). Diseño de electrocardiógrafo portátil e inalámbrico para dispositivos móviles. *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, 3(1), 116-119. <http://memoriascnib.mx/index.php/memorias/article/view/19>
- Egea, M. (2019). *Desarrollo de un prototipo portátil de electrocardiograma* [Tesis de Pregrado, Universitat Politècnica de Catalunya]. <https://upcommons.upc.edu/handle/2117/172341>

- Electrónica Lugo. (2018). *Diseño y aplicaciones del circuito de filtro Butterworth de paso bajo*. Proyectos y circuitos de electrónica. <https://electronicalugo.com/disen-y-aplicaciones-del-circuito-de-filtro-butterworth-de-paso-bajo/>
- Fisiosaludable. (2017). *Electrocardiograma*. Talavera de la Reina. <https://fisiosaludable-com.us9.cdn-alpha.com//publicaciones/conceptos/247-electrocardiograma>
- García, D. (2019). *Diseño y construcción de un electrocardiógrafo portátil de tres derivaciones para el diagnóstico de arritmias en pacientes de zonas rurales del cantón Riobamba* [Tesis de Pregrado, Escuela Superior Politécnica de Chimborazo]. <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/13489>
- González-Cervantes, N., Espinoza-Valdez, A., y Salido-Ruiz, R. (2016). Potencial Eléctrico en el Corazón: Representación Mediante un Grafo. *Revista electrónica de Computación, Informática, Biomédica y Electrónica*, 5(3), 1-13. <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=512253114012>
- Huircán, J. (2007). Conversores análogo-digital y digital-análogo: Conceptos básicos. *Academia*, 10, 1-7. <https://lc.fie.umich.mx/~azm/ad03.pdf>
- Huircán, J. (2017). *Filtros activos, conceptos básicos y diseño*. Protectedpol. <https://pp.one/>
- Informes Especiales. (2021). *La enfermedad cardiovascular es la primera causa de muerte en Colombia*. ELHERALDO. <https://www.elheraldo.co/noticias/2021/09/20/la-enfermedad-cardiovascular-es-la-primera-causa-de-muerte-en-colombia-1/>
- LCD wiki. (2019). *4.0 pulgadas Arduino Display-Mega2560*. Arduino Display-Mega2560. http://www.lcdwiki.com/4.0inch_Arduino_Display-Mega2560
- López, A., y Macaya, C. (2007). *Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA*. Fundación BBVA.

Microchip Technology Inc. (2020). *MCP6002*. Amplificador de operación de baja potencia.

<https://www.microchip.com/en-us/product/mcp6002>

Ministerio de Salud y Protección Social. (2021). *Mortalidad por riesgo cardiovascular en personas de 30 a 70 años se redujo en Colombia*. Boletín de Prensa No 1133 de 2021.

<https://www.minsalud.gov.co/Paginas/Mortalidad-por-riesgo-cardiovascular-en-personas-de-30-a-70-a%C3%B1os-se-redujo-en-Colombia.aspx>

Navarro, F. (2017). Cardiopatía isquémica y cardiopatía coronaria: ¿son lo mismo? *Revista española de cardiología*, 70(4), 231-231. <https://doi.org/10.1016/j.recesp.2016.11.009>

Peñaloza, O. (2024a, 26 de junio). *Proyecto ECG: Opinión médica*. [Video]. YouTube.

<https://www.youtube.com/watch?v=HQCZFXBPIGw>

Peñaloza, O. (2024b, 26 de junio). *Proyecto ECG: Prueba de funcionamiento general* [Video].

YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=9XAD7DGqxfI>

Peñaloza, O. (2024c, 28 de junio). *Proyecto ECG: Descripción general del hardware* [Video].

YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=cX-rydQU358>

Quinayas, C., y Fabián, R. (2012). ECG portátil. *Revista Colombiana de Física*, 44(3), 267.

Raspberry Pi Ltd. (2020a). *Buy a Raspberry Pi Pico*. Raspberry Pi.

<https://www.raspberrypi.com/products/raspberrypi-pico/>

Raspberry Pi Ltd. (2020b). *Pico-series Microcontrollers*. Microcontroladores de la serie de pico.

<https://www.raspberrypi.com/documentation/microcontrollers/pico-series.html>

Reland Sun. (2021). *Reland Sun LM2596 DC-DC Buck Converter with Voltmeter*. Amazon

Electronics. [https://www.amazon.sg/Reland-Sun-LM2596-Converter-](https://www.amazon.sg/Reland-Sun-LM2596-Converter-Voltmeter/dp/B0997R78ZL)

[Voltmeter/dp/B0997R78ZL](https://www.amazon.sg/Reland-Sun-LM2596-Converter-Voltmeter/dp/B0997R78ZL)

Sánchez, H., y Reyes, C. (2015). *Metodología y diseños en la investigación científica*. Business Support Aneth.

SparkFun Electronics. (2022). *AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide*. CaseyTheRobot.
<https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide>

Texas Instruments. (2024). *Ficha de datos TXS0108E, información y soporte del producto*.

Desplazamiento bidireccional de ocho bits para aplicaciones de drenaje abierto y push-l de empuje. https://www.ti.com/product/TXS0108E?bm-verify=AAQAAAAJ_____wAC0x_ytjAlYxv_MfpK7J-I0FrNtSO3CpOm0HmdDjPIjhi3TsYxMvd1qU_qBUtnzCABZYwHPKYyMSO1KotBkifxompVxFNNdXbsIpfqxUw75sJjEXXz4ECvsgZSJvxsUcYdmjNRTyaVklES0E6MIsKJ5YXMxWZMaLV4YNf58kJnSO9r3saxnhb8-bEV2UI7uP5DSkt_QB3-Ye-eppZy_1Qy3UdqXth5UICSJesSR7MXzpYQtFmOmO3ay91mXepAcmoDIUerQVLgLyQKnGFMPbngtG2pI_t_Z9ILTIA09SwV36qOyw#features

The4. (2021). *HW-221 TXS0108E 8-Bit Birectional Voltage Converter*. Robodo.

<https://robodo.in/products/hw-221-txs0108e-8-bit-birectional-voltage-converter>

Uribarri, G. (2019). *Amplificadores de instrumentación*. Laboratorio de Sistemas Dinámico.

http://materias.df.uba.ar/ica2019c1/files/2019/07/Notas_Instrumentacion_y_Control.pdf

Uribe, W., Duque, M., Medina, L., Marín, J., Velásquez, J., y Aristizábal, J. (2015). Capítulo 1: Conceptos básicos. En *Electrocardiografía* (pp. 1-65). Sociedad Interamericana de

Cardiología. <https://www.siacardio.com/academia/campus/electrocardiografia/>

Varela-Benítez, J., Rivera-Delgado, J., Espina-Hernández, J., y Vázquez, J. (2015). Electrodo capacitivo de alta sensibilidad para la detección de biopotenciales eléctricos. *Revista*

mexicana de ingeniería biomédica, 36(2), 131-142.

<https://doi.org/10.17488/RMIB.36.2.1pdf>

Velandia-Rátiva, A., Zarta-Rengifo, L., Guerrero-Peña, J., Rangel-Castellanos, K., Vargas-Rodríguez, L., y Rozo-Ortiz, E. (2022). Alteraciones cardíacas en los pacientes con enfermedad tiroidea. *Revista Colombiana de Cardiología*, 29(1), 85-93.

<https://doi.org/10.24875/rccar.m22000122>