

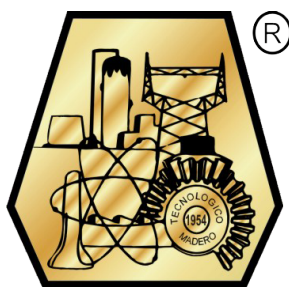


Educación
Secretaría de Educación Pública



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO®

INSTITUTO TECNOLÓGICO DE CIUDAD MADERO
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
MAESTRÍA EN INGENIERÍA ELÉCTRICA



"POR MI PATRIA Y POR MI BIEN"

TESIS

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO CARDIOTOCOGRÁFICO
ELECTRÓNICO PARA LA CAPTACIÓN DE LA ACTIVIDAD CARDÍACA DE UN
FETO**

Que para obtener el Grado de:
Maestro en Ingeniería Eléctrica

Presenta
Ing. Manuel de Jesús Chang Bencomo
G17070935
No. CVU: 1268197

Director de Tesis
M.C. Aarón González Rodríguez
No. CVU: 314382

Co-director de Tesis
Dr. Rubén Salas Cabrera

Asesor Externo
M.I.M. Mario Gómez García



Instituto Tecnológico de Ciudad Madero
Subdirección Académica
División de Estudios de Posgrado e Investigación

Ciudad Madero, Tamaulipas, **24/febrero/2025**

OFICIO No. U2.004/25

ASUNTO: Autorización de Impresión de tesis

MANUEL DE JESÚS CHANG BENCOMO
G17070935
P R E S E N T E

Me es grato comunicarle que después de la revisión realizada por el Jurado designado para su Examen de Grado de Maestría en Ingeniería Eléctrica, se acordó autorizar la impresión de su tesis titulada:

"DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO CARDIOTOCOGRÁFICO ELECTRÓNICO PARA LA CAPTACIÓN DE LA ACTIVIDAD CARDÍACA DE UN FETO"

El Jurado está integrado por los siguientes catedráticos:

PRESIDENTE:	MC. AARON GONZALEZ RODRIGUEZ
SECRETARIO:	DR. RUBEN SALAS CABRERA
VOCAL:	MC. EDUARDO NACU SALAS CABRERA
SUPLENTE:	MC. RAFAEL CASTILLO GUTIERREZ
DIRECTOR DE TESIS:	MC. AARON GONZALEZ RODRIGUEZ
CO-DIRECTOR:	DR. RUBEN SALAS CABRERA

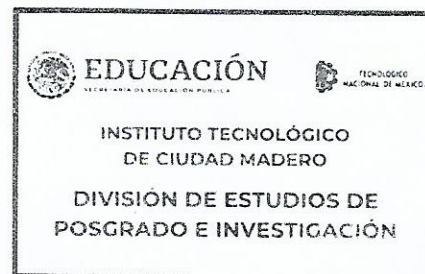
Es muy satisfactorio para la División de Estudios de Posgrado e Investigación compartir con usted el logro de esta meta. Espero que continúe con éxito su desarrollo profesional y dedique su experiencia e inteligencia en beneficio de México.

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica®

"Por Mi Patria y Por Mi Bien"®

RAFAEL CASTILLO GUTIERREZ
JEFE DE LA DIVISIÓN
DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN



ccp. Archivo

RCG/aecr



2025
Año de
La Mujer
Indígena

Av. 1° de Mayo y Sor Juana I. de la Cruz S/N Col. Los Mangos
C.P. 89440 Cd. Madero, Tam. Tel. (833) 3574820 ext. 3110
e-mail: depi_cdmadero@tecnm.mx www.tecnm.mx
www.cdmadero.tecnm.mx



Dedicatoria

Dedico esta tesis a aquellos que me brindaron su apoyo y me dieron la motivación para alcanzar esta gran meta. A mi Señor Jesucristo, mi familia, mis profesores y mis amigos, ya que sin su sabiduría, bondad y paciencia no me habría sido posible culminar este proyecto científico.

Agradecimientos

Primero quiero agradecer a Dios por su amor y paciencia, como seres humanos limitados que somos solemos tropezar constantemente y la mayor parte de las veces somos incompetentes, pero a través de su guía nos es posible vislumbrar un haz de su sabiduría, que nos permite realizar obras maravillosas para el beneficio de la sociedad.

Agradezco de sobremanera a mis padres por su amor y la educación que me han brindado, no importa en qué etapa de mi vida ni en que nueva área del conocimiento me haya querido desarrollar, siempre me han apoyado con todo su corazón y me han enseñado a ser la mejor versión de mí mismo. También quiero agradecer a mi hermana por ser siempre mi mejor amiga y ayudarme siempre que lo he necesitado.

A mi director de tesis, el M.C. Aarón González Rodríguez, por su dedicación, guía y amplios conocimientos para el desarrollo del proyecto y del trabajo de tesis.

A mi co-director de tesis, el Dr. Rubén Salas Cabrera, por su continuo apoyo y guía en el área de procesamiento de señales.

A mi asesor externo, el M.I.M. Mario Gómez García por su motivación, espíritu de innovación y apoyo continuo en la maestría.

A mi alma mater, el Instituto Tecnológico de Ciudad Madero, por su formación académica y profesional, a su vez, agradezco a todos los profesores por sus enseñanzas y consejos. Finalmente, quiero agradecer al Consejo Nacional de Humanidades, Ciencia y Tecnología (CONAHCYT) por darme la oportunidad de estudiar esta maestría y también por el apoyo económico que me han brindado para cursarla.

Resumen

En esta tesis se propone el diseño y construcción de un dispositivo electrónico portátil para la captación de la actividad cardíaca de un feto y de su madre, con el fin de detectar las distintas ondas producidas por el corazón de ambos, entre ellas la onda U. Durante el proceso de embarazo pueden presentarse anomalías fisiológicas como pueden ser taquicardias, bradicardias, desequilibrio hidroelectrolítico del cuerpo, ausencia o presencia de movimiento fetal, entre otras. Mediante el monitoreo visual de la actividad cardíaca es posible para el personal médico detectar oportunamente muchas de estas anomalías, permitiendo atender las necesidades fisiológicas de los pacientes y preservar su vida.

Con este proyecto se propone un método de monitoreo no invasivo, con el fin de facilitar y acelerar el proceso de diagnóstico y reducir el estrés experimentado por la madre durante este procedimiento de atención médica. Al mismo tiempo se integra a este dispositivo la lectura de latidos por minuto en tiempo real y una notificación sonora de la presencia de latidos de la madre, con el fin de dar al personal médico un set de herramientas que permita realizar un diagnóstico apropiado.

En los siguientes capítulos se presentan los antecedentes del proyecto, un marco teórico con los conceptos básicos necesarios para comprender la perspectiva general del proyecto, el apartado de diseño y construcción del dispositivo donde se explica a detalle el proceso seguido para desarrollar el dispositivo (hardware y software), el apartado de conclusiones y recomendaciones y para finalizar la bibliografía empleada.

Abstract

In this thesis is proposed the design and construction of an electronic portable device for the cardiac activity monitoring of a mother and her fetus, with the purpose of detecting the different wave signals produced by both of their hearts, including the U wave. During the pregnancy period, several physiological anomalies can occur, such as bradycardia, tachycardia, electrolyte imbalance, presence or absence of fetal movement, etc. With the visual monitoring of the cardiac activity is possible for the medical staff to detect opportunely many of this anomalies, allowing the physiological necessities of the patients to be attended and preserving their life.

In this project a non invasive method is proposed, in order to accelerate and facilitate the diagnosing process and to reduce the stress suffered by the mother during this medical attention procedure. At the same time, the device integrates a real time heartbeats per minute monitor and a heartbeat sound notification for the mother's cardiac activity, giving the medical staff a solid set of tools for an appropriate diagnosis.

In the following chapters the background of the project will be presented, followed by a theoretical framework with the basic concepts necessary for a general understanding of the project. The construction and design of this device (hardware y software) will be discussed in detail, describing the process followed. By the end, the conclusions and recommendations will be presented, followed by the used bibliography.

Índice general

Dedicatoria	I
Agradecimientos	II
Resumen	III
Abstract	IV
Índice de figuras	VII
1. Antecedentes	1
1.1. Introducción	1
1.2. Planteamiento del Problema	2
1.3. Justificación	2
1.4. Objetivos	3
1.4.1. Objetivo General	3
1.4.2. Objetivos específicos	3
1.5. Hipótesis	3
1.6. Alcances y Limitaciones	4
1.6.1. Alcances	4
1.6.2. Limitaciones	4
2. Marco Teórico	5
2.1. Electrónica y Bioingeniería	5
2.2. Estructura general de un sistema de instrumentación biomédica	6
2.3. Amplificadores de Instrumentación	9
2.4. Amplificadores de Aislamiento	10
2.5. Electrodo biomédicos	11
2.6. Placas de desarrollo	16
2.6.1. Placa de desarrollo Uno	16
2.6.2. Placa de desarrollo ESP32	17
2.7. Interfaz Hombre-Máquina (HMI)	19
2.7.1. Pantalla Touchscreen Nextion	19
2.8. Aislamiento Eléctrico en Equipos Electromédicos	20
2.8.1. ¿Qué es el aislamiento?	20
2.8.2. Clasificación de los equipos electromédicos	21
2.8.3. Clasificación en base a seguridad	23

2.8.4.	Tipos de Corrientes	23
2.8.5.	Efectos fisiológicos de la electricidad	26
2.9.	Electrocardiografía y Cardiotocografía	30
2.9.1.	Derivaciones Bipolares Estándar	31
2.9.2.	Derivaciones Monopolares Aumentadas	32
2.9.3.	Derivaciones Precordiales	32
2.9.4.	Estructura y Funcionamiento del corazón	34
2.9.5.	Componentes tradicionales del ECG (Ondas)	36
2.10.	Morfogénesis cardíaca del feto	39
2.11.	Control externo de la frecuencia cardíaca del feto	41
3.	Diseño del dispositivo	42
3.1.	Etapa de Amplificación	42
3.2.	Etapa de Muestreo y Preprocesamiento	44
3.3.	Etapa de Filtrado y Digitalización	60
3.3.1.	Filtro digital pasa-bajas de segundo orden	60
3.3.2.	Implementación del Filtro pasa-bajas de 2do orden	65
3.3.3.	Monitoreo de frecuencia cardíaca (latidos por minuto)	70
3.4.	Diseño de interfaz hombre-máquina (HMI)	74
3.4.1.	Interfaz Nextion Básica	74
3.4.2.	Interfaz Nextion Inteligente	77
4.	Construcción del dispositivo	80
4.1.	Primer Prototipo - ECG Tradicional	80
4.2.	Segundo Prototipo - ECG Portátil	82
4.3.	Tercer Prototipo - Comunicación con pantalla HMI	84
4.4.	Cuarto Prototipo - ECG Doble	85
4.5.	Quinto prototipo - ECG filtrado en pantalla Nextion	87
4.6.	Sexto prototipo - Corrección de ECG filtrado	96
4.7.	Primera presentación del prototipo a especialistas en salud	102
4.8.	Construcción de alimentación portátil	103
4.9.	Elaboración de PCB	106
4.10.	Séptimo Prototipo - Monitoreo en tiempo real	110
4.10.1.	Pruebas con nuevo sujeto de prueba	114
4.11.	Octavo Prototipo - ECG Dual con PCB	116
4.12.	Diseño y construcción de la carcasa del dispositivo	117
5.	Conclusiones y recomendaciones	121
5.1.	Conclusiones	121
5.2.	Recomendaciones	123
	Bibliografía	124

Índice de figuras

2.1. Esquema general de un equipo de instrumentación biomédica[5]	7
2.2. Ejemplo de Amplificador de Instrumentación[8]	10
2.3. Amplificador de Aislamiento Genérico[9]	11
2.4. Electrodo de metal sumergido en una solución electrolítica[10]	13
2.5. Circuito equivalente para un electrodo de biopotencial[5]	13
2.6. Ejemplo de impedancia de electrodo de biopotencial en función de la frecuencia[5]	14
2.7. Esquema circuital equivalente modelo de electrodo[10]	15
2.8. Placa de desarrollo Uno[10]	16
2.9. Placa de desarrollo ESP32[14]	17
2.10. Ejemplo de HMI Nextion[16]	19
2.11. Símbolos destacados de la normativa EN 60601-1[18]	21
2.12. Ejemplo de Equipo Clase I [18]	22
2.13. Límite para prevenir la micro-descarga ($10\ \mu\text{A}$)[18]	25
2.14. Límite para prevenir la macro-descarga ($10\ \text{mA}$)[18]	26
2.15. Esquema de efectos fisiológicos de la electricidad en seres humanos[18]	29
2.16. Derivaciones de las extremidades (plano frontal)[20]	31
2.17. Disposición de las derivaciones de las extremidades[22]	32
2.18. Derivaciones Precordiales[20]	33
2.19. Estructura del corazón[24]	34
2.20. Ejemplo de trazado electrocardiográfico[19]	37
2.21. Etapas del desarrollo cardiaco de un feto[25]	39
3.1. Circuito de etapa amplificadora preliminar	42
3.2. Tarjeta de adquisición AD8232[27]	43
3.3. Lectura de la tarjeta de adquisición AD8232 (serial plotter)	45
3.4. Muestra de electrocardiograma en Matlab	46
3.5. Señal matlab5 original	47
3.6. Señal matlab5 original en el dominio de la frecuencia	48
3.7. Señal matlab5 original ajustada a cero	51
3.8. Señal matlab5 con filtro pasa-bajas a 50 Hz	52
3.9. Filtro pasa-bajas a 30Hz y detección de picos	54
3.10. Comparación entre señal original y señal filtrada	58
3.11. Filtro pasa-banda en el dominio del tiempo y de la frecuencia	59
3.12. Señal previa al filtrado	63
3.13. Señal con acción del filtro	64

3.14. Señal original y señal filtrada	64
3.15. Señal sin acción del filtro pasa-bajas	66
3.16. Señal con acción del filtro pasa-bajas a 20 Hz	67
3.17. Señal con acción del filtro pasa-bajas a 35 Hz	69
3.18. Valores inmediatos de la onda R	70
3.19. Lectura de LPM (programa 3.11)	73
3.20. Pantalla Nextion NX8048T050[17]	74
3.21. Carátula del desarrollador e interfaz Nextion Editor	75
3.22. Página de inicio de sesión	75
3.23. Página de error de inicio de sesión.	76
3.24. Página de monitoreo básica	76
3.25. Pantalla Nextion NX8048P050-011C[29]	77
3.26. Página del nombre del dispositivo	77
3.27. Animación de entrada del desarrollador	78
3.28. Página de monitoreo avanzada - primera versión	78
3.29. Página de monitoreo avanzada - segunda versión	79
4.1. Primer Prototipo de ECG	80
4.2. Señal de ECG en osciloscopio	81
4.3. Vista superior del segundo prototipo	82
4.4. Lectura de ECG con el segundo prototipo	83
4.5. Lectura de ECG con el segundo prototipo (osciloscopio)	83
4.6. Tercer prototipo	84
4.7. Vista superior del cuarto prototipo	85
4.8. Lectura de ECG doble - cuarto prototipo	86
4.9. ECG con método piecewise rudimentario	88
4.10. Señal original y método piecewise	90
4.11. ECG con método piecewise apropiado	95
4.12. ECG con método del array	95
4.13. ECG con filtro pasa-bajas a 35 Hz (Nextion)	96
4.14. ECG con filtro pasa-bajas a 35 Hz corregido (Nextion)	97
4.15. Preparación de prototipo previo a presentación	102
4.16. Primera presentación del prototipo (UAT)	102
4.17. Esquemático de circuito de alimentación	103
4.18. Prueba de funcionamiento de circuito de alimentación	104
4.19. Circuito de alimentación - segunda versión	105
4.20. Circuito de alimentación - tercera versión	105
4.21. PCB - primera versión	106
4.22. PCB - primera versión (vista 3D)	107
4.23. PCB profesional previo a soldadura de componentes	107
4.24. PCB - Prueba de alimentación de ESP32	108
4.25. PCB - Prueba de alimentación de pantalla	108
4.26. PCB finalizado - primera versión	109
4.27. PCB finalizado - Prueba de encendido	109
4.28. ECG array con ESP32 - primera prueba	113

4.29. ECG visualizado en tiempo real (ESP32)	113
4.30. ECG y lectura de LPM (ESP32)	114
4.31. Monitoreo de actividad cardíaca del nuevo sujeto de prueba	115
4.32. Captura de actividad cardíaca del nuevo sujeto de prueba	115
4.33. Octavo prototipo - prueba de funcionamiento	116
4.34. Carcasa - zona de trabajo 3D conceptual	117
4.35. Carcasa - parte superior	118
4.36. Carcasa - parte inferior	118
4.37. Carcasa - ensamblado de dispositivo	119
4.38. Dispositivo ECG ensamblado	119
4.39. Dispositivo ECG ensamblado - Prueba 1	120
4.40. Dispositivo ECG ensamblado - Prueba 1 (acercamiento)	120

Capítulo 1

Antecedentes

1.1. Introducción

La ingeniería electrónica es la rama de la ingeniería encargada de resolver problemas relacionados a instrumentación y control, transformación de electricidad y diversos procesos industriales[1]. Además, tiene una amplia gama de aplicaciones en distintas disciplinas científicas, entre ellas la especialidad médica de ginecobstetricia. En esta disciplina, embarazo es el término empleado para describir el período en el cual un feto se desarrolla en el vientre o útero de una mujer. Suele durar 40 semanas, o poco más de 9 meses, lo cual se calcula desde el último período menstrual hasta el parto[2]. Existen una cantidad considerable de variables fisiológicas que deben considerarse para asegurar el bienestar tanto del feto como el de la madre durante este proceso, entre ellas la frecuencia cardiaca, la posibilidad de que el feto sufra una taquicardia, es decir, una frecuencia superior al rango normal, o una bradicardia, es decir, una frecuencia inferior al rango normal (el rango normal es entre 110 y 160 latidos por minuto), anomalías congénitas, la presencia o ausencia de movimiento del feto, etc. Por ello es necesario seguir un conjunto de protocolos médicos que permitan monitorear y registrar el estado de salud del feto y de la madre, esto es conocido como atención prenatal.

Entre los procedimientos empleados en este proceso de atención médica se encuentran la medición de tensión arterial, medición del tamaño y forma del útero para monitoreo del crecimiento del feto, prueba de glucosa, monitoreo de la frecuencia cardiaca de la mamá y el feto, detección de movimiento periódico del feto, entre otros. A su vez, es

necesario el uso de equipo médico especializado para elaborar un diagnóstico correcto, entre los más comunes están el monitor fetal Doppler y el ultrasonido obstétrico.

1.2. Planteamiento del Problema

Si bien existen diversos dispositivos de alta tecnología disponibles para las instituciones médicas, son escasos los que permiten monitorear fuera de las clínicas los signos vitales necesarios para conocer el estado de salud de la madre y el feto. Aunado a lo antes mencionado, se tienen las limitantes de portabilidad, accesibilidad en cuanto a precio y disponibilidad para uso personalizado. Por ello, en este proyecto se busca crear un dispositivo electrónico portátil no invasivo que cumpla con las necesidades de monitoreo adecuadas para asegurar que la madre y el feto se encuentran en condiciones óptimas de salud.

Se pretende acondicionar las señales generadas por el corazón del feto, denominadas ondas PQRSTU, seguido de una etapa de filtrado, digitalización y finalizando en una interfaz gráfica, que permitirá al personal médico realizar adecuadamente su labor de monitoreo.

1.3. Justificación

No hay nada más importante desde un punto de vista ético y objetivo que la preservación de la vida humana, y más aún, de aquellas vidas más vulnerables que llevan sobre sus hombros el futuro de nuestra especie. Gracias a la portabilidad del dispositivo, su precio accesible y disponibilidad para uso personalizado se reducirán e incluso se podrían eliminar factores clave de riesgo durante el proceso del embarazo, como pueden ser el estrés experimentado por la madre que se traducirá en la salud del bebé, detección de malnutrición, falta de oxígeno, e incluso de una taquicardia o bradicardia del feto; también podría emplearse para la detección oportuna de anomalías en la placenta.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Diseñar e implementar un dispositivo de medición cardiotocográfico electrónico portátil que permita monitorear el electrocardiograma generado por el corazón del feto.

1.4.2. Objetivos específicos

- Acondicionar las señales bioeléctricas detectadas en la superficie de la piel del vientre de la madre.
- Filtrar las señales obtenidas para obtener únicamente aquella que corresponde a la generada por el corazón del feto.
- Digitalizar las señales obtenidas en el filtrado para su procesamiento.
- Diseñar e implementar una interfaz gráfica que permita visualizar e interpretar las señales obtenidas en la medición cardiotocográfica.

1.5. Hipótesis

Con esta propuesta de desarrollo tecnológico, se podrá monitorear el electrocardiograma del feto para que los especialistas tengan una herramienta que facilite la interpretación de las diferentes señales que genera el corazón y compruebe que el estado de salud del feto es satisfactorio.

1.6. Alcances y Limitaciones

1.6.1. Alcances

Este dispositivo se pretende que contribuya al bienestar del feto, sin alterar el protocolo de atención prenatal.

Será un dispositivo que sea portable y económicamente accesible, para que organismos de la salud pública y privada puedan tener una herramienta alternativa de monitoreo fetal.

1.6.2. Limitaciones

Debido al carácter experimental del dispositivo electrónico la principal limitante a considerar es la normativa médica internacional, que podría evitar la comercialización del producto en el extranjero.

Este dispositivo está pensado para operar a partir de las 32 semanas de desarrollo del feto.

Con el fin de realizar las pruebas de este dispositivo se deberá contar con una autorización clínica, así como disponer del consentimiento informado de la(s) madre(s) que participen en dichas pruebas.

Capítulo 2

Marco Teórico

2.1. Electrónica y Bioingeniería

La electrónica es la rama científico-técnica que ha hecho los aportes más espectaculares en la instrumentación biomédica en los últimos años. La aplicación de la electrónica a las diversas facetas de las ciencias biológicas y médicas ha dado lugar a la consolidación de una serie de disciplinas teóricas y tecnológicas que configuran el campo de la Bioelectrónica. Dicho campo abarca un amplio espectro de disciplinas tales como modelización de sistemas fisiológicos, estudio de señales bioeléctricas, instrumentación biomédica, medios de diagnóstico, monitorización y terapia, diseño de prótesis electrónicas, etc[3].

La bioingeniería puede subdividirse en dos áreas como la bioelectrónica y la biomecánica. Luego puede observarse que la bioelectrónica es la rama de la ingeniería electrónica que se aplica a los seres vivos en lugar de a los componentes físicos (electrónicos). La bioinstrumentación o instrumentación médica se ocupa de las medidas de variables fisiológicas de seres vivos para su posterior procesamiento y obtención de resultados que determinan el estado de este. Para definir todos los términos relacionados con la bioingeniería, se han creado numerosas asociaciones profesionales tales como IEEE Engineering in Medicine and Biology Group, el ASME Biomechanical and Human Factors Division y la Instrument Society of America.

En la instrumentación médica, se denomina instrumento a cualquier dispositivo empleado para medir, registrar y/o controlar el valor de una magnitud que se desea observar. La instrumentación desde este punto de vista puede considerarse como la ciencia y tecnología del diseño y utilización de los instrumentos[3]. La instrumentación biomédica trata sobre los instrumentos empleados para obtener información a aplicar energía a los seres vivos, y también a los destinados a ofrecer una ayuda funcional o a la sustitución de funciones fisiológicas. Existen equipos o instrumentos para diagnóstico, monitorización, terapia, electrocirugía y rehabilitación[3].

En el medio de la medicina, se invierten grandes sumas de dinero en el desarrollo de nuevos dispositivos, sin embargo, varios de ellos terminan no siendo usados por los pacientes. Entre las razones principales se encuentran el funcionamiento del dispositivo, que presenta demasiadas falsas alarmas, que el dispositivo no opera apropiadamente en la mayor parte de los casos, que es muy difícil de operar o muy incómodo al traerlo puesto[4]. Cuando se trata del diseño y construcción de dispositivos biomédicos, especialmente aquellos que se operan fuera de los hospitales y clínicas, es necesario garantizar la facilidad de uso del dispositivo de manera que los pacientes puedan entender su funcionamiento, que el dispositivo permita recuperar el dinero invertido en él mediante una filosofía de desarrollo de bajo costo y se debe garantizar la confiabilidad de operación mediante la colaboración con especialistas y servicios médicos[4].

2.2. Estructura general de un sistema de instrumentación biomédica

Todos los equipos o sistemas de instrumentación biomédico tienen un diagrama de bloques similar (Figura 2.1). El flujo principal de información va del hombre al equipo. Los elementos mostrados por líneas discontinuas no son esenciales. La principal diferencia entre los sistemas de instrumentación biomédica y cualquier otro sistema de instrumentación convencional radica en que la fuente de las señales suelen ser seres vivos o energía aplicada a estos seres o tejidos vivos[5].

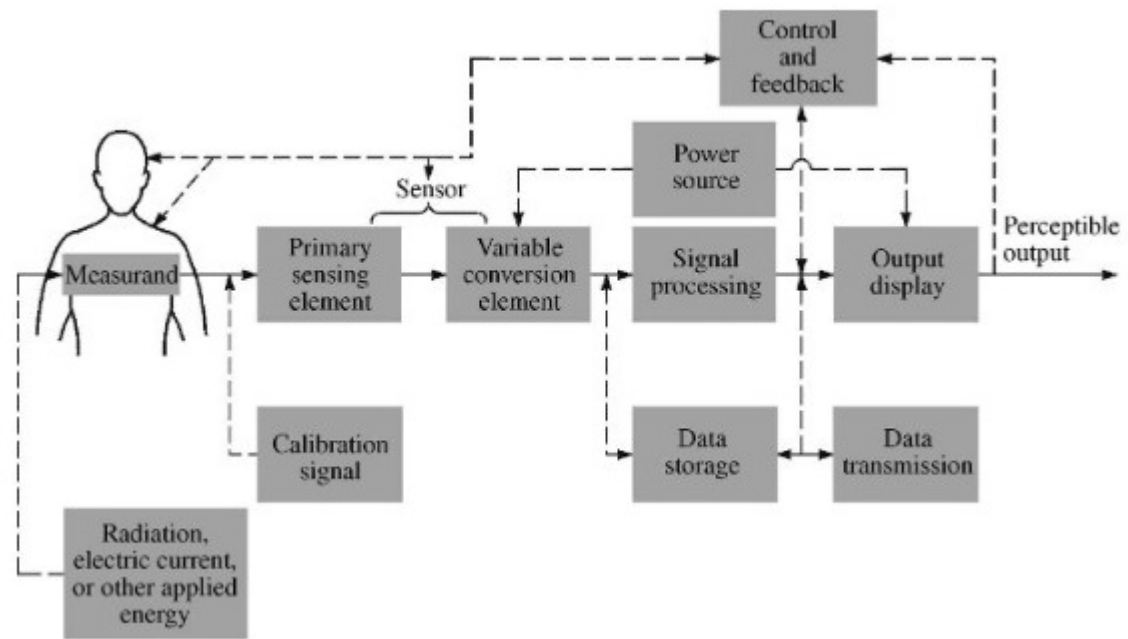


Figura 2.1: Esquema general de un equipo de instrumentación biomédica[5]

- **Medida:** Es la magnitud física, propiedad o condición que el sistema mide. La accesibilidad a la medida es un parámetro para tener en cuenta, ya que esta puede ser interna (por ejemplo: presión de la sangre), puede medirse en la superficie del cuerpo (potenciales extracelulares como el electrocardiograma), puede emanar del cuerpo (radiaciones infrarrojas) o puede salir o derivarse de una muestra de tejido del cuerpo (sangre o biopsia). Las medidas médicas más importantes pueden agruparse en las siguientes categorías: biopotenciales, presión, flujo, dimensiones (imagen), desplazamiento (velocidad, aceleración y fuerza), impedancia, temperatura y concentraciones químicas. Estas medidas pueden localizarse en un órgano concreto o por toda la estructura anatómica[5].
- **Sensor:** También conocido como “transductor” de acuerdo al American National Standard, el término “sensor” se emplea para definir a los dispositivos que

proporcionan una respuesta útil en respuesta a una variable de entrada especificada[6]. El sensor debe poseer una interfaz con el tejido o sistema vivo de forma que no interfiera en este, debe de minimizar la energía extraída y ser lo menos invasivo posible. Muchos sensores constan de elementos sensores primarios como diafragmas, que convierte la presión en desplazamientos. Un elemento de conversión se encarga posteriormente de convertir esta magnitud en señales eléctricas como puede ser una galga que convierte el desplazamiento en tensión[5].

- Acondicionamiento de la señal: Normalmente, la señal obtenida del sensor no puede aplicarse directamente al “display” o dispositivo de salida (pantalla, papel, etc.) Un acondicionador simple puede amplificar, filtrar y adaptar la impedancia del sensor a los componentes electrónicos. A menudo, las señales de salida de los sensores se digitalizan (Conversión analógica digital: ADC) y se procesan utilizando ordenadores o sistemas embebidos utilizando microprocesadores. Por ejemplo, para compensar errores de medida debidos a posibles ruidos aleatorios puede realizarse un promediado de la señal medida y aplicar filtros digitales[5].
- Dispositivos de salida: El resultado del proceso de medida puede mostrarse de diferentes formas, pero es conveniente que estos resultados se muestren de la forma más sencilla y cómoda de interpretar por parte del operador humano. En función del tipo de medida y como el operador humano va a utilizarla, los resultados pueden representarse por medio de gráficas o datos numéricos, de forma continua o discreta, de manera temporal o permanente. Aunque la mayoría de los dispositivos de salida otorgan información visual, existen equipos que pueden generar otro tipo de informaciones (pitidos, diferentes sonidos, señales luminosas, etc[5].)
- Elementos auxiliares: Existen diferentes elementos auxiliares que pueden implementarse en el equipo de medida. Puede utilizarse una señal de calibrado. Puede introducirse realimentaciones de las señales de salida para controlar diferentes aspectos del equipo o ajustar diferentes parámetros del sensor. El control y el sistema de realimentación pueden ser automático o manual. Los datos pueden

almacenarse en memorias en función de las condiciones de trabajo. Existen sistemas de seguridad que alertan ante posibles riesgos por parte del sujeto. También existen equipos de telemetría capaces de enviar datos a terminales remotas para su procesamiento posterior[5].

2.3. Amplificadores de Instrumentación

El amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial tensión-tensión cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que ha sido optimizado para que opere de acuerdo a su propia especificación aún en un entorno hostil. Es un elemento esencial de los sistemas de medida, en los que se ensambla como un bloque funcional que ofrece características propias e independientes de los restantes elementos con los que interacciona[7]. Para ello, se requiere que tengan unas características funcionales que sean precisas y estables y que dichas características no se modifiquen cuando se ensambla con otros elementos. Los amplificadores de instrumentación requieren tener las siguientes características:

1. Son amplificadores diferenciales con una ganancia diferencial precisa y estable, generalmente en el rango de 1 a 1000.
2. Su ganancia diferencial se controlada mediante un único elemento analógico (potenciómetro resistivo R_{gain}) o digital (conmutadores) lo que facilita su ajuste.
3. Su ganancia en modo común debe ser muy baja respecto de la ganancia diferencial, esto es, debe ofrecer un CMRR muy alto en todo el rango de frecuencia en que opera.
4. Una impedancia de entrada muy alta para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.
5. Una impedancia de salida muy baja para que su ganancia no se vea afectada por la carga que se conecta a su salida.

6. Bajo nivel de la tensión de offset del amplificador y baja deriva en el tiempo y con la temperatura, a fin de poder trabajar con voltajes de corriente directa muy pequeños.
7. Un ancho de banda ajustable a la que se necesita en el diseño.
8. Un factor de ruido muy próximo a la unidad; esto es, que no amplifique el ruido.
9. Razón de rechazo al rizado a la fuente de alimentación muy alta[7].

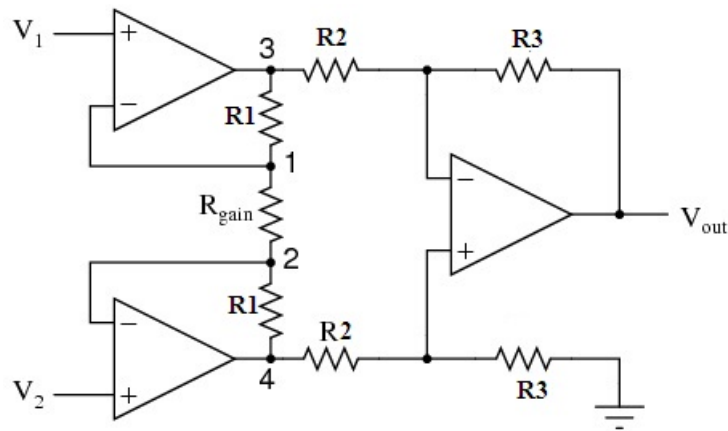


Figura 2.2: Ejemplo de Amplificador de Instrumentación[8]

2.4. Amplificadores de Aislamiento

Un amplificador de aislamiento es un amplificador que está aislado galvánicamente entre los circuitos de entrada y salida, incluidas sus fuentes de alimentación asociadas. Esto asegura que no hay medio conductivo entre las secciones de entrada y salida. Presentan fugas extremadamente bajas entre secciones, junto con especificaciones de alto voltaje de ruptura dieléctrica. La etapa de entrada es un amplificador diferencial que atenúa el voltaje del modo común. Puede hacer esto porque las entradas están dentro de un voltio de distancia entre sí, y el amplificador está flotando y no está referenciado a tierra. El acoplamiento capacitivo entre secciones, que puede reducir el aislamiento, se minimiza mediante un diseño y una disposición cuidadosos[9].

El aislamiento entre las secciones es proporcionado por el transformador, la capacitancia o el acoplamiento óptico. Estos métodos de acoplamiento normalmente bloquearían los componentes de CD y de baja frecuencia de la señal. Esta deficiencia se evita utilizando la señal de entrada para modular una portadora y transmitir todo el espectro de la señal que se recupera mediante demodulación en el lado de salida del dispositivo. Tanto el lado de entrada como el de salida utilizan fuentes de alimentación aisladas.

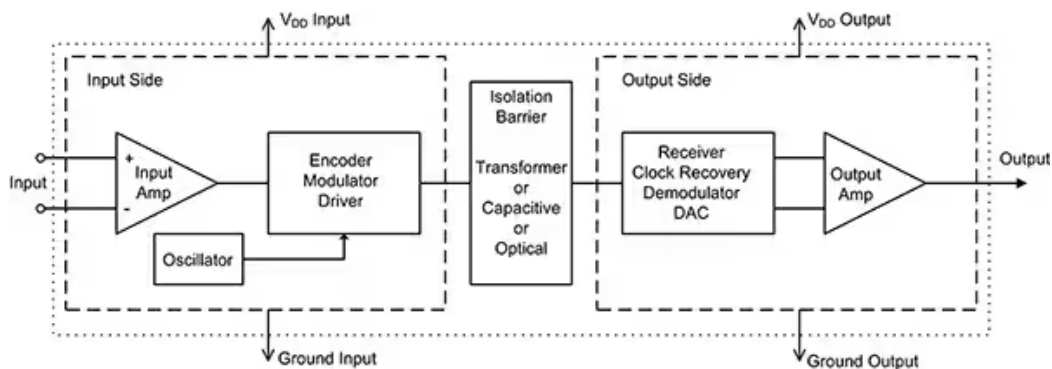


Figura 2.3: Amplificador de Aislamiento Genérico[9]

2.5. Electrodo biomédicos

Al trabajar con circuitos eléctricos, para medir una diferencia de potencial entre dos puntos del mismo, lo habitual es colocar puntas de prueba que hacen contacto eléctrico en los nodos a medir. Para realizar mediciones electrofisiológicas la técnica es diferente, ya que hay que medir sobre tejidos vivos, no sobre puntos o conductores eléctricos. Los tejidos vivos generan corrientes iónicas, no electrónicas, por lo tanto, se usan transductores que convierten corrientes iónicas en corrientes electrónicas. Estos transductores son los más simples y se los denomina electrodos. En realidad la conversión se realiza en la interfase electrodo-tejido[5].

Cuando se coloca un electrodo metálico en una solución electrolítica (cabe destacar que esta solución en muchos casos es salina, el ser humano puede considerarse compuesto de electrolitos), se ioniza y los iones se ubican sobre la superficie en capas adyacentes y de signo opuesto, a este fenómeno se le denomina doble capa iónica. Se considera

que se forma un capacitor y se crea una diferencia de potencial denominada *potencial de media celda*. Cada material tiene distinto potencial de media celda, por convención se le asigna 0 V al electrodo de hidrógeno.

Tabla 2.1: Lista de potenciales de media celda[5]

Potenciales de media celda de diferentes elementos	
Material	Potencial de media celda
Aluminio (Al+++)	-1.66 V
Zinc (Zn++)	-0.76 V
Hierro (Fe++)	-0.44 V
Plomo (Pb++)	-0.12 V
Hidrogeno (H+)	0.00 V
Cobre (Cu+)	+0.34 V
Plata (Ag+)	+0.80 V
Platino (Pt+)	+0.86 V
Oro (Au+)	+1.50 V

Cuando se introducen dos electrodos de metales diferentes en la misma solución electrolítica y tienen diferente potencial de media celda, entonces se produce una diferencia de potencial entre ellos que causa una circulación de corriente que fluye por el circuito externo. Esta diferencia de potencial se denomina potencial de offset electródico [10]. Por ejemplo, un electrodo de oro (Au) y otro de plata (Ag), generan un V_{off} en una primera aproximación para el caso de pequeña señal de:

$$V_{off} = V(Au) - V(Ag) = (+1.5v) - (+0.8v) = 0.7v \quad (2.1)$$

Como resulta evidente, para no tener tensión de offset, todos los electrodos que se usen simultáneamente sobre el mismo paciente deberán ser de igual material y características.

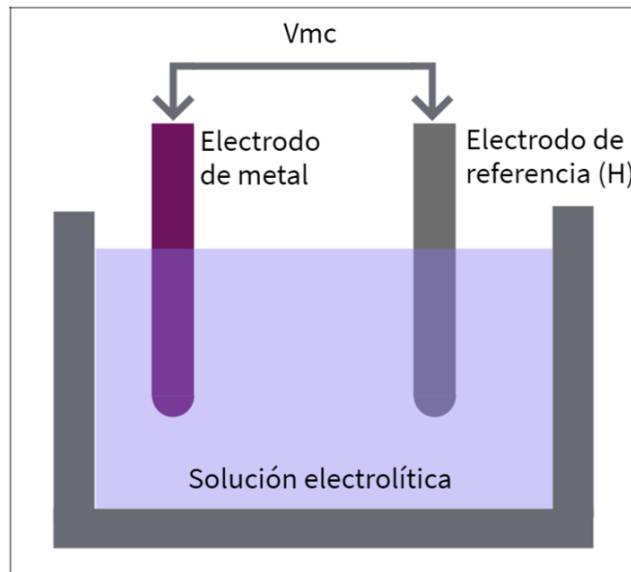


Figura 2.4: Electrodo de metal sumergido en una solución electrolítica[10]

Existen dos tipos de electrodos, los electrodos polarizados, los cuales no cambian de polaridad de las capas, y los electrodos reversibles, donde las capas electrónicas son móviles según el sentido de la corriente. Los electrodos más utilizados en bioelectrónica e ingeniería biomédica son los de plata (Ag) cloruro de plata (AgCl).

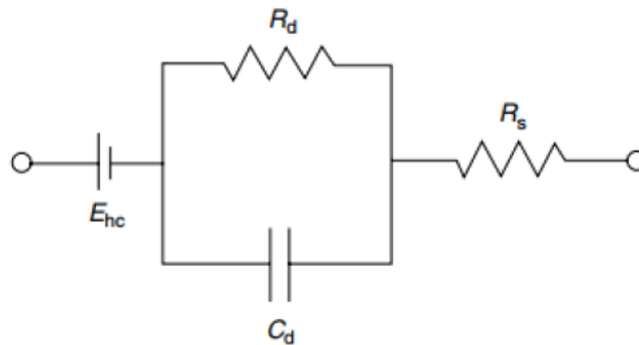


Figura 2.5: Circuito equivalente para un electrodo de biopotencial[5]

Esta modelización, que corresponde con la figura 2.5, corresponde a la de electrodos de superficie tal como comúnmente se utilizan en electrocardiograma (ECG) y electroencefalograma (EEG). Los valores que figuran en el modelo de la doble capa iónica

son usuales, aunque pueden variar en función de los elementos constituyentes de los electrodos, tipo de electrolito, presión de contacto, etc[5].

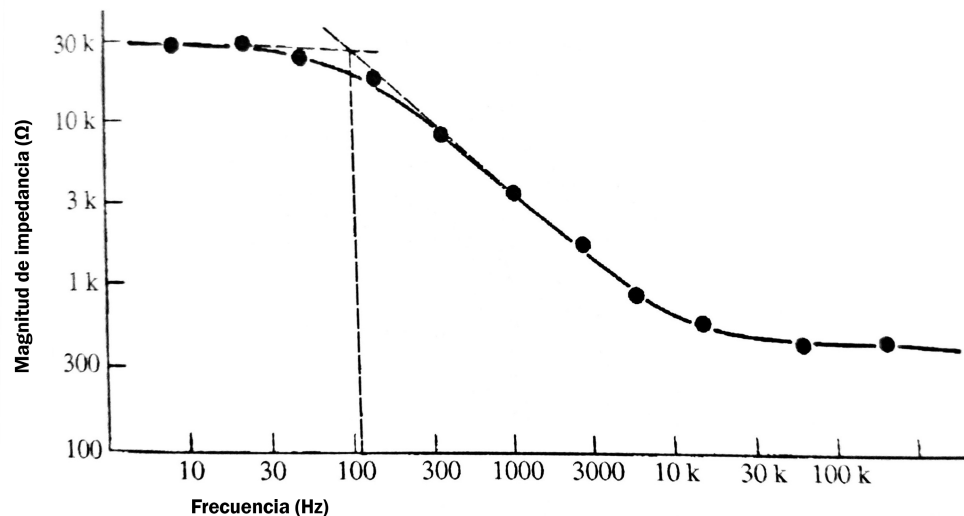


Figura 2.6: Ejemplo de impedancia de electrodo de biopotencial en función de la frecuencia[5]

Los potenciales de media celda de los electrodos producen serios problemas en la adquisición de las señales bioeléctricas debido a la tremenda diferencia entre esos potenciales de CD y los biopotenciales. Por ejemplo, un potencial típico de media celda de un electrodo es 1.5 V y el biopotencial manifiesto sobre la superficie del ECG resulta de 1 a 2 mV y del EEG sobre el cuero cabelludo del orden de los 50 μ V. Por lo tanto, el voltaje de media celda es 1500 veces mayor que el potencial del ECG y 30000 veces del EEG, para solucionar lo antedicho se usan algunas estrategias a considerar, en un principio si los electrodos son idénticos las tensiones de media celda serán iguales y por lo tanto en la entrada del amplificador diferencial se cancelarán por ser tomadas como señal de modo común. Pero con apenas una diferencia del 0.1 % en los potenciales de media celda se tendría una señal diferencial del orden de los milivolts[10].

Cuando se acopla en alterna la entrada del amplificador, se remueve la componente de CD indeseable, pero esto no es tan simple debido a que los valores de los potenciales

de media celda pueden variar en el tiempo, principalmente debido al movimiento relativo de la piel y el electrodo (se debe evitar fijando firmemente los electrodos). Por otro lado, en muchas aplicaciones biomédicas, es necesario conocer los componentes de baja frecuencia de la señal (ECG, EEG, etc.). Por ejemplo, en el ECG el ancho de banda para el diagnóstico es 0.05 a 100 Hz.

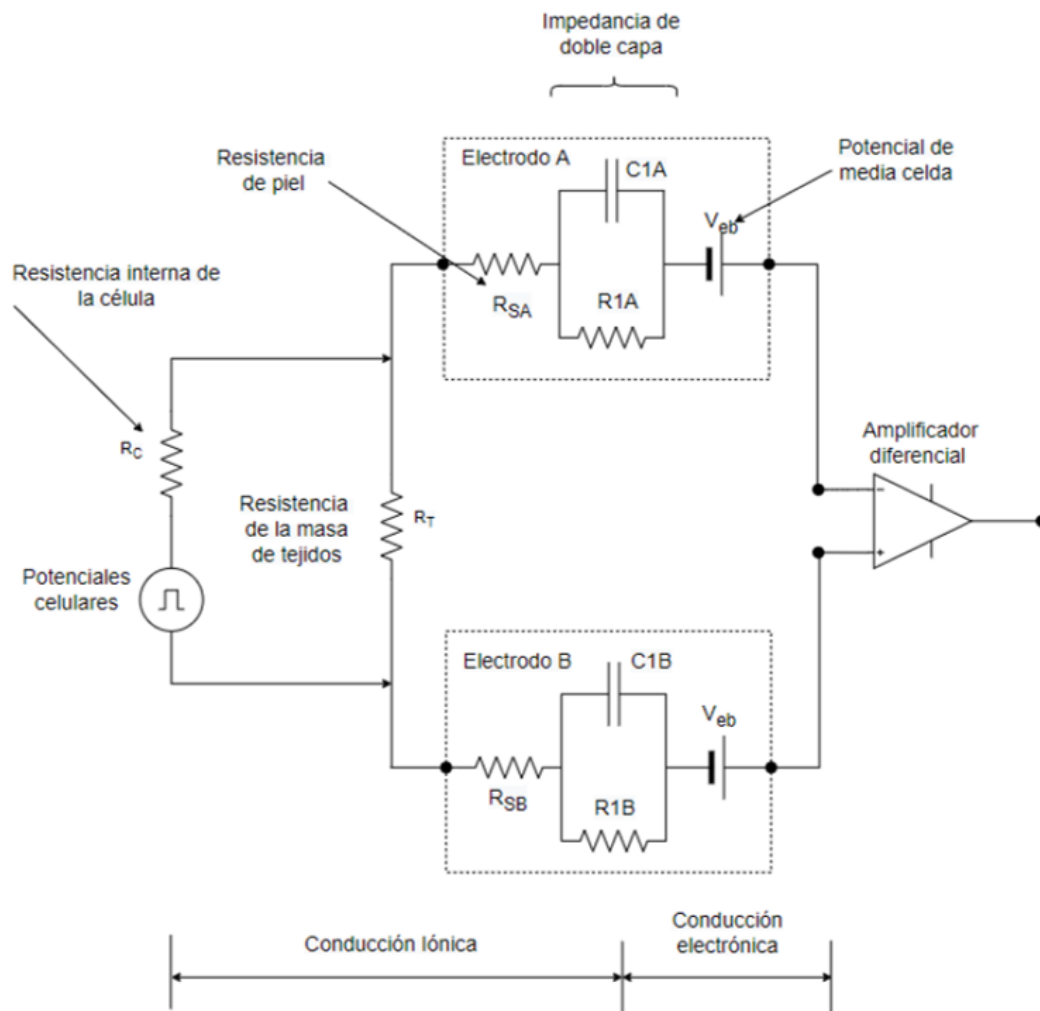


Figura 2.7: Esquema circuital equivalente modelo de electrodo[10]

2.6. Placas de desarrollo

También conocidas como computadoras de placa única (SBC) o tarjetas de desarrollo, las placas de desarrollo son un ordenador construido completamente sobre una placa de circuito único, con microprocesador(es), memoria, entrada/salida (E/S) y las características requeridas en un ordenador funcional. Estas computadoras de una sola placa se hicieron como sistemas de demostración o desarrollo, para sistemas educativos o para su uso como controladores integrados de computación. Incluso muchos tipos de ordenadores domésticos o portátiles integran todas sus funciones en una sola placa de circuito impreso[11].

2.6.1. Placa de desarrollo Uno

La placa de desarrollo Uno es una placa basada en el ATmega328P. Tiene un total de 14 pines de entradas/salidas digitales; de estas, 6 pueden emplearse como salidas de PWM, también posee 6 entradas analógicas, un resonador cerámico de 16MHz, conexión USB, jack de alimentación, un cabezal ICSP y un botón de reset. Puede alimentarse mediante un cable USB o con un adaptador de CA a CD o con una batería[12].



Figura 2.8: Placa de desarrollo Uno[10]

Esta placa se caracteriza por emplear software libre, que son los programas informáticos cuyo código es accesible para uso de cualquiera. Arduino ofrece la plataforma Arduino IDE (Entorno de Desarrollo Integrado), que es un entorno de programación

con el que cualquiera puede crear aplicaciones para las placas Arduino[13]. Hay varias presentaciones disponibles para este tipo de Arduino, para el proyecto se usó la presentación R3 y R3 SMD. Esta placa de desarrollo incluye un conversor análogo-digital (ADC) de 6 canales, el cual tiene una resolución de 10 bits, devolviendo enteros entre 0 y 1023.

2.6.2. Placa de desarrollo ESP32

ESP32 es una familia de microcontroladores de la empresa Espressif Systems. Este microcontrolador incluye Wifi, Bluetooth y otras características extras. Es muy superior a un Arduino UNO y a un ESP8266 cuando se trata de capacidades. El ESP32 es una serie de SoC (por sus siglas en inglés, System on Chip) y módulos de bajo costo y bajo consumo de energía creados por Espressif Systems[14].

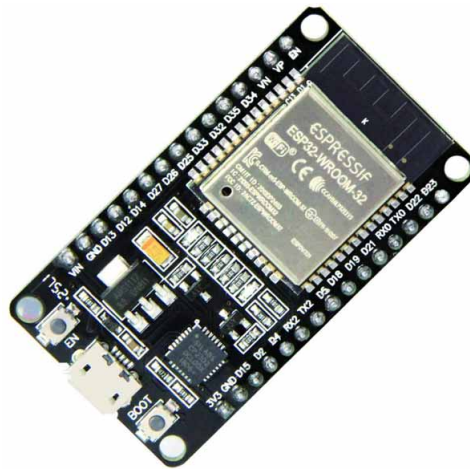


Figura 2.9: Placa de desarrollo ESP32[14]

El ESP32 cuenta con un total de 34 pines digitales. Estos pines, al igual que en cualquier placa Arduino, permiten agregar LEDs, botones, zumbadores, etc. Algunos de los pines también pueden ser utilizados para interactuar con sensores analógicos, es decir, como si fueran los pines analógicos de una placa Arduino. Para esto el ESP32 cuenta con un conversor analógico digital de 12 bits y 18 canales, es decir, se pueden tomar lecturas de hasta 18 sensores analógicos. El chip cuenta con conectividad WiFi, siendo compatible con 802.11 b/g/n en la banda de los 2.4 GHz, alcanzando velocidades de

hasta 150 Mbits/s. También incluye comunicación Bluetooth compatible con Bluetooth v4.2 y Bluetooth Low Energy (BLE[14].

Tabla 2.2: Diferencias principales entre ESP32 y ESP8266[14]

Características	ESP8266	ESP32
WIFI	HT20	HT40
Bluetooth	No tiene	Bluetooth 4.2 y BLE
SRAM	No tiene	448 KB
Flash	No tiene	520 KB
GPIO	17	34
SPI	2	4
I2C	1	2
I2S	2	2
UART	2	3
ADC (resolución)	10-bits	12-bits
MAC ethernet	No	Si

El ESP32 cuenta con dos microprocesadores de bajo consumo Tensilica Xtensa de 32 bits LX6. Además, cuenta con un co-procesador de ultra bajo consumo, que es utilizado para realizar las conversiones análogo-digitales y otras operaciones mientras el dispositivo se encuentra funcionando en el modo de bajo consumo deep sleep. De esta forma, se consigue un consumo muy bajo por parte del SoC[14].

Muchos microcontroladores cuentan con módulos UART, que en Arduino son conocidos como puertos Serial. Estos permiten establecer comunicaciones asíncronas entre dos dispositivos utilizando solamente dos pines. El ESP32 cuenta con tres puertos UART: UART0, UART1 y UART2. El ESP32 también puede interactuar con tarjetas SD y MMC directamente, mediante el controlador SD/SDIO/MMC[14].

2.7. Interfaz Hombre-Máquina (HMI)

Una interfaz se puede describir como un panel, el cual permite al usuario interactuar con un dispositivo, sistema o proceso. Se suele referir de esta manera a cualquier pantalla mediante la cual se pueda interactuar con un dispositivo[15]. Este tipo de interfaces presentan información visual útil para el usuario, también puede incluir botones que permitan controlar el dispositivo, cajas de texto para introducir valores numéricos, texto, etc.

2.7.1. Pantalla Touchscreen Nextion



Figura 2.10: Ejemplo de HMI Nextion[16]

Se trata de una interfaz hombre-máquina (HMI) que combina un procesador integrado y una pantalla táctil para el desarrollo de proyectos HMI GUI. Para la programación de la pantalla se emplea el software Nextion Editor, que permite desarrollar la GUI HMI mediante el arrastre de componentes (gráficos, texto, botones, controles deslizantes, etc.) e instrucciones basadas en texto ASCII[17]. Para este tipo de pantallas se recomienda una alimentación de 5 V y 1 A. Este tipo de pantallas táctiles se comunican con otros dispositivos mediante comunicación serial TTL a 5 V.

2.8. Aislamiento Eléctrico en Equipos Electromédicos

Los equipos electromédicos deben contar con un nivel de seguridad eléctrica muy elevado, especialmente aquellos que se conectan al cuerpo humano. El control de la seguridad eléctrica depende del diseño y la integración de las fuentes de alimentación en los equipos electromédicos. La norma EN60601-1 (Equipos electromédicos. Parte 1: Requisitos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial) es la norma que aborda como controlar muchos de los riesgos asociados a los equipos electromédicos. El cumplimiento de esta norma y el seguimiento de las metodologías de diseño para lograr el aislamiento eléctrico necesario para conseguir que el equipo sea seguro, puede ser una tarea compleja[18].

En este caso, a diferencia de otras normas, la seguridad eléctrica no se considera dependiente de la tensión. La seguridad eléctrica depende de las corrientes de fuga. Esto es debido a que incluso una tensión muy baja aplicada a los tejidos y órganos internos humanos, puede causar un nivel de corrientes de fuga a través del cuerpo que puede ser fatal. La norma IEC 60601-1 establece los requisitos para estas corrientes de fuga[18].

Un equipo electromédico debe estar diseñado de modo que funcione con seguridad en condiciones normales y también en condiciones anormales o de fallo. Hay muchas maneras de lograr el aislamiento básico en los dispositivos electromédicos y cada esquema de aislamiento es diferente. Esto se debe a que no existe un formato establecido y cada ingeniero tiene una manera diferente de conseguir el aislamiento en el equipo que diseña[18].

2.8.1. ¿Qué es el aislamiento?

El aislamiento separa física y eléctricamente dos partes de un circuito. Las dos partes pueden interactuar. Los tres métodos de aislamiento más comúnmente utilizados son optoacopladores (luz), transformadores (flujo magnético) y acopladores capaci-

vos (campo eléctrico)[18]. El aislamiento ofrece varias ventajas, como, por ejemplo, rompe los bucles de tierra, mejora el rechazo de modo común (tensión) y permite a las dos partes del circuito estar a diferentes niveles de tensión, lo que significa que una parte puede estar segura mientras las otras partes están a niveles de tensión peligrosos.

Para que el aislamiento sea seguro, tiene que tener dos cosas: componentes de aislamiento de alta integridad (optoacopladores, transformadores, acopladores capacitivos) y una barrera aislante segura. Por ejemplo, este aislante puede ser una pieza de plástico, un espacio en la TCI o un espacio de aire[18].



Figura 2.11: Símbolos destacados de la normativa EN 60601-1[18]

2.8.2. Clasificación de los equipos electromédicos

Según la norma EN 60601-1, los equipos electromédicos se pueden clasificar en las Clases I, II y III.:

- En un equipo de Clase I la protección contra las descargas eléctricas no descansa únicamente en el aislamiento básico, sino que incluye una medida de seguridad adicional, consistente en la conexión del equipo a la Tierra de Protección. De este modo, las partes metálicas accesibles no pueden ser activas con tensión en caso de un fallo de aislamiento básico[18].

- En un equipo de Clase II, la protección contra las descargas eléctricas no descansa únicamente en el aislamiento básico, sino que incluye medidas de seguridad adicional tal como el aislamiento doble o el aislamiento reforzado (normalmente una caja de plástico), no existiendo una conexión de protección a tierra y confía en las condiciones de instalación. Es un producto sin tierra de protección, con doble aislamiento reforzado para proporcionar la protección contra la descarga eléctrica. Los equipos que tienen un cable de alimentación de dos clavijas (sin toma de tierra) son productos de Clase II[18].
- El equipo de Clase III es un producto con fuente de alimentación interna, tal como una batería (o pila), y tiene una protección contra descargas eléctricas basada en el hecho de que no hay tensiones superiores a la tensión de seguridad de muy baja tensión (inferior a 25 V CA o 60 V CD). En la práctica, dicho equipo está alimentado con baterías o usa un transformador reductor de aislamiento[18].

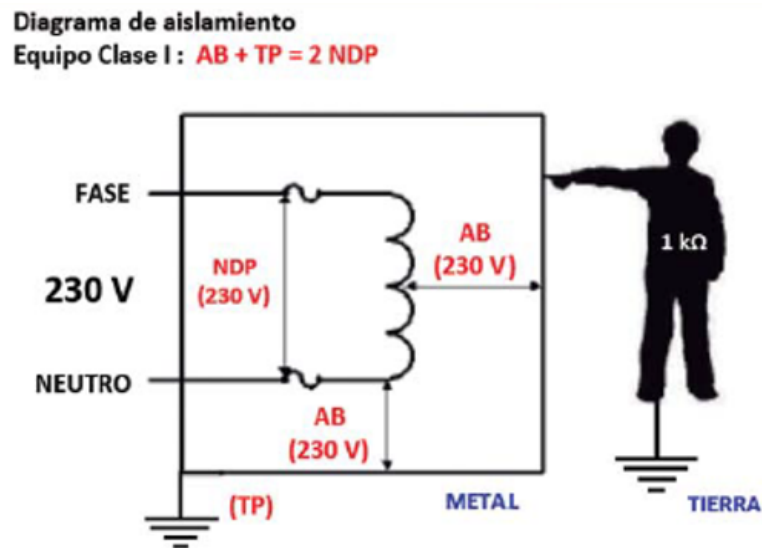


Figura 2.12: Ejemplo de Equipo Clase I [18]

En la figura 2.12, NDP representa el Nivel De Protección, AB Aislamiento Básico y TP Tierra de Protección.

2.8.3. Clasificación en base a seguridad

Según su seguridad, las partes aplicables de los equipos electromédicos se clasifican en:

- Tipo B: Son los equipos de las clases I, II, III, o con alimentación interna, que tienen un adecuado grado de protección respecto a las corrientes de fugas y fiabilidad en la conexión de tierra (si es el caso). Deberán ser equipos tipo B todos aquellos equipos de uso médico que no tengan ninguna parte directamente aplicada al paciente[18].
- Tipo BF: Son equipos de tipo B (clases I, II, III) con entradas o partes aplicadas al paciente mediante circuitos flotantes eléctricamente. Pero no están conectados directamente al corazón del paciente[18].
- Tipo CF: Son equipos de las clases I, II, o alimentados internamente, que permiten un alto grado de protección en relación con las corrientes de fugas y tienen sus entradas flotantes. Se pueden conectar directamente al corazón del paciente[18].
- Tipo F - Equipos flotantes con respecto a tierra, es decir aislamiento básico respecto a tierra[18].
- Tipo H: Son los equipos de las clases I, II, III, o alimentados internamente, que proveen protección frente a descargas eléctricas comparables a las que se obtienen en los electrodomésticos[18].

2.8.4. Tipos de Corrientes

Según la norma EN 60601-1 se definen los siguientes tipos de corrientes.

- Parte Aplicable: es cualquier parte del equipo que intencionalmente, o no, se puede poner en contacto con el paciente[18].
- Corriente de fuga: es la corriente que circula desde las partes metálicas del equipo a través de los conductores y/o los operarios del equipo hasta la toma de tierra protectora[18].

- Corriente de fuga de paciente: corriente que circula desde la parte aplicable al paciente a tierra a través del paciente, o desde el paciente a tierra a través de una parte aplicable de tipo F[18].
- Corriente auxiliar de paciente: corriente que circula por el paciente con una utilización normal entre los elementos de la parte aplicable y no destinada a producir un efecto fisiológico[18].
- Corriente de fuga de la envolvente: corriente que circula desde la envolvente o una de sus partes a tierra a través de una conexión conductora externa diferente al conductor de protección a tierra[18].
- Corriente de fuga a tierra: corriente que circula desde la parte de la red de alimentación a lo largo o a través del aislamiento al conductor de protección a tierra[18].
- Micro-descarga: Se produce una micro-descarga cuando una pequeña corriente es aplicada directamente o pasa cerca del corazón. Esta corriente puede producir fibrilación ventricular y causar la muerte o daños cerebrales irreversibles en el paciente, si no son rápidamente corregidos. La conexión al corazón proporciona una vía conductora que aumenta el riesgo para que una corriente de micro-descarga pueda fluir, en caso de accidente o fallo. Estas vías conductoras al corazón pueden ser electrodos de marcapasos externos, electrodos intracardiacos o catéteres situados en el corazón. La resistencia interna de un catéter lleno de fluido está entre los 50 k Ω y 1 M Ω , mucho mayor que la resistencia de los electrodos y conductores metálicos que presentan los marcapasos y los electrodos de ECG. La resistencia interna del cuerpo a la micro-descarga es de unos 300 Ω y la resistencia de la piel puede ser bastante variable[18].

En la siguiente página se presentan la tabla 2.3 con los valores permitidos de las corrientes de fuga y auxiliares en miliamperes (mA), CN representa condiciones normales y CPD representa condiciones de primer defecto.

Tabla 2.3: Tipos de corriente de fuga

Tipos de corriente de fuga (mA)	Tipo B		Tipo BF		Tipo CF	
	CN	CPD	CN	CPD	CN	CPD
fugas a tierra (general)	0.5	1	0.5	1	0.5	1
fugas hacia la envolvente	0.1	0.5	0.1	0.5	0.1	0.5
fugas a través del paciente (CD)	0.01	0.05	0.01	0.05	0.01	0.05
fugas a través del paciente (CA)	0.1	0.5	0.1	0.5	0.01	0.05
fugas a través del paciente (Tipo F)	NA	NA	NA	5	NA	0.05
fugas a través del paciente (red a puertos I/O)	NA	5	NA	NA	NA	NA
Corriente auxiliar a través del paciente (CD)	0.01	0.05	0.01	0.05	0.01	0.05
Corriente auxiliar a través del paciente (CA)	0.1	0.5	0.1	0.5	0.01	0.05

En la figura 2.13 se muestra un diagrama que representa un ejemplo de la micro-descarga.

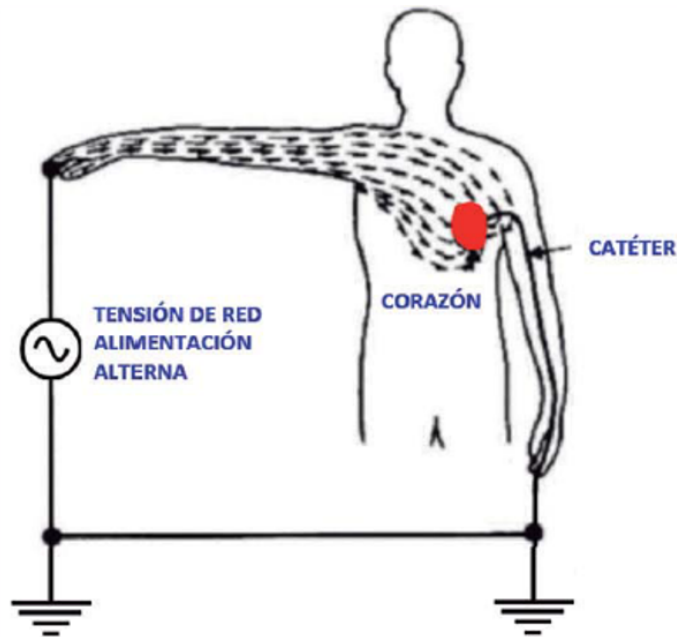


Figura 2.13: Límite para prevenir la micro-descarga ($10 \mu\text{A}$)[18]

- Macro-descarga: Las macro-descargas son producidas por el paso de corrientes relativamente grandes a través del cuerpo humano y pueden ocurrir, por ejemplo, si se tocan los cables de red del equipo. Quemaduras eléctricas, espasmos

musculares, parálisis, problemas respiratorios, o cese del ritmo cardíaco (fibrilación ventricular). El caso más típico de macro-descarga se presenta cuando las partes metálicas de un equipo no se conectan a tierra, y al aparecer un cortocircuito ocasional o pérdida de aislamiento del cable de red de alimentación con el chasis, éste se conecta a la tensión de línea. Si el usuario toca el chasis del equipo, establece un retorno de la corriente a tierra y sufre una macro-descarga, véase la figura siguiente[18].

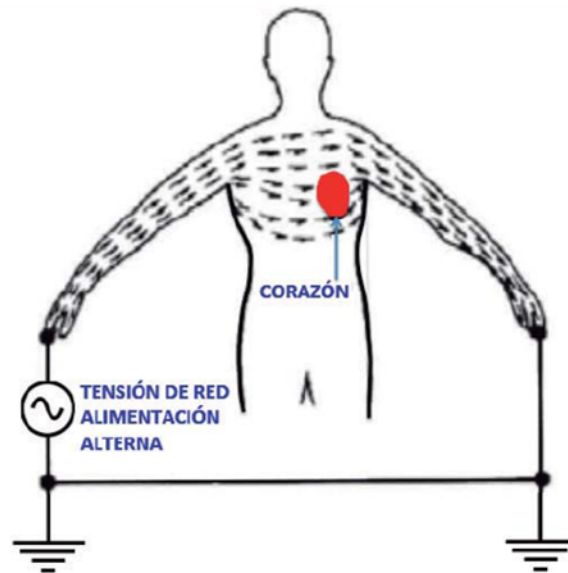


Figura 2.14: Límite para prevenir la macro-descarga (10 mA)[18]

2.8.5. Efectos fisiológicos de la electricidad

La corriente eléctrica puede tener los siguientes efectos en el cuerpo humano:

- **Electrólisis:** Es el movimiento de los iones con polaridades opuestas en direcciones opuestas a través de un medio. Se produce con el paso de corrientes continuas a través de los tejidos o fluidos corporales. Si una corriente continua pasa a través de los tejidos del cuerpo durante unos minutos, comienza la ulceración. Estas úlceras, aunque normalmente no son fatales, pueden ser dolorosas y necesitar largos periodos de tiempo para sanar[18].

- Quemaduras: Cuando una corriente eléctrica pasa a través de cualquier sustancia conductora que tiene resistencia eléctrica, se produce calor. La cantidad de calor depende de la potencia disipada ($P = I^2R$). Si el calor produce o no una quemadura depende de la densidad de corriente (densidad= intensidad / superficie). El tejido humano es capaz de transportar corrientes eléctricas bastante bien. La piel normalmente tiene una resistencia eléctrica bastante alta, mientras que el tejido húmedo debajo de la piel tiene una resistencia mucho menor. Las quemaduras eléctricas a menudo producen sus efectos más marcados cerca de la piel, aunque también es bastante fácil tener quemaduras internas que, aunque no son fatales, pueden provocar un daño duradero[18].

- Calambres musculares: Cuando se aplica un estímulo eléctrico en un músculo, éste hace exactamente lo que está diseñado para hacer en presencia de un estímulo y se contrae. La contracción involuntaria prolongada de los músculos causada por un estímulo eléctrico externo es el responsable del fenómeno por el que una persona que está sosteniendo un objeto con tensión eléctrica puede ser incapaz de dejarlo ir[18].

- Paro respiratorio: Los músculos intercostales necesitan repetidamente contraerse y relajarse con el fin de facilitar la respiración. El bloqueo prolongado de estos músculos puede impedir la respiración[18].

- La fibrilación ventricular: Los ventrículos del corazón son las cámaras encargadas de bombear la sangre en el corazón. Cuando el corazón tiene fibrilación ventricular, la musculatura de los ventrículos sufre contracciones irregulares y falta de coordinación que resulta en la falta de flujo de sangre. Esta condición es fatal si no se corrige en un espacio muy corto de tiempo. La fibrilación ventricular puede desencadenarse por estímulos eléctricos muy pequeños. Una corriente tan baja como 70 mA fluyendo de mano a mano a través del pecho, o 20 μA circu-

lando directamente a través del corazón puede ser suficiente. Es por esta razón que la mayoría de las muertes por electrocución son atribuibles a la aparición de fibrilación ventricular[18].

- Paro cardíaco: El corazón es un órgano muscular que tiene que ser capaz de contraerse y relajarse de forma repetitiva con el fin de realizar su función de bombeo de la sangre. Un paro cardíaco es el bloqueo de la musculatura del corazón para el proceso de bombeo[18].

Ahora se presenta la tabla 2.4 con algunos datos relacionados a los efectos fisiológicos de la corriente.

Tabla 2.4: Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica

Intensidad de corriente alterna 50 Hz (mA)	Intensidad de corriente continua (mA)	Efecto en el cuerpo humano
0.5 - 1	0 - 4	Percepción
1 - 3	4 - 15	Sorpresa
3 - 21	15 - 80	Acción refleja
21 - 40	80 - 160	Contracciones musculares incontroladas
41 - 100	160 - 300	Paro respiratorio
más de 100	más de 300	Usualmente es fatal

A continuación, se describen algunos efectos de la tabla 2.4 que no se han explicado anteriormente.

- Percepción: se refiere a la intensidad con la que se aprecia la existencia de una tensión sin conllevar alguna reacción muscular.
- Sorpresa: intensidad de reacción muscular en la que los músculos reaccionan separándose inmediatamente del conductor bajo tensión tocado por la persona.

- **Acción refleja:** Una corriente mayor al límite impide separarse del conductor tocado bajo tensión, al agarrotar los músculos.

En la figura 2.15 se presenta de forma ilustrada los efectos fisiológicos de la electricidad en los seres humanos.

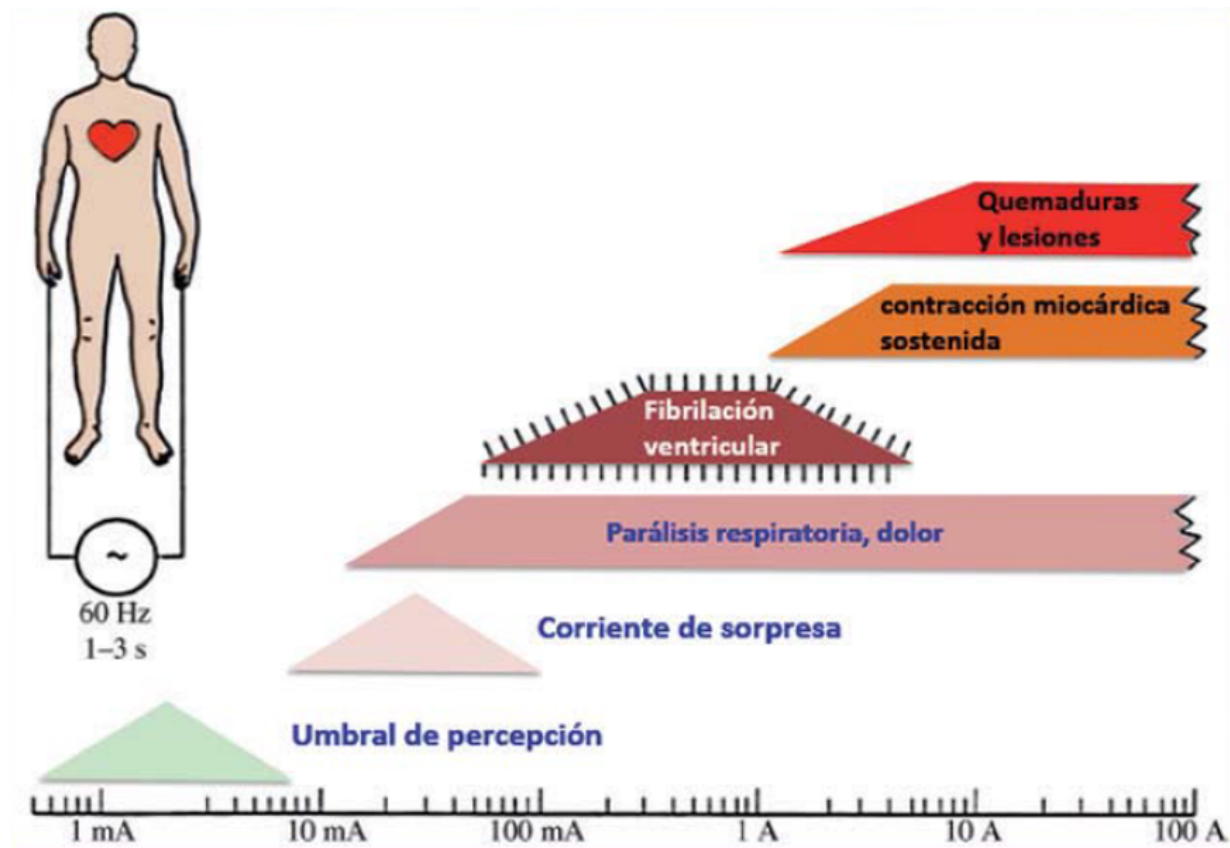


Figura 2.15: Esquema de efectos fisiológicos de la electricidad en seres humanos[18]

Aquí, la corriente se aplica a través de cables de cobre agarrado con las manos, por lo que se establece una buena conexión con la piel. El adulto promedio exhibe una resistencia entre $100\text{ k}\Omega$ y $1\text{ M}\Omega$, medida de mano a mano. La resistencia depende del contenido de su masa corporal y la humedad de la piel. Los efectos son mayores cuando la señal eléctrica pasa a través de los fluidos corporales o el corazón, etc. El umbral de percepción para un adulto promedio es de aproximadamente 1 mA en corriente alterna (CA) y 4 mA en corriente directa (CD)[18].

2.9. Electrocardiografía y Cardiotocografía

La electrocardiografía convencional ofrece 12 imágenes (derivaciones) diferentes de la actividad eléctrica del corazón, representadas a partir de las diferencias de potencial eléctrico entre electrodos positivos y negativos colocados en los miembros y la pared torácica. El ECG de 12 derivaciones resulta fundamental para establecer muchos diagnósticos cardíacos[19].

- Arritmias
- Dilatación de la aurícula
- Condiciones que predisponen a síncope o muerte súbita (p. ej., síndrome de Brugada, síndrome de QT largo, Síndrome de Wolff-Parkinson-White)
- Isquemia miocárdica

En el electrocardiograma (ECG), las derivaciones cardíacas son el registro de la diferencia de potenciales eléctricos entre dos puntos, ya sea entre dos electrodos (derivación bipolar) o entre un punto virtual y un electrodo (derivaciones monopolares). En dependencia del plano eléctrico del corazón que registren, se encuentran las derivaciones de las extremidades (plano frontal) y las derivaciones precordiales (plano horizontal). Las derivaciones de las extremidades se dividen en: derivaciones bipolares, también llamadas clásicas o de Einthoven, y derivaciones monopolares aumentadas[20].

La cardiotocografía fetal mide la frecuencia cardíaca del bebé (feto) durante el embarazo o el trabajo de parto y el parto. Estas mediciones pueden ayudar a los profesionales de la salud a verificar el estado general del feto y a identificar las primeras señales de sufrimiento fetal[21].

Durante el trabajo de parto y el parto, se observa de cerca la frecuencia cardíaca fetal junto con las contracciones uterinas de la madre (usando un *tocómetro*). Esto ayuda al médico o a la enfermera a realizar un diagnóstico del estado de salud del bebé y a saber

si se necesita algún tratamiento, como el uso de medicamentos, para ayudar a acelerar el parto[21].

2.9.1. Derivaciones Bipolares Estándar

Son las derivaciones cardíacas clásicas del electrocardiograma, descritas por Einthoven. Registran la diferencia de potencial entre dos electrodos ubicados en extremidades diferentes, véase la figura 2.16[20].

- D1 ó I: diferencia de potencial entre brazo derecho y brazo izquierdo. Su vector está en dirección a 0° .
- D2 ó II: diferencia de potencial entre brazo derecho y pierna izquierda. Su vector está en dirección a 60° .
- D3 ó III: diferencia de potencial entre brazo izquierdo y pierna izquierda. Su vector está en dirección a 120° .

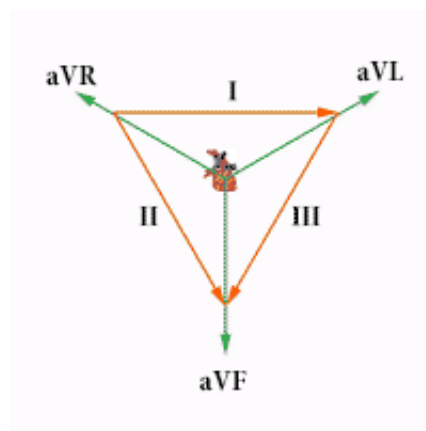


Figura 2.16: Derivaciones de las extremidades (plano frontal)[20]

En la figura 2.17 se presenta la disposición de las derivaciones de las extremidades de acuerdo al triángulo de Einthoven. A diferencia de las coordenadas polares, los ángulos medidos en sentido antihorario se consideran como ángulos negativos, mientras que si el ángulo se mide en sentido horario se considera como positivo.

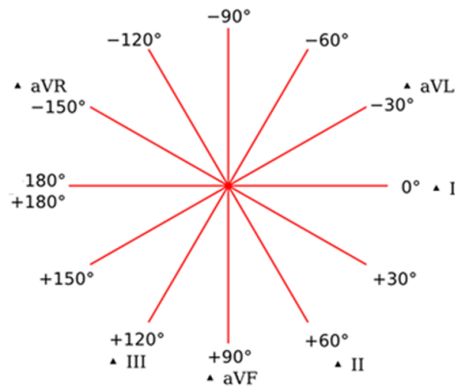


Figura 2.17: Disposición de las derivaciones de las extremidades[22]

2.9.2. Derivaciones Monopolares Aumentadas

En el electrocardiograma, las derivaciones monopolares de las extremidades registran la diferencia de potencial entre un punto teórico en el centro del triángulo de Einthoven, con valor de 0 y el electrodo de cada extremidad, permitiendo conocer el potencial absoluto en dicho electrodo. A estas derivaciones en un inicio se les nombró VR, VL y VF. La V significa Vector, y R, L, F: derecha, izquierda y pie (en inglés respectivamente). Posteriormente se añadió la a minúscula, que significa amplificada (las derivaciones monopolares actuales están amplificadas con respecto a las iniciales)[20]. Estas derivaciones se muestran en las figuras 2.16 y 2.17.

- aVR: potencial absoluto del brazo derecho. Su vector está en dirección a -150° .
- aVL: potencial absoluto del brazo izquierdo. Su vector está en dirección a -30° .
- aVF: potencial absoluto de la pierna izquierda. Su vector está en dirección a 90° .

2.9.3. Derivaciones Precordiales

Las derivaciones precordiales del electrocardiograma son seis. Se denominan con una V mayúscula y un número del 1 al 6. Son derivaciones monopolares, registran el potencial absoluto del punto donde está colocado el electrodo del mismo nombre[20].

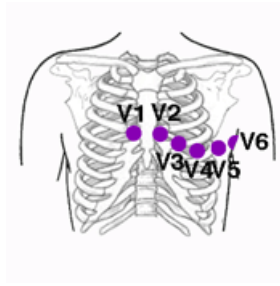


Figura 2.18: Derivaciones Precordiales[20]

Son las mejores derivaciones del electrocardiograma para precisar las alteraciones del ventrículo izquierdo, sobre todo de las paredes anterior y posterior. En el electrocardiograma normal, en las derivaciones precordiales, los complejos QRS son predominantemente negativos en las derivaciones V1 y V2 (tipo rS) y predominantemente positivos en V4 a V6 (tipo Rs)[20]. Algunos autores prefieren diferenciar las distintas morfologías del QRS usando mayúsculas y minúsculas. Lógicamente, a las ondas de gran longitud se les atribuye una letra mayúscula y a las de poca longitud una minúscula.[23]

- V1: esta derivación registra los potenciales de las aurículas, de parte del tabique y de la pared anterior del ventrículo derecho. El complejo QRS presenta una onda R pequeña (despolarización del septo interventricular) seguida de una onda S profunda.
- V2: el electrodo de esta derivación precordial, está encima de la pared ventricular derecha, por tanto, la onda R es ligeramente mayor que en V1, seguida de una onda S profunda (activación ventricular izquierda).
- V3: derivación transicional entre potenciales izquierdos y derechos del ECG, por estar el electrodo sobre el septo interventricular. La onda R y la onda S suelen ser casi iguales (complejo QRS isobifásico).
- V4: el electrodo de esta derivación está sobre el ápex del ventrículo izquierdo, donde es mayor el grosor. Presenta una onda R alta seguida de una onda S pequeña (activación de ventrículo derecho).

- V5 y V6: estas derivaciones están situadas sobre el miocardio del ventrículo izquierdo, cuyo grosor es menor al de V4. Por ello la onda R es menor que en V4, aunque sigue siendo alta. La onda R está precedida de una onda q pequeña (despolarización del septo)[20].

2.9.4. Estructura y Funcionamiento del corazón

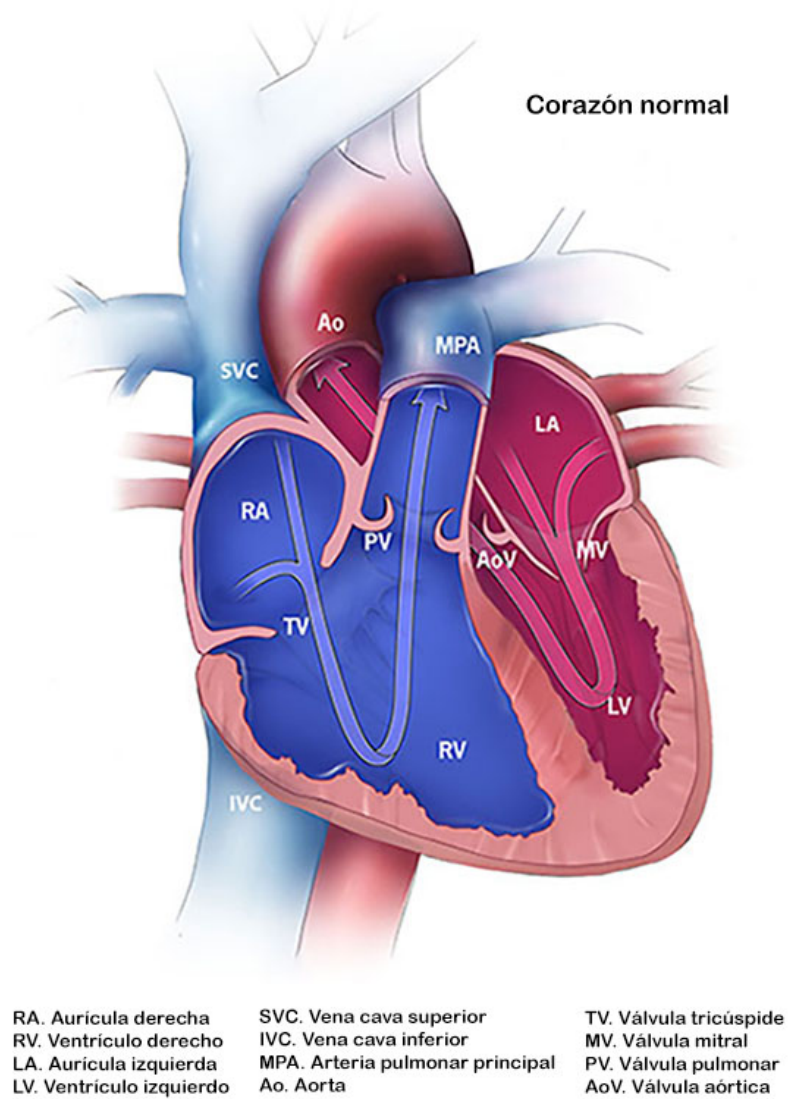


Figura 2.19: Estructura del corazón[24]

El corazón es un órgano del tamaño aproximado de un puño. Está compuesto de tejido muscular y bombea sangre a todo el cuerpo. La sangre se transporta a todo el cuerpo a través de los vasos sanguíneos, unos tubos llamados arterias y venas. El proceso de transportar la sangre en todo el cuerpo se llama circulación. Juntos, el corazón y los vasos sanguíneos componen el aparato cardiovascular[24].

El corazón tiene cuatro cavidades (dos aurículas y dos ventrículos). Hay un tabique (septo) entre las dos aurículas y otro entre los dos ventrículos. Las arterias y las venas entran y salen del corazón. Las arterias llevan la sangre hacia afuera del corazón y las venas la llevan hacia adentro. El flujo de sangre a través de los vasos y las cavidades del corazón es controlado por válvulas, véase en la figura 2.19[24].

El corazón bombea sangre a todas las partes del cuerpo. La sangre suministra oxígeno y nutrientes a todo el cuerpo y elimina el dióxido de carbono y los elementos residuales. A medida que la sangre viaja por el cuerpo, el oxígeno se consume y la sangre se convierte en desoxigenada[24].

1. La sangre desoxigenada regresa del resto del cuerpo al corazón a través de la vena cava superior (VCS) y la vena cava inferior (VCI), las dos venas principales que llevan la sangre de vuelta al corazón[24].
2. La sangre desoxigenada entra a la aurícula derecha (AD), o cavidad superior derecha del corazón[24].
3. Desde allí, la sangre fluye a través de la válvula tricúspide (VT) hacia adentro del ventrículo derecho (VD), o cavidad inferior derecha del corazón[24].
4. El ventrículo derecho (VD) bombea sangre desoxigenada a través de la válvula pulmonar (VP) hacia la arteria pulmonar principal (APP)[24].
5. Desde allí, la sangre fluye a través de las arterias pulmonares derecha e izquierda hacia adentro de los pulmones[24].

6. En los pulmones, se le incorpora oxígeno y se le retira dióxido de carbono a la sangre durante el proceso de respiración. Después de que la sangre recibe oxígeno en los pulmones, se llama sangre oxigenada[24].
7. La sangre oxigenada fluye desde los pulmones de vuelta adentro de la aurícula izquierda (AI), es decir, la cavidad superior izquierda del corazón, a través de cuatro venas pulmonares[24].
8. Luego, la sangre oxigenada fluye a través de la válvula mitral (VM) hacia adentro del ventrículo izquierdo (VI) o cavidad inferior izquierda[24].
9. El ventrículo izquierdo (VI) bombea la sangre oxigenada a través de la válvula aórtica (VAo) hacia la aorta (Ao), la principal arteria que transporta sangre oxigenada al resto del cuerpo[24].

2.9.5. Componentes tradicionales del ECG (Ondas)

Por convención, el trazado electrocardiográfico se divide en la onda P, el intervalo PR, el complejo QRS, el intervalo QT, el segmento ST, la onda T y la onda U, véase la figura 2.20[19].

La onda P representa la despolarización auricular. En la mayoría de las derivaciones es ascendente, salvo en aVR. Puede ser bifásica en las derivaciones II y V1; el componente inicial representa la actividad de la aurícula derecha y el segundo componente refleja la actividad de la aurícula izquierda. En condiciones normales, el eje de la onda P forma un ángulo de entre 0° y 75° [19].

El intervalo PR es el período entre el comienzo de la despolarización auricular y la despolarización ventricular. En condiciones normales, dura entre 0.10 y 0.20 s y su prolongación define el bloqueo auriculoventricular de primer grado[19].

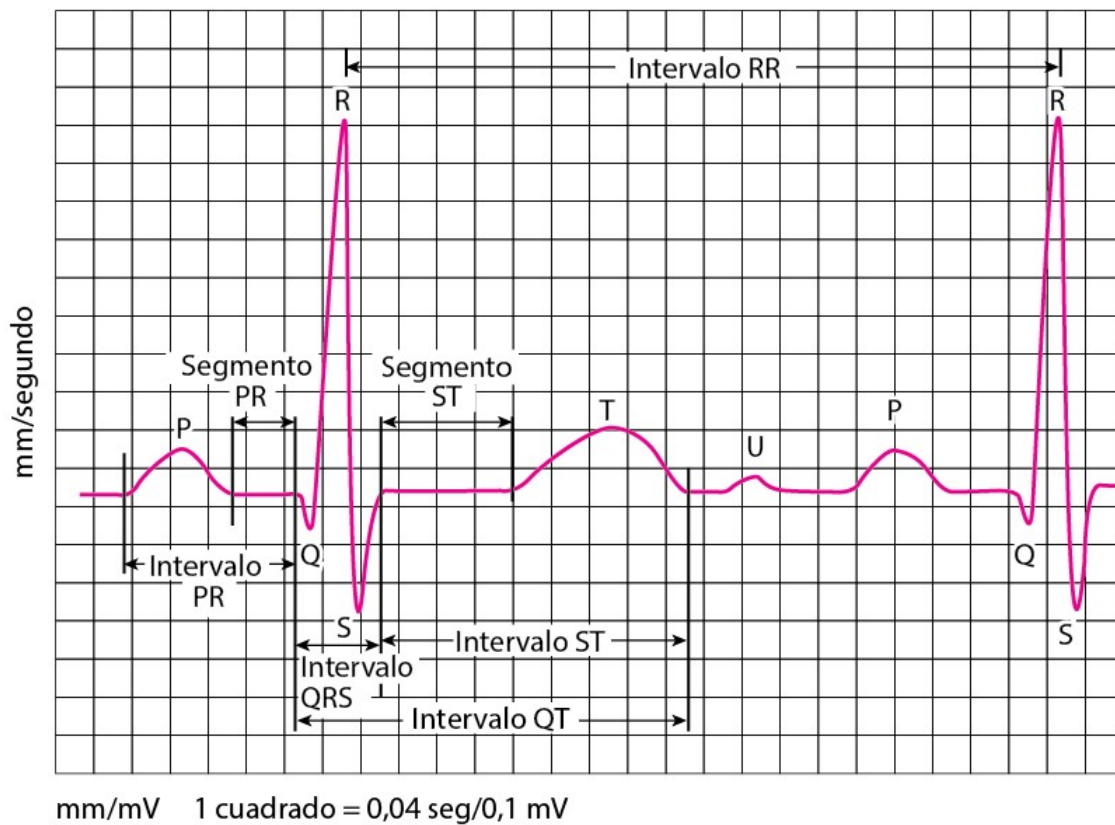


Figura 2.20: Ejemplo de trazado electrocardiográfico[19]

El complejo QRS representa la despolarización ventricular. La onda Q es la deflexión descendente inicial y su duración normal es menor que 0.05 s en todas las derivaciones, excepto en V1 y V3, en las cuales cualquier onda Q se considera anormal e indica un infarto de miocardio actual o pasado[19].

La onda R es la primera deflexión ascendente; no se definieron criterios absolutos para su altura o su tamaño normal, aunque las ondas R más bajas pueden deberse a hipertrofia ventricular. Una segunda deflexión ascendente en el complejo QRS se denomina R'[19].

La onda S es la segunda deflexión descendente en presencia de onda Q y la primera deflexión descendente cuando no se encuentra onda Q.

El complejo QRS puede estar formado sólo por la onda R, las ondas QS (sin R), las ondas QR (sin S), las ondas RS (sin Q) o por RSR' en función de la derivación del ECG, el vector y la existencia de cardiopatías[19].

El intervalo QT es el período entre el comienzo de la despolarización ventricular y el final de la repolarización ventricular. El intervalo QT debe corregirse en función de la frecuencia cardíaca. La fórmula que se muestra en la ecuación 2.2 se utiliza para la corrección del intervalo QT, donde QTc es el intervalo QT corregido y el intervalo RR es el período entre dos complejos QRS.

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (2.2)$$

El segmento ST representa la despolarización completa del miocardio ventricular. En condiciones normales, es horizontal y se ubica a lo largo de la línea basal de los intervalos PR (o TP) o algo por debajo[19].

La onda T refleja la repolarización ventricular. En general, adopta la misma dirección que el complejo QRS (concordancia). La polaridad opuesta (discordancia) puede indicar un infarto actual o pasado. La onda T suele ser regular y redondeada, pero puede ser de baja amplitud en pacientes con hipopotasemia e hipomagnesemia o alta y picuda en individuos con hiperpotasemia, hipocalcemia e hipertrofia ventricular izquierda[19].

La onda U suele presentarse en pacientes con hipopotasemia, hipomagnesemia o isquemia. También puede identificarse en personas sanas[19].

2.10. Morfogénesis cardíaca del feto

En esta sección se explicarán brevemente los rasgos principales del desarrollo cardíaco de un feto.

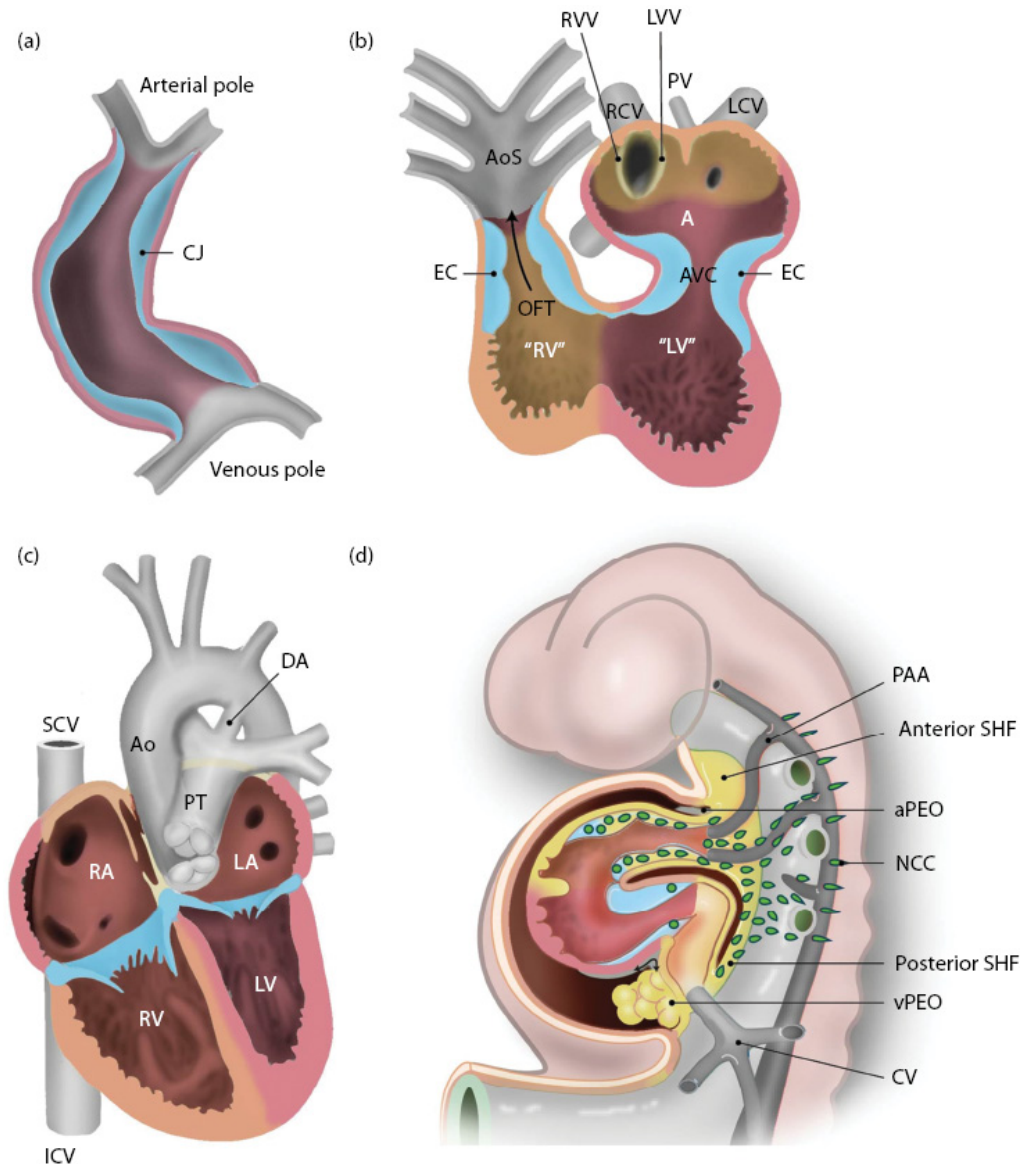


Figura 2.21: Etapas del desarrollo cardíaco de un feto[25]

El tubo cardíaco primario (figura 2.21 a) se desarrolla del mesodermio precardial, también conocido como el primer campo del corazón (FHF) (figura 2.21), el cual se encuentra localizado bilateralmente en la capa esplácnica de la placa lateral del mesodermio del embrión. En el embrión humano, este tubo cardíaco primario ya comienza a latir

con contracciones peristálticas desde la tercera semana de desarrollo[25].

La figura 2.21 se divide en 4 partes, en la parte (a) se muestra una imagen representativa del tubo primario del corazón en una etapa temprana del bucle dextral, forrado en el interior por la jalea cardiaca (CJ). En la parte (b) se presenta un estado de desarrollo más avanzado, representado con fines de claridad en un plano, con el saco aórtico no septado (AoS) y el atrio común (A) posicionados lado a lado. La entrada de la vena pulmonar común (PV) se encuentra en el lado izquierdo del atrio y la entrada del seno venoso (SV), flanqueado por las válvulas derecha (RVV) e izquierda (LVV), en el lado derecho. Se indica en color rosa el miocardio derivado del primer campo del corazón y en color amarillo el miocardio derivado del segundo campo del corazón. El canal atrio ventricular (AVC) y el tracto de salida (OFT) cuentan con sus respectivos cojinetes endocárdicos (EC, color azul). El AoS conecta un set simétrico de arterias del arco faríngeo. LCV representa la vena izquierda cardinal, “LV” la vena izquierda primitiva, RC la vena derecha cardinal y “RV” el ventrículo derecho primitivo[25].

En la parte (c) se muestra el corazón con cuatro recámaras completamente formado. El septo interventricular se deriva tanto de las células derivadas del primer campo del corazón como del segundo campo. Ao representa la aorta, DA el conducto arterioso, ICV la vena cava inferior, LA la aurícula izquierda, LV el ventrículo izquierdo, PT el tronco pulmonar, RA la aurícula derecha, RV el ventrículo derecho y SCV la vena cava superior. En la parte (d) se muestra la sección sagital de un estado de desarrollo comparable a la parte (b). Puede observarse en color verde la migración de las células de las crestas neurales, principalmente alcanzando la OFT y solo algunas de las células llegando a los cojinetes AV. También se indica el órgano proepicardial en el polo venoso (vPEO) y el más pequeño en el polo arterial (aPEO), aunque este último emerge un poco más tarde en el desarrollo[25]. (CV es la vena cardinal común; PAA las arterias del arco faríngeo.)

2.11. Control externo de la frecuencia cardíaca del feto

El control de la frecuencia cardíaca fetal es un procedimiento que se utiliza para evaluar el bienestar del feto mediante la determinación de la frecuencia y el ritmo de los latidos del corazón del feto. Durante la última etapa del embarazo y el trabajo de parto, el médico puede optar por controlar la frecuencia cardíaca fetal además de otras funciones[26].

La frecuencia cardíaca fetal promedio se encuentra entre 110 y 160 latidos por minuto, y puede variar entre cinco y 25 latidos por minuto, mientras que la frecuencia cardíaca de un adulto oscila entre 60 y 100 latidos por minuto. Esta frecuencia puede cambiar como respuesta del feto ante las condiciones intrauterinas. Una frecuencia o ritmo cardíaco fetal anormal puede indicar que el feto no está obteniendo suficiente oxígeno o que hay otros problemas[26].

Existen dos métodos para controlar la frecuencia cardíaca fetal: el externo y el interno. El control externo de la frecuencia cardíaca fetal emplea un dispositivo para escuchar o registrar los latidos del corazón del feto a través del abdomen de la madre. Un tipo de monitoreo se realiza con un dispositivo electrónico portátil de ultrasonido Doppler[26]. Estos métodos se suelen utilizar en las consultas prenatales para contar la frecuencia cardíaca fetal. Un *fetoscopio* o dispositivo de Doppler también se puede utilizar para verificar la frecuencia cardíaca fetal en intervalos regulares, durante el trabajo de parto. Un transductor de ultrasonido colocado sobre el abdomen de la madre lleva los sonidos del corazón del feto a una computadora. La frecuencia y el patrón del corazón del feto se muestran en la pantalla de la computadora y se imprimen en un papel gráfico especial[26].

Habiendo finalizado el marco teórico, se presentarán las distintas pruebas y etapas de desarrollo relacionadas al diseño de la propuesta de desarrollo tecnológico en el siguiente capítulo.

Capítulo 3

Diseño del dispositivo

La primera etapa del diseño del dispositivo consistió en la selección del elemento sensor de la variable, el cual se encarga de la detección de las señales bioeléctricas generadas por el corazón. se seleccionó un sistema de tres electrodos que emplean las derivaciones del plano frontal (derivaciones de las extremidades).

3.1. Etapa de Amplificación

Acto seguido se continuó al diseño, selección y pruebas del amplificador de las señales de biopotencial. Se propuso en primera instancia un circuito para la etapa amplificadora con base en el amplificador de instrumentación INA114. Se puede ver el diagrama en la figura 3.1.

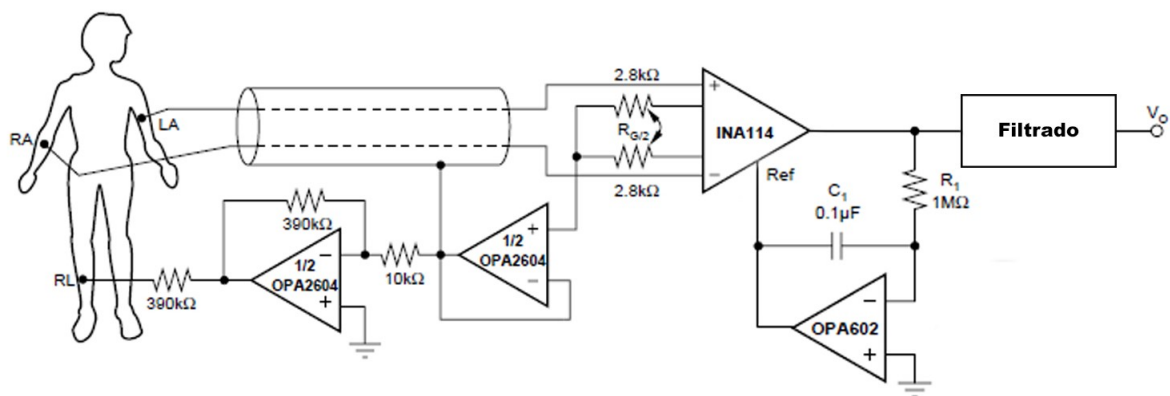


Figura 3.1: Circuito de etapa amplificadora preliminar

Puesto que los voltajes a detectar son muy pequeños y débiles, se necesitó un amplificador con una amplificación de ganancia 100 o superior y alta impedancia de entrada. Una vez realizada la búsqueda de distintas alternativas al circuito presentado en la figura 3.1 se encontró la tarjeta de adquisición AD8232, que consiste principalmente de un amplificador de instrumentación especializado, un amplificador operacional y un amplificador manejador de pierna derecha.

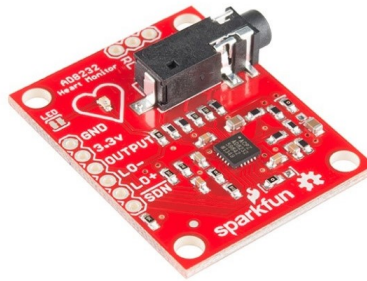


Figura 3.2: Tarjeta de adquisición AD8232[27]

A su vez, cuenta con una ganancia de 100, una corriente muy baja de entrada de $170 \mu A$ y una relación de rechazo de modo común de 80 dB (CD a 60Hz). Por las características antes mencionadas se optó por utilizar esta tarjeta de adquisición en lugar del circuito preliminar. Otro beneficio sumamente importante que otorga esta tarjeta es que su diseño permite su integración con un conversor análogo-digital de baja potencia, una de las necesidades principales de este proyecto fue el filtrado y digitalización de las señales del corazón, así como su presentación a los especialistas en salud de las señales captadas mediante una interfaz gráfica. Para estas necesidades se utilizó una tarjeta de desarrollo la cual emplea, de forma sintetizada, un microcontrolador y un conversor análogo digital para recibir información a través de sus entradas programables.

Si bien se revisó el datasheet de la tarjeta de adquisición para analizar si este cumpliría con las necesidades del dispositivo se tuvieron que hacer una serie de pruebas para verificar su correcto funcionamiento, en la siguiente etapa se presentan las más relevantes de forma cronológica.

3.2. Etapa de Muestreo y Preprocesamiento

Primeramente, fue necesario conseguir una muestra de la frecuencia cardíaca de una persona, esto permite una mayor flexibilidad al momento de hacer pruebas ya sea tanto para la elaboración del circuito físico como de la programación, al tomar una muestra se evita tener conectado un sujeto de prueba al circuito de forma continua. En esta primera etapa los esfuerzos estuvieron enfocados primeramente en un electrocardiograma tradicional para posteriormente ir escalando el prototipo para su aplicación en el registro cardiotocográfico. Se implementaron dos programas, uno en Arduino y uno en Matlab para poder conseguir la lectura del ECG. Se muestra a continuación el código del programa realizado en Arduino IDE.

```
1 int var= 0;
2
3 void setup() {
4     Serial.begin(9600);
5     pinMode(8,INPUT); // Configuración para la detección de LO +
6     pinMode(9,INPUT); // Configuración para la detección de LO -
7 }
8
9 void loop()
10 {
11     var= analogRead(A1);
12
13     if((digitalRead(8) == 1)|| (digitalRead(9) == 1))
14     {
15         Serial.println(',');
16     }
17     else {
18         Serial.println(var);
19     }
20     delay(1);
21 }
```

Programa 3.1: Programa captación de ECG V1

El código anterior fue el implementado para obtener la lectura del ECG mediante la tarjeta de adquisición AD8232, se usó el puerto serial COM4 en esta ocasión. Una vez cargado el programa a la tarjeta de desarrollo Uno (se empleó primero este modelo) se procede a la sección de herramientas y en serial plotter se podrá observar la gráfica de la lectura del ECG en tiempo real.



Figura 3.3: Lectura de la tarjeta de adquisición AD8232 (serial plotter)

En la figura 3.3 se puede apreciar que efectivamente, la tarjeta de adquisición está enviando la información del ECG al microcontrolador. Una vez visualizado el ECG se cierra la ventana del serial plotter y se procede a abrir el siguiente programa en Matlab:

```

1  clc;
2  close all;
3  delete(instrfind({'Port'},{'COM4'})); %#ok<*INSTRF>
4
5  %Crear objeto Serie
6  s=serial('COM4','BaudRate',9600,'Terminator','CR/LF');
7  warning('off','MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead');
8
9  %Abrir Puerto
10 fopen(s);
11

```

```

12 %Parametros de medicion
13 tmax = 15; %tiempo de captura en segundos
14 rate = 30;
15
16 %Preparacion de Figura
17 f = figure('Name','ecg5');
18 a = axes('XLim',[0 tmax],'YLim',[0.1,1.5]);

```

Programa 3.2: Captura de ECG en MATLAB

Con este programa se obtuvo una captura del ECG a través del Arduino, de duración de 15 segundos desde el puerto COM4. Para exportar la captura y poder trabajar con los datos que hay en ella fue necesario usar la opción “Save Workspace” y guardar con el formato de archivo .mat, así se pudo usar esta información durante el resto del proceso experimental, especialmente para el preprocesamiento y el filtrado. En la figura 3.4 presenta un ejemplo de la captura siendo empleada en otro programa preliminar:

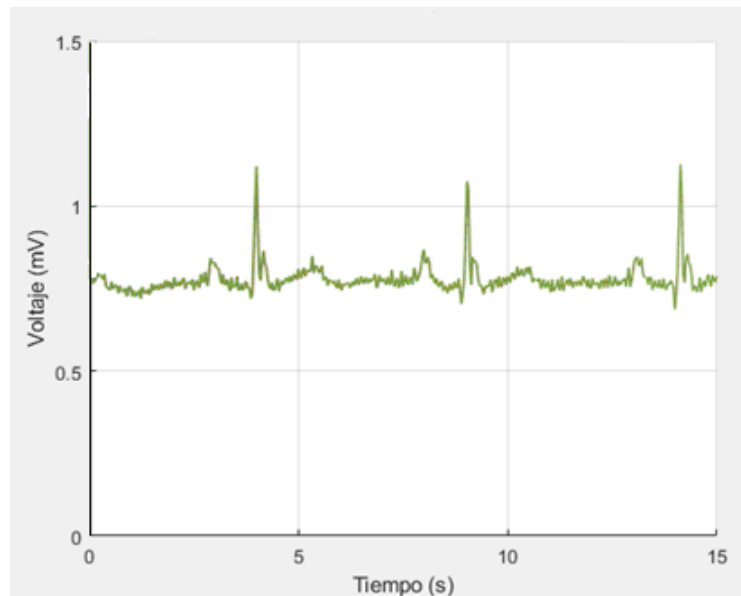


Figura 3.4: Muestra de electrocardiograma en Matlab

Una vez con la captura del ECG se puede trabajar con el apartado de preprocesamiento de la señal, aquí se busca depurar la muestra del ECG de forma digital, especialmente

eliminar picos innecesarios, armónicos y ruido electromagnético.

Para el preprocesamiento se utilizó otra seál capturada del ECG llamada matlab5, se muestra en la figura 3.5 la gráfica de la variable v1 de este archivo:

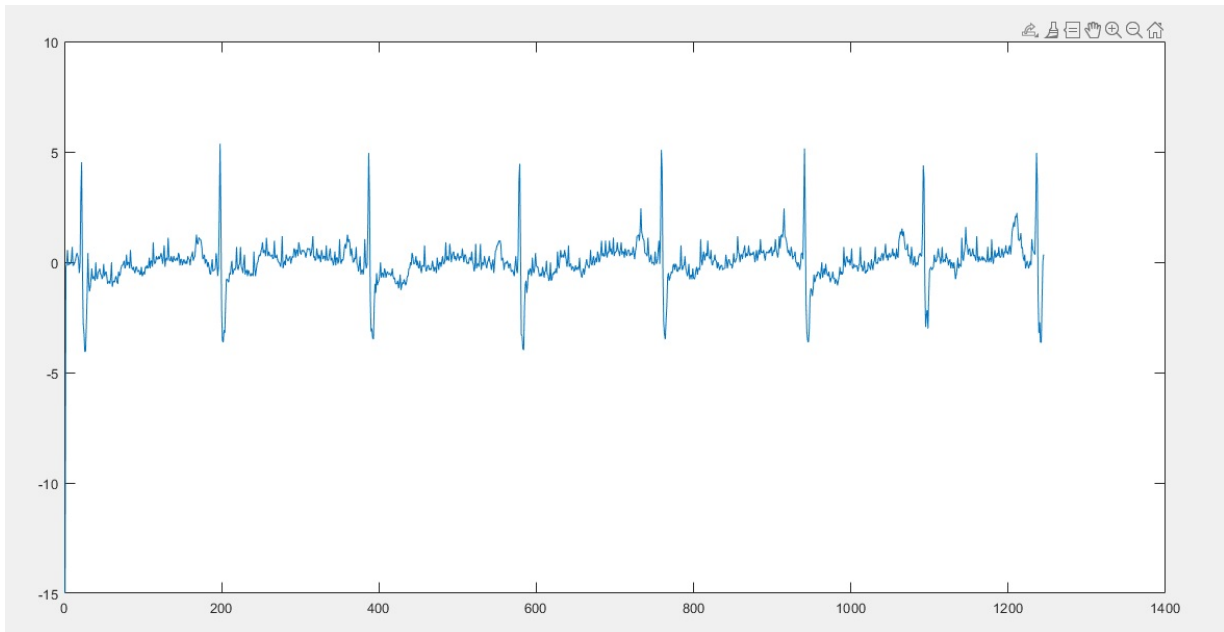


Figura 3.5: Seál matlab5 original

El primer programa empleado en las pruebas de preprocesamiento fue el siguiente.

```
1  clc;
2  load matlab5  v1
3
4  Fs= 250;
5  G=2000;
6  v1=v1/G;
7  v1=(v1-mean(v1))/std(v1);
8  t=(1:1:length(v1))*(1/Fs);
9
10
11 %%transformada%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```

12 F=fft(v1);
13 F=abs(F);
14 F=F(1:ceil(end/2));
15 F=F/max(F);
16 L=length(F);
17 f=(1:L)*((Fs/2)/L);
18
19 plot(f,F)
20 xlabel('Frecuencia en (Hz)');
21 ylabel('Magnitud Normalizada');
22 legend('Señal en el dominio de la frecuencia')
23 grid on

```

Programa 3.3: Señal en el dominio de la frecuencia usando la DFT

Aquí se le aplica a la señal original matlab5 la transformada discreta de Fourier (DFT), la señal original se encuentra en el dominio del tiempo (figura 3.5) y posteriormente se pasa al dominio de la frecuencia mediante la transformada, esto es de suma utilidad para conocer por ejemplo el ancho de banda de la señal que se está utilizando.

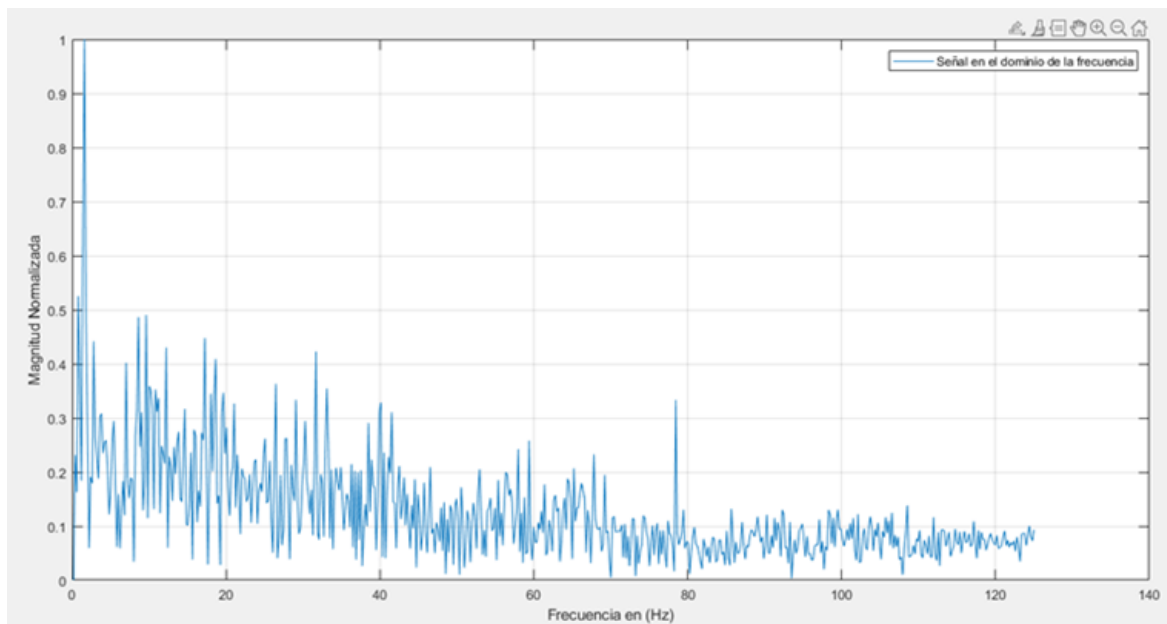


Figura 3.6: Señal matlab5 original en el dominio de la frecuencia

En la figura 3.6 se presenta la gráfica la señal matlab5 habiéndose aplicado la DFT, de acuerdo a la página oficial de MathWorks la transformada discreta de Fourier “es la principal herramienta del procesamiento digital de señales. La base del producto es la transformada rápida de Fourier (FFT), un método para calcular la DFT con un tiempo de ejecución reducido”[28]. Esto nos permite visualizar el rango de frecuencias que tenemos en nuestra señal, este tipo de visualización es muy similar al que se emplea en tratamiento de señales de audio.

En el segundo programa utilizado se carga la señal a analizar, se ajusta su amplitud y se centra la señal en cero, la señal original no está centrada en cero debido a la forma en la cual trabaja el convertidor análogo-digital de la tarjeta de desarrollo Uno, el “output” o salida de la tarjeta de adquisición se conecta a la entrada analógica de la tarjeta de desarrollo, el conversor análogo-digital convierte el nivel de voltaje que recibe de la tarjeta de adquisición y lo mapea entre 0 y 1023 bits (la tarjeta de desarrollo Uno tiene una resolución de 10 bits), por lo tanto la lectura no se encuentra centrada en cero. Se buscó centrarla para facilitar la interpretación de la señal durante el proceso de pruebas. Véase el código empleado para este ajuste a continuación.

```
1  clc;
2  %Cargar la señal que se analiza
3  load matlab5  v1
4
5  % Ajuste de Amplitud
6  G = 2000;      %(mv)
7  v1_mv = v1/G;  %amplitud ajustada
8
9  %figure;
10 subplot(3,1,1)
11 plot(v1_mv, 'k');
```

```

12 ylabel('Amplitud (mv)');
13 xlabel('Tiempo (s)');
14 title('Señal original')
15 xlim([0 1250])
16 grid on
17 hold on
18
19
20 %%Vector de tiempo en Fs
21
22 Fs= 250;
23 Ts= 1/Fs;
24 N = length(v1);
25 vect =(1:1:N);
26 t = vect*Ts;
27
28 %figure;
29 subplot(3,1,2)
30 plot(v1_mv,'b');
31 ylabel('Amplitud (mv)');
32 xlabel('Tiempo (s)');
33 title('Señal ajustada')
34 xlim([0 1250])
35 grid on
36 hold on
37
38 %centrar señal en cero
39 v1_final =(v1_mv -mean(v1_mv)) /std(v1_mv);
40
41 %figure;

```

```

42 subplot(3,1,3)
43 plot(v1_final,'r');
44 ylabel('Amplitud (mv)');
45 xlabel('Tiempo (s)');
46 title('Señal centrada en cero')
47 xlim([0 1250])
48 grid on
49 hold on

```

Programa 3.4: Señal en el dominio de la frecuencia usando la DFT

Ahora se muestra el resultado de este programa.

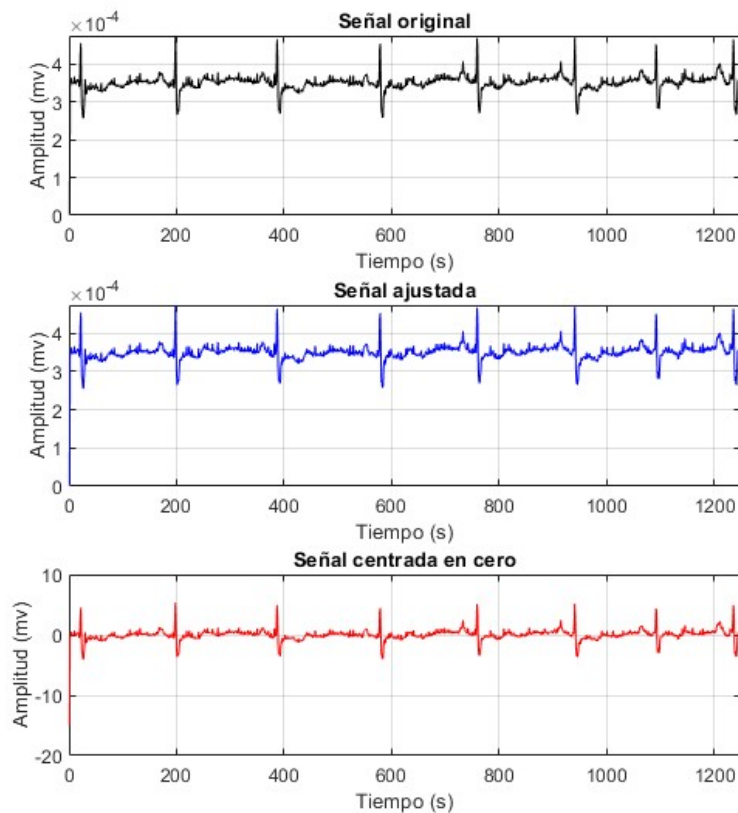


Figura 3.7: Señal matlab5 original ajustada a cero

La primera gráfica de la figura 3.7 en color negro muestra la señal original, la segunda en color azul muestra la señal con amplitud ajustada y la tercera en color rojo muestra la señal centrada ahora en cero.

El tercer programa elaborado en Matlab se trata de un filtro pasa-bajas, aplicado a la señal original.

```
1 clc;
2 load matlab5 v1
3 Fs= 250;      %FRECUNCIA DE MUESTREO
4 G=2000;      %GANANCIA
5 v1=v1/G;
6 v1=(v1-mean(v1))/std(v1); %EXTRACCION DEL VALOR MEDIO DE LA
    SEÑAL
7 t=(1:1:length(v1))*(1/Fs); %VECTOR DE TIEMPO
8
9 %filtro pasa-bajas
10 lowpass(v1,50,Fs)
```

Programa 3.5: Prueba de filtro pasa-bajas básico

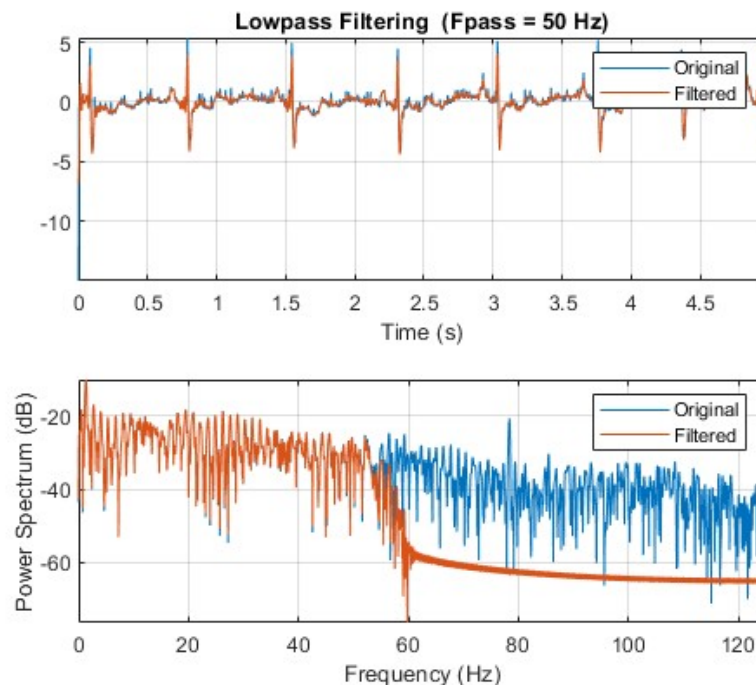


Figura 3.8: Señal matlab5 con filtro pasa-bajas a 50 Hz

En la figura 3.8 se puede apreciar el efecto del filtro pasa-bajas a 50Hz (gráfica naranja) sobre la señal original (gráfica azul) en el dominio del tiempo (gráfica superior) y en el dominio de la frecuencia (gráfica inferior). Más adelante se hizo una variante del programa 3.5 con un filtro pasa-bajas a 30 Hz y detección de picos prominentes.

```
1  clc;
2  load matlab5  v1
3
4  Fs= 250;      %FRECUNCIA DE MUESTREO
5  G=2000;       %GANANCIA
6  v1=v1/G;
7  v1=(v1-mean(v1))/std(v1); %EXTRACCION DEL VALOR MEDIO DE LA
   SEÑAL
8  t=(1:1:length(v1))*(1/Fs); %VECTOR DE TIEMPO
9
10 %filtro pasa-bajas
11 lowpass(v1,30,Fs)
12
13 [amp,pos]=findpeaks(v1,MinPeakProminence=0.1);
14 %figure()
15 subplot(3,1,3)
16 findpeaks(v1,'MinPeakProminence',2.4) % puedo variar para
   visualizar
17 %los picos
18 title('encuentra todos los picos prominentes')
```

Programa 3.6: Filtro pasa-bajas a 30Hz y detección de picos prominentes

En este código el valor que se ha de modificar para la sensibilidad de la detección de picos se encuentra dentro del paréntesis de findpeaks, el valor de 2.4. A continuación se muestra la gráfica en la figura 3.9.

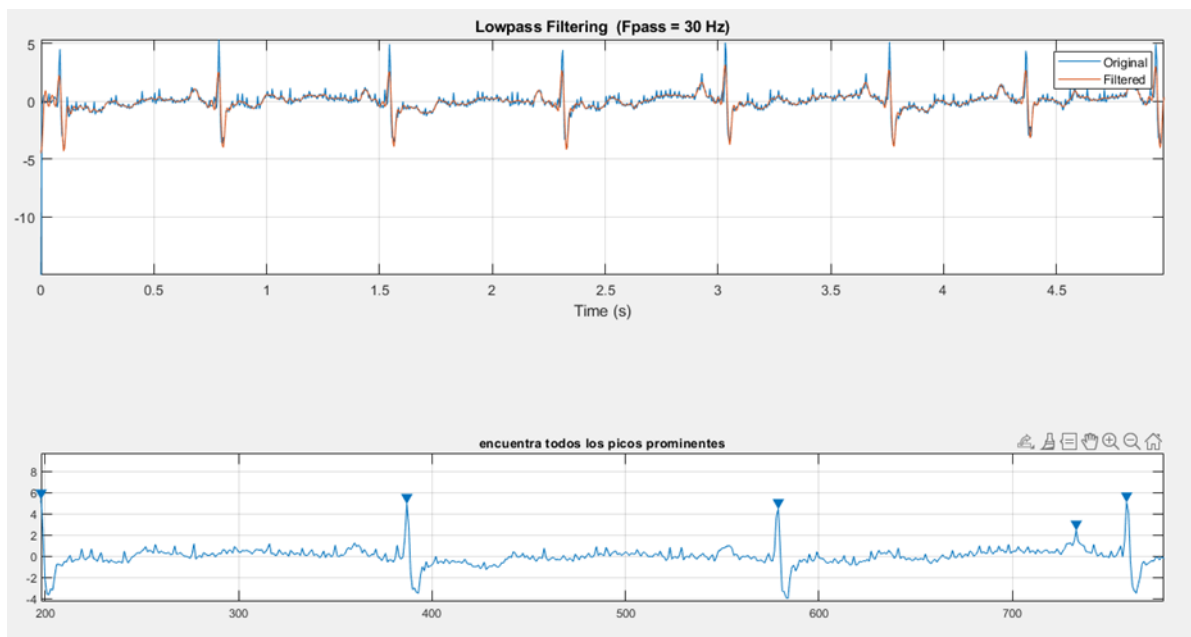


Figura 3.9: Filtro pasa-bajas a 30Hz y detección de picos

El quinto programa empleado tiene como objetivo comparar la señal original con la señal filtrada, tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia. Esto permite conocer las frecuencias de límite inferior y superior óptimas, es decir, el rango de frecuencias que permiten una correcta visualización del ECG. Se muestra el código a continuación.

```

1  clc; clear; close all;
2  %% load ecg  matlab5 con variable v1
3  %%Cargar señal original
4  load matlab5 v1
5  Fs = 250;% frecuencia de muestreo
6  G = 2000;% ganancia
7
8  v1 = v1/G;
9  v1 = (v1 - mean(v1))/std(v1);%Obtencion del valor medio
10 t = (1:1:length(v1))*(1/Fs); %Vector de tiempo
11 %figure();

```

```

12 subplot(2,2,1)
13 plot(t,v1)
14 xlim([0 4])
15 xlabel('Tiempo (s)')
16 ylabel('Amplitud (mV)')
17 title('Señal original (Dominio del Tiempo)')
18 grid on
19 hold on
20
21 %% Aplicacion de la FFT
22 F = fft(v1); % picacion de la fft a la señal original
23 F = abs(F); %obtension de valores absolutos
24 F = F(1:ceil(end/2));
25
26 F = F/max(F);
27 L = length(F);
28
29 f = (1:1:L)*((Fs/2)/L);
30 %figure();
31 subplot(2,2,2)
32 plot(f,F)
33 xlabel('Frecuencia (Hz)');
34 ylabel('Mgnitud Normalizada');
35 title('Señal original (Dominio de la Frecuencia)');
36 grid on
37 hold on
38 %% Filtrado FIR
39
40 % Caracteristicas del filtro
41 orden = 200;

```

```

42 limi = 30
43 lims = 123
44
45 % Normalizar
46 limi_n = limi/(Fs/2);
47 lims_n = lims/(Fs/2);
48
49 % Crear filtro
50 a = 1;
51 b = fir1(orden,[limi_n lims_n],'stop');
52
53 % Filtrar señal
54 v1_limpio = filtfilt(b,a,v1);
55
56 % Graficar el ECG filtrado
57
58 subplot(2,2,3);
59 plot(t,v1_limpio,'k');
60 xlim([0 4])
61 xlabel('Tiempo (s)')
62 ylabel('Amplitud (mV)')
63 title('Señal filtrada (Dominio del Tiempo)')
64 grid on
65 hold on
66
67 % Graficar en el Dominio de la frecuencia
68 -----
69 % Graficar el ECG filtrado
70
71 F = fft(v1_limpio);

```

```

71 F = abs(F);
72 F = F(1:ceil(end/2));
73 F = F/max(F);
74
75 subplot(2,2,4);
76 plot(f,F,'k')
77 xlabel('Frecuencia (Hz)');
78 ylabel('Magnitud Normalizada');
79 title('Señal filtrada (Dominio de la frecuencia)');
80 grid on
81 hold on
82 %%%%%%%%%%%%%%%
83 %filtro pasabajas
84 figure()
85 %lowpass(v1,50,Fs)%APLICACION DEL FILTRO PASABAJAS
86 %highpass(v1,25,Fs)%APLICACION DEL FILTRO ALTAS
87 bandpass(v1,[5 35],Fs)

```

Programa 3.7: Filtrado y detección de picos prominentes

En la figura 3.10 se presenta el resultado del programa 3.7, primero se muestra una gráfica de la señal original en el dominio del tiempo (cuadro superior izquierdo) y aplicando la transformada discreta de Fourier se visualiza la señal en el dominio de la frecuencia (cuadro superior derecho), que permite determinar cuáles son las frecuencias que demeritan la calidad de la señal, esto con la intención de aplicar un algoritmo que permite eliminar las frecuencias no deseadas, una vez conocidas las frecuencias no deseadas se desarrolló un nuevo algoritmo mediante Matlab para eliminar dichas frecuencias, primeramente se aplicó un filtro FIR (finite impulse response) rechaza-banda a la señal original, cuyo efecto se visualizó en el dominio del tiempo (cuadro inferior izquierdo) y en el dominio de la frecuencia (cuadro inferior derecho).

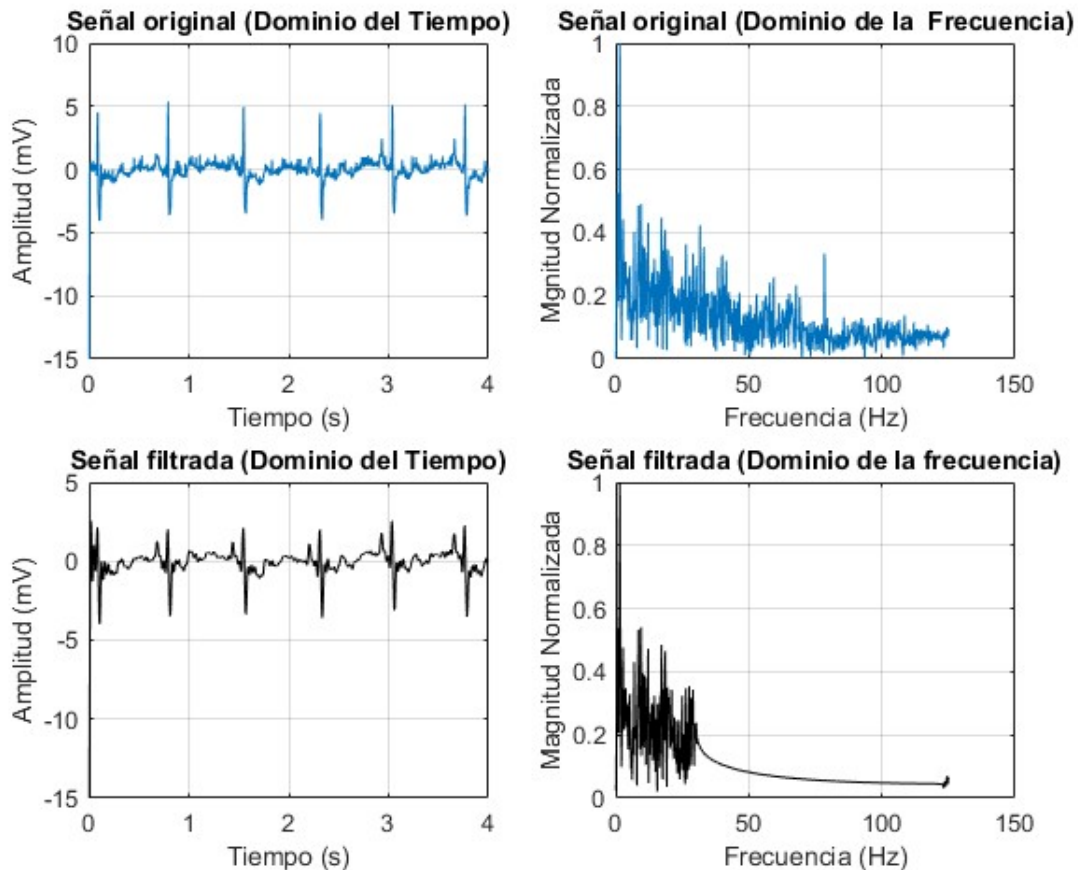


Figura 3.10: Comparación entre señal original y señal filtrada

Tras esta prueba se decidió que el filtro rechaza-banda no sería la opción más conveniente, por lo que se optó por experimentar con un filtro pasa-banda, esto se puede apreciar en la línea 87 del programa 3.7, conformado por un filtro pasa-altas a 5 Hz y un filtro pasa-bajas a 35 Hz.

En la figura 3.11 se aprecian dos gráficas, la de arriba presenta la muestra de la frecuencia cardiaca en el dominio del tiempo y la de abajo en el dominio de la frecuencia. A su vez, en color azul se presenta la señal sin tratamiento, mientras que la naranja muestra la señal con la acción del filtro pasa-banda mencionado en el párrafo anterior. Las frecuencias que delimitan al filtro pasa-banda (5 Hz y 35 Hz) se seleccionaron mediante un análisis visual de la señal original en el dominio de la frecuencia, véase la figura 3.5.

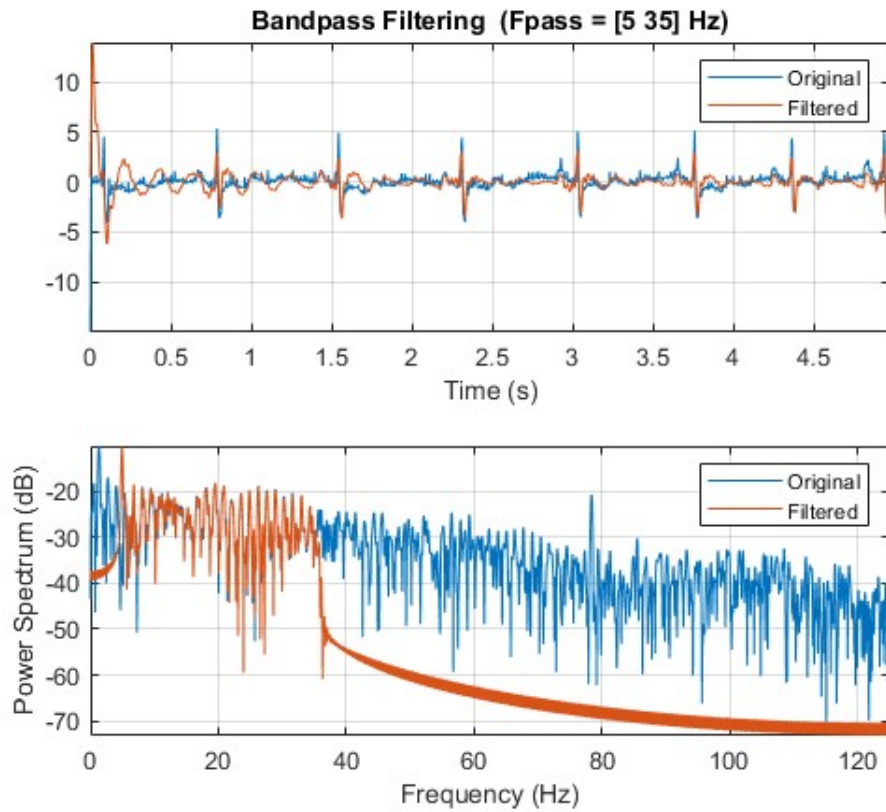


Figura 3.11: Filtro pasa-banda en el dominio del tiempo y de la frecuencia

Una parte elemental de este proyecto es el filtrado, en esta etapa se mostraron las pruebas preliminares de filtrado, en la siguiente se documentará la experimentación y desarrollo de los filtros digitales aplicados al dispositivo final.

3.3. Etapa de Filtrado y Digitalización

3.3.1. Filtro digital pasa-bajas de segundo orden

El primer filtro digital desarrollado fue un filtro pasa-bajas de segundo orden con una frecuencia de corte a 20Hz, representado mediante dos ecuaciones obtenidas a través de espacio de estado discreto en el software Matlab, se determinó un periodo de muestreo de 4 milisegundos (ms). Se muestran las ecuaciones a continuación.

$$x_1(k+1) = 0.0975 x_1(k) - 0.1656 x_2(k) + 0.1656 v_1(k) \quad (3.1)$$

$$x_2(k+1) = 0.2615 x_1(k) + 0.9297 x_2(k) + 0.0703 v_1(k) \quad (3.2)$$

La $v_1(k)$ representa la entrada, es decir, el valor de la señal previo al filtrado, y la $x_2(k+1)$ representa el valor de la señal con la acción del filtro, se muestra a continuación el código de Matlab.

```
1 clc; clear; close all;
2 load matlab5 v1
3
4 Fs = 250; % frecuencia de muestreo
5 G = 2000; % ganancia
6
7 v1 = v1/G;
8 v1 = (v1 - mean(v1))/std(v1); % Obtencion del valor medio
9 t = (1:1:length(v1))*(1/Fs); % Vector de tiempo
10 Ts=1/Fs
11
12 fc=20;
13 L=0.01;
14 C=1/(4*pi*pi*fc*fc*L)
15 r=2*sqrt(4*L/C);
```

```

16 A=[-r/L -1/L;1/C 0];
17 B=[1/L;0];
18 C=[0 1];D=1;
19
20 %discretización
21 sysch=ss(A,B,C,D);
22 sysd= c2d(sysch,Ts,'zoh');
23
24 %extraer las matrices/vectores del modelo discreto sysd
25 [G,H,Cd,Dd,Ts]=ssdata(sysd);
26 G
27 H
28 p2=length(t);
29 xd=[0;0];
30 for k=1:p2-1
31     u=v1(k);
32     if v1(k)>=2.5
33         u=v1(k)*2.5;
34     end
35     if v1(k)<=-2
36         u=v1(k)*1.5;
37     end
38
39     % ec en diferencias
40     xd(:,k+1)=G*xd(:,k)+H*u;    %modelo del sistema
41 end
42 figure(1)
43 plot(t,v1)
44 axis([1.4 2.9 -4 6])
45 title('Señal original')

```

```

46 figure(2)
47 plot(t,xd(2,:))
48 axis([1.4 2.9 -4 6])
49 title('Señal filtrada, Filtro pasa-bajas 2do orden ')
50 figure(3)
51 plot(t,xd(2,:),t,v1)
52 axis([1.4 2.9 -4 6])
53 % highpass(xd(2,:),6,200)

```

Programa 3.8: Diseño del filtro pasa-bajas de segundo orden

En la línea 4 y 5 del programa 3.8 se ingresan la frecuencia de muestreo y la ganancia, recordar que se está tomando una muestra de la lectura de la tarjeta de adquisición cada 4 ms, por lo que se establece una frecuencia de 250. Posteriormente entre las líneas 7 y 9 se obtiene el valor medio y el vector de tiempo, en la línea 10 se calcula el periodo.

En la línea 12 se ingresa la frecuencia de corte, recordar que se está filtrando a 20 Hz. En la siguiente línea del código se ingresa el valor de la inductancia y en la línea 14 el valor de la resistencia, se trabaja con un sistema RLC para este filtro, a manera de recordatorio el orden de un sistema se encuentra en función del número de elementos en él que almacenan energía, en este caso serían la inductancia y el capacitor, véase las ecuaciones 3.3 a 3.7.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (3.3)$$

$$2\pi f_c = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad (3.4)$$

$$\sqrt{LC} = \frac{1}{2\pi f_c} \quad (3.5)$$

$$LC = \left(\frac{1}{2\pi f_c}\right)^2 \quad (3.6)$$

$$C = \frac{1}{4\pi^2 f_c^2 L} \quad (3.7)$$

Entre la línea 16 y 18 se ingresan las matrices para el modelo de espacio de estados, más adelante en la línea 21 se resuelve el sistema de espacio de estados mediante la función `ss`, después en la línea 22 se pasa el modelo de espacio de estados continuo a discreto mediante la función `c2d`. Se tiene un ciclo `for` en la línea 30, el cual es el corazón de este programa, la u se iguala a $v1(k)$ de manera que podamos manipular su valor, dejando intacta la $v1(k)$ original. Se observan dos `if` dentro del `for`, estos son parches que mejoran el funcionamiento del filtro dentro de Matlab, si el valor de la entrada ($v1(k)$) es mayor o igual a 2.5 este valor se multiplica por 2.5, incrementando visualmente el tamaño del pico de la onda R del electrocardiograma. De igual manera se utiliza para las deflexiones descendentes comúnmente asociadas a la onda Q y S, si el valor de la entrada es menor o igual a -2, entonces este valor se multiplica por 2, pronunciando la deflexión. Saliendo de los `ifs` se continua al modelo del sistema, véase la ecuación 3.8.

$$\begin{bmatrix} x_1(k+1) \\ x_2(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} G \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1(k) \\ x_2(k) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} H \end{bmatrix} u(k) \quad (3.8)$$

Este ciclo `for` con todos sus componentes es el encargado de filtrar cada uno de los valores que se encuentran dentro de la muestra del electrocardiograma `matlab5`. Lo que sigue es el plotting o graficación de la señal original, la señal filtrada y de ambas juntas para su comparación, primero se muestra la señal original en la figura 3.12.

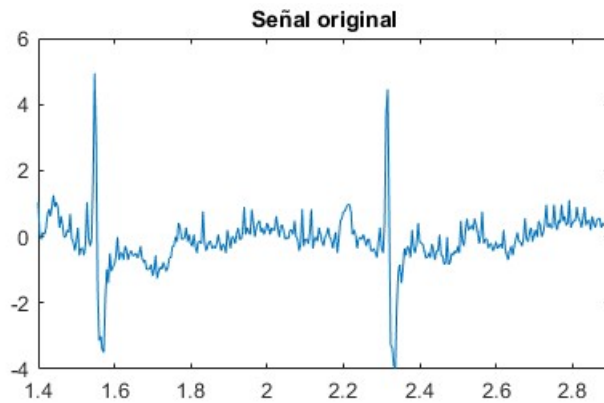


Figura 3.12: Señal previa al filtrado

Ahora se muestra la señal con la acción del filtro en la figura 3.13.



Figura 3.13: Señal con acción del filtro

Por último, se presentan ambas señales, la filtrada y la no filtrada, en una mismo plot para su comparación en la figura 3.14.

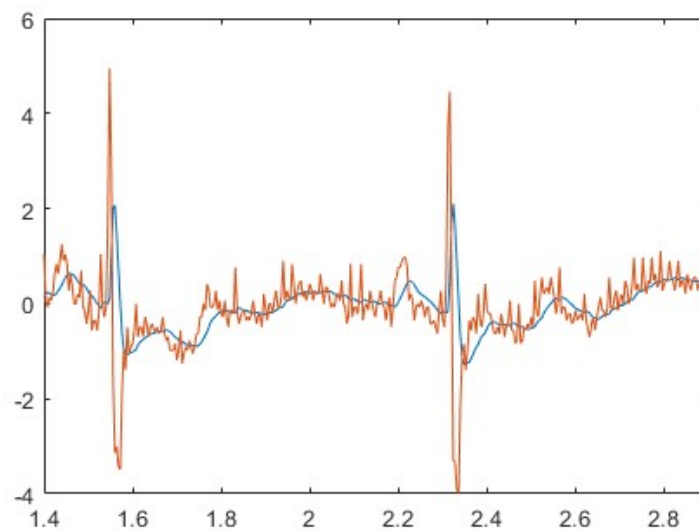


Figura 3.14: Señal original y señal filtrada

Con estas tres gráficas se verificó el correcto funcionamiento del filtro digital diseñado.

3.3.2. Implementación del Filtro pasa-bajas de 2do orden

Con las ecuaciones 3.1 y 3.2 se procedió a implementar un programa en Arduino IDE para monitorear el electrocardiograma obtenido por la tarjeta de adquisición AD8232 a través del serial plotter. véase el programa a continuación.

```
1 int var= 0;
2 int var2= 0;
3 float x1k = 0;
4 float x1k2 = 0;
5 float x2k = 0;
6 float x2k2 = 0;
7
8 void setup() {
9
10     Serial.begin(9600);
11     pinMode(8,INPUT); // detección LO +
12     pinMode(9,INPUT); // detección LO -
13 }
14
15 void loop()
16 {
17     var= analogRead(A1);
18     x1k2 = 0.0975*x1k-0.1656*x2k+0.1656*var;
19     x2k2 = 0.2615*x1k+0.9297*x2k+0.0703*var;
20     var2=x2k2;
21     x1k=x1k2;
22     x2k=x2k2;
23     delay(4);
24
25     if((digitalRead(8) == 1)|| (digitalRead(9) == 1))
26     {
27         Serial.println(',');
28     }
29     else {
30         // Imprimir la lectura del puerto A0
```

```

31     Serial.println(var2);
32     }
33     //Espere un poco para evitar que los datos en serie se saturen
34     delay(1);
35 }

```

Programa 3.9: Señal de ECG con filtro pasa-bajas a 20 Hz

Se tomó como base el programa 3.1 para la elaboración del programa 3.9, en las líneas 18 y 19 se puede apreciar que se han agregado las dos ecuaciones de espacio de estados que representan al filtro pasa-bajas de segundo orden a 20 Hz, en la línea 20 se hace una igualación entre la variable var2 y la salida de la segunda ecuación (x2k2), posteriormente los valores x1k y x2k se actualizan con los valores de x1k2 y x2k2 respectivamente y se manda a imprimir por puerto serial la lectura de la señal filtrada en la línea 31. Se diseñó este programa para verificar el correcto funcionamiento del filtro, aplicado a la lectura del electrocardiograma en tiempo real. Se muestra en la figura 3.15 la señal original (programa 3.1) y en la figura 3.16 se presenta la señal filtrada (programa 3.9).

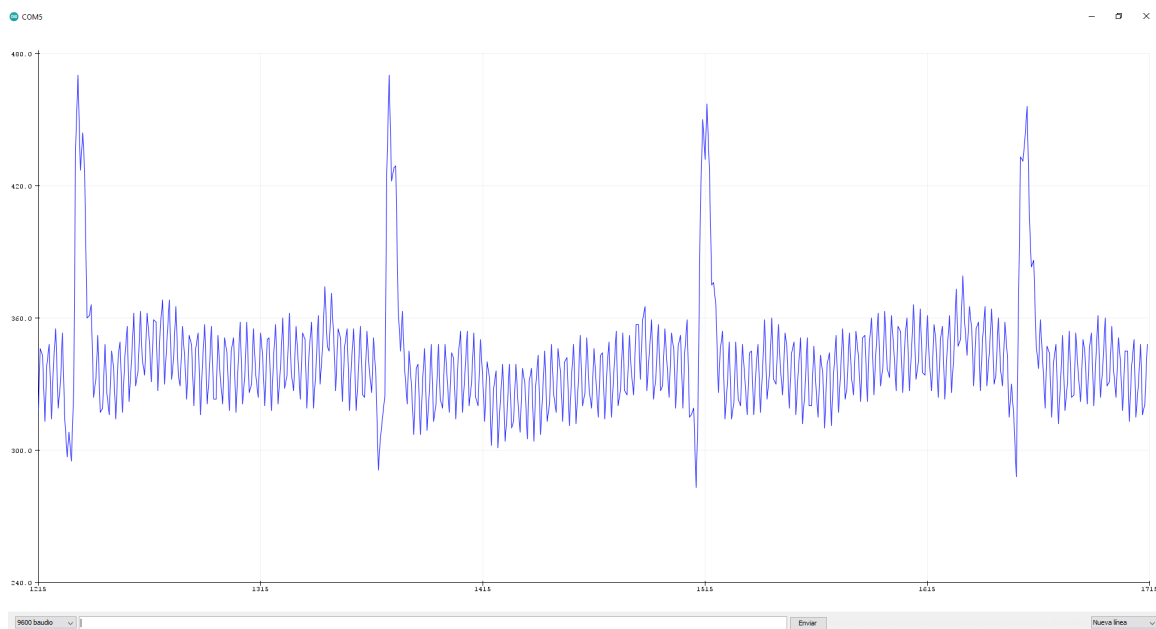


Figura 3.15: Señal sin acción del filtro pasa-bajas

Se nota claramente que la señal del ECG entregada por la tarjeta de adquisición AD8232 presenta mucho ruido, haciendo casi imposible la interpretación de la señal, la alimentación del circuito en esta prueba fue entregada por un equipo de cómputo que se encontraba conectado a un enchufe, esta conexión suele generar ruido eléctrico indeseable, especialmente para este tipo de aplicaciones.

Ahora se muestra la señal tras pasar por el filtro pasa-bajas digital a 20 Hz.



Figura 3.16: Señal con acción del filtro pasa-bajas a 20 Hz

Con este filtrado se pudo apreciar de forma apropiada la forma de onda del electrocardiograma. Más adelante se hizo una actualización del filtro, cambiando su frecuencia de corte a 35 Hz, esto debido a que los picos P, Q, S y T se encogían mucho, es decir, el filtro eliminaba demasiada información con la frecuencia de corte a 20 Hz, véase las siguientes dos nuevas ecuaciones del filtro pasa-bajas a 35 Hz.

$$x_1(k+1) = -0.0207 x_1(k) - 0.0988 x_2(k) + 0.0988 v_1(k) \quad (3.9)$$

$$x_2(k+1) = 0.4777 x_1(k) + 0.8482 x_2(k) + 0.1518 v_1(k) \quad (3.10)$$

Para incorporar el filtro nuevo al programa 3.9 solo es necesario cambiar los coeficientes anteriores por los nuevos coeficientes presentados en las ecuaciones 3.9 y 3.10. véase el código actualizado a continuación.

```
1  int var= 0;
2  int var2= 0;
3  float x1k = 0;
4  float x1k2 = 0;
5  float x2k = 0;
6  float x2k2 = 0;
7
8  void setup() {
9
10
11  // Inicializar la comunicación en serie:
12
13  Serial.begin(9600);
14
15
16  pinMode(8,INPUT); // Configuración para la detección LO +
17
18  pinMode(9,INPUT); // Configuración para la detección LO -
19  }
20
21  void loop()
22  {
23    var= analogRead(A1);
24    x1k2 = -0.0207*x1k-0.0988*x2k+0.0988*var;
25    x2k2 = 0.4777*x1k+0.8482*x2k+0.1518*var;
26    var2=x2k2;
27    x1k=x1k2;
28    x2k=x2k2;
29    delay(4);
30
31  if ((digitalRead(8) == 1) || (digitalRead(9) == 1))
32  {
```

```

33  Serial.println(',');
34  }
35  else{
36      // Imprimir la lectura del puerto A0
37      Serial.println(var2);
38      }
39      //Espere un poco para evitar que los datos en serie se saturen
40      delay(1);
41  }

```

Programa 3.10: Señal de ECG con filtro pasa-bajas a 35 Hz

Ahora se muestra la forma de onda obtenida en el serial plotter:

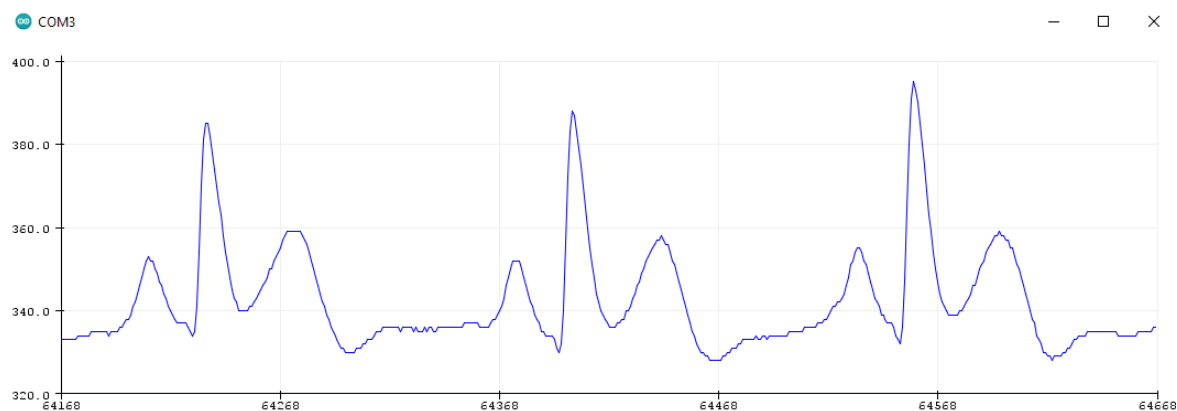


Figura 3.17: Señal con acción del filtro pasa-bajas a 35 Hz

Se nota que la forma de onda ya es casi idéntica a la forma de onda ideal del ECG que se puede encontrar tanto en internet como libros de texto, cabe aclarar que las imágenes de las lecturas obtenidas son capturadas en tiempo real. En el siguiente capítulo se presentará la aplicación de estos códigos en nuevos programas que permitieron la conexión entre la tarjeta de desarrollo y la pantalla HMI del dispositivo de monitoreo.

3.3.3. Monitoreo de frecuencia cardíaca (latidos por minuto)

Además de la visualización del complejo PQRSTU se consideró pertinente presentar algunos valores numéricos que son de utilidad para el personal médico, entre ellos la frecuencia cardíaca medida en latidos por minuto. Como es sabido, la tarjeta de adquisición capta la actividad eléctrica del corazón, sin embargo, lo único que transmite es una lectura analógica que es interpretada por el microcontrolador una vez que pasa por un convertidor análogo-digital, le corresponde al desarrollador interpretar y utilizar dicha lectura para brindar al usuario la información que necesita.

En el complejo PQRSTU el pico con valor más elevado es la onda R, por lo que se optó por realizar una medición del tiempo transcurrido en milisegundos entre ondas R (intervalo RR) para desarrollar la fórmula de los latidos por minuto, pero se presenta un problema, si a través de programación se selecciona como condición que cada vez que detecte un pico mayor a determinado valor se comience y detenga el conteo del tiempo entre ondas R cabe la posibilidad de que tome como inicio y final dos valores inmediatos de una misma onda R, dando una lectura incorrecta de la frecuencia cardíaca. A continuación, se ilustra en la figura 3.18 el caso.

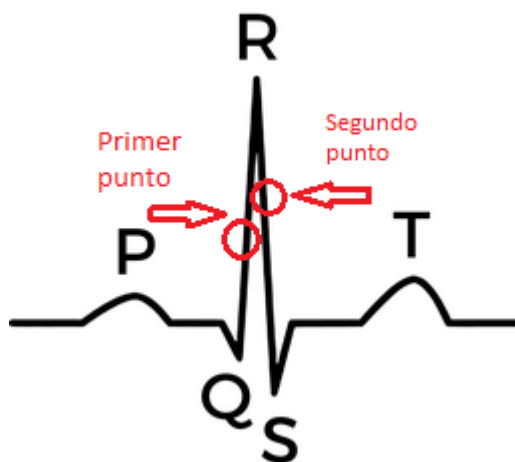


Figura 3.18: Valores inmediatos de la onda R

La solución que se presentó fue la introducción de un delay de 150 ms una vez que se detecta la onda R por primera vez, esto debido a que la duración en estado de reposo del complejo QRS es igual o inferior a 120 ms y la onda Q posee una duración inferior

a 40 ms, por lo que se deduce que la duración de la onda R es inferior a 80 ms (aprox. 50 ms). Este delay de 150 ms permite saltar el siguiente punto inmediato en la onda R y empezar el conteo de la duración en milisegundos una vez realizado el salto, se muestra el programa en Arduino IDE a continuación.

```
1 const int LecturaLPM = A0;
2 const int valorObjetivo = 410;
3 bool valorDetectado = false;
4 unsigned long tiempoInicio = 0;
5 unsigned long tiempoFinal = 0;
6
7 void setup() {
8
9     Serial.begin(9600);
10    pinMode(8,INPUT); // detección LO +
11
12    pinMode(9,INPUT); // detección LO -
13 }
14
15 void loop() {
16     // Leemos el valor actual del pin A0
17     int valorActual = analogRead(LecturaLPM);
18
19     if (valorActual >= valorObjetivo) {
20
21         if (!valorDetectado) {
22             delay (150);
23             tiempoInicio = millis();
24             valorDetectado = true;
25             Serial.println("Onda R detectada. Comienza medición de intervalo R...
26 ");
27         } else {
28             tiempoFinal = millis();
29             unsigned long tiempoTranscurrido = tiempoFinal - tiempoInicio ;
30             unsigned int LPM = 60000/(tiempoTranscurrido + 150);
```

```

31     Serial.print("Nueva Onda R detectada. Duracion del intervalo RR: ");
32     Serial.print(tiempoTranscurrido);
33     Serial.println(" ms");
34     Serial.print("Latidos por minuto (LPM): ");
35     Serial.print(LPM);
36     Serial.println();
37
38     valorDetectado = false;
39 }
40
41 }
42 // Con este delay se evita un exceso de lecturas
43 delay(10);
44 }

```

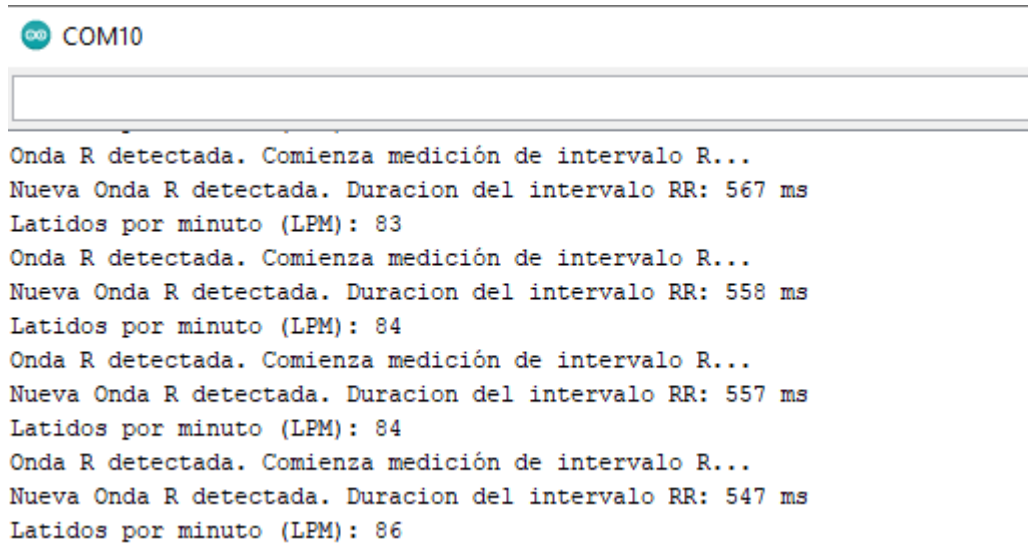
Programa 3.11: Lectura de frecuencia cardíaca (LPM) - primera versión

En la línea 1 del programa 3.11 se declara el pin de lectura analógica, en la línea 2 se declara el valor objetivo, es decir, a partir de qué valor se considera que se ha alcanzado una onda R. Se introduce en la línea 17 la lectura del puerto A0 y se asigna a la variable valorActual, después en línea 19 se abre un primer if, si valorActual es mayor o igual al valor objetivo declarado en la línea 2 entonces se entra a un segundo if, en este if se tienen dos condiciones, si no se ha detectado la primera onda R anteriormente (línea 21) entonces se considera que tenemos la primera detección, se introduce el delay de 150 milisegundos en la línea 22 y posteriormente comienza el conteo del tiempo a través de la instrucción millis en la línea 23, una vez comenzado el conteo del tiempo se pasa el valorDetectado a true, de manera que en la siguiente detección de la onda R se pase a la sentencia else. Entrando al else en la línea 26 se tiene el tiempo final con la instrucción millis, posteriormente se hace una operación para obtener el tiempo transcurrido, que es la resta del tiempo final menos el tiempo de inicio, luego en línea 29 se tiene la fórmula clave para la lectura de la frecuencia cardíaca.

$$t_{RR} = t_{final} - t_{inicio} \quad (3.11)$$

$$LPM = \frac{60000 \text{ ms}}{t_{RR} + t_{delay}} \quad (3.12)$$

Se puede observar en la fórmula 3.12 la fórmula declarada en la línea 29, la frecuencia cardíaca en latidos por minuto (*LPM*) es igual la división de los milisegundos que integran un minuto (*60000 ms*) entre la suma del tiempo medido por el programa entre ondas R en milisegundos (t_{RR}) y el delay ingresado para evitar lecturas erróneas (t_{delay}). El tiempo medido t_{RR} es la resta del tiempo final y el tiempo inicial de la lectura del tiempo (fórmula 3.11), posteriormente entre las líneas 31 y 36 se manda a imprimir al monitor serie la lectura de latidos por minuto. Para finalizar en la línea 38 se vuelve a negar el valor Detectado para que nuevamente el sistema detecte una nueva onda R y pueda estar actualizando la lectura de la frecuencia cardíaca constantemente. Ahora se presenta una captura del monitor serie donde se puede ver la lectura obtenida:



```
COM10
Onda R detectada. Comienza medición de intervalo R...
Nueva Onda R detectada. Duracion del intervalo RR: 567 ms
Latidos por minuto (LPM): 83
Onda R detectada. Comienza medición de intervalo R...
Nueva Onda R detectada. Duracion del intervalo RR: 558 ms
Latidos por minuto (LPM): 84
Onda R detectada. Comienza medición de intervalo R...
Nueva Onda R detectada. Duracion del intervalo RR: 557 ms
Latidos por minuto (LPM): 84
Onda R detectada. Comienza medición de intervalo R...
Nueva Onda R detectada. Duracion del intervalo RR: 547 ms
Latidos por minuto (LPM): 86
```

Figura 3.19: Lectura de LPM (programa 3.11)

Se tuvo una lectura apropiada de la frecuencia cardíaca del sujeto de prueba, tomando en cuenta que en estado de reposo el corazón de un adulto sano late entre 60 y 100 LPM. En el siguiente capítulo se le dará continuidad a este programa.

3.4. Diseño de interfaz hombre-máquina (HMI)

3.4.1. Interfaz Nextion Básica

Como se mencionó en el planteamiento del problema del capítulo I de esta tesis, una de las características principales de este dispositivo es que cuenta con una pantalla “touchscreen” como HMI (interfaz hombre-máquina) donde se visualizan las señales eléctricas generadas por el corazón del feto (complejo PQRSTU), mediante una matriz de decisión, se seleccionó una pantalla touch Nextion NX8048T050, es un modelo básico que permitió realizar las pruebas de operatividad y comunicación con la tarjeta de desarrollo Uno.



Figura 3.20: Pantalla Nextion NX8048T050[17]

Este tipo de pantallas, a diferencia de los tradicionales displays LCD 16x2 o 20x4, requieren del diseño de las distintas páginas que permiten al usuario interactuar con el dispositivo. En este apartado se mostrarán las distintas páginas diseñadas y su propósito. A su vez, se comunica con otros dispositivos a través de un puerto serie de nivel TTL. El software empleado para la programación de la pantalla es Nextion Editor.

Como primera página se tiene la carátula del desarrollador, casi cualquier equipo de cómputo, telefonía o electrónica presenta el logo o nombre de la empresa que lo desarrolla. Se decidió replicar este tipo de estética en el dispositivo. véase la figura 3.21 en la página siguiente.

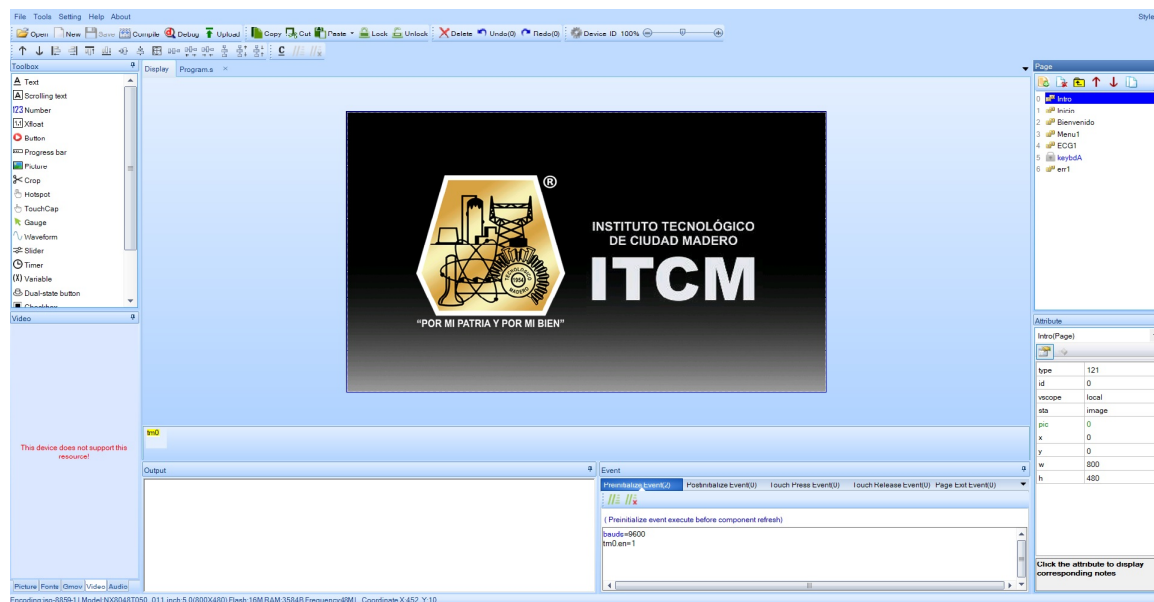


Figura 3.21: Carátula del desarrollador e interfaz Nextion Editor

La segunda página es la de inicio de sesión, debido a la naturaleza del dispositivo se busca evitar el uso inapropiado del mismo por parte de algún usuario no autorizado. El usuario y contraseña se establecen por medio de programación interna de la pantalla, y en caso de ingresar algún dato erróneo se presenta una pantalla de alerta. En la figura 3.22 se muestra la página de inicio de sesión y en la figura 3.23 se muestra la página de alerta.



Figura 3.22: Página de inicio de sesión

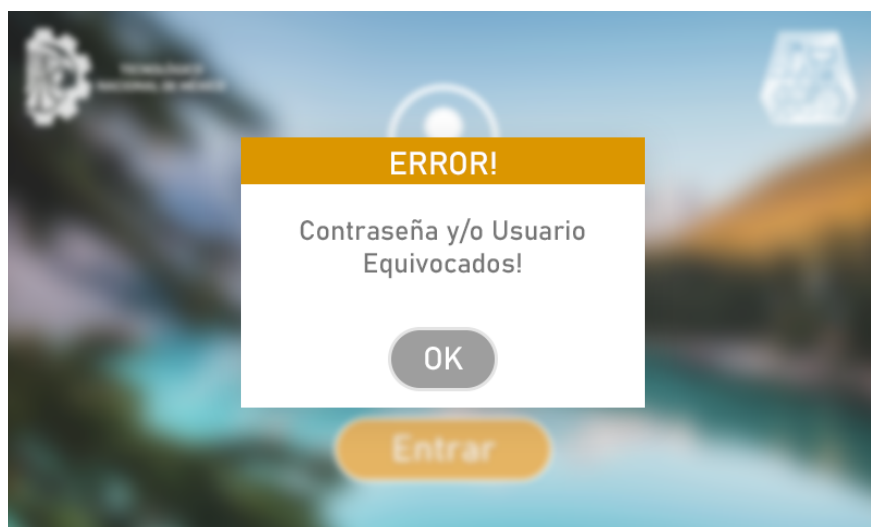


Figura 3.23: Página de error de inicio de sesión.

Una vez que el usuario ingresa el usuario y contraseña correcto ingresa a la pantalla principal del dispositivo, donde podrá monitorear la lectura cardiocardiográfica. En este primer diseño se agregó un componente "Waveform" de tamaño medio el cual es el encargado de mostrar el ECG y dos botones, el primero llamado "iniciar" que comienza la lectura cardiocardiográfica, y el segundo llamado "paro", que detiene la lectura para que el personal médico pueda apreciar la información presentada en pantalla. véase la figura 3.24.

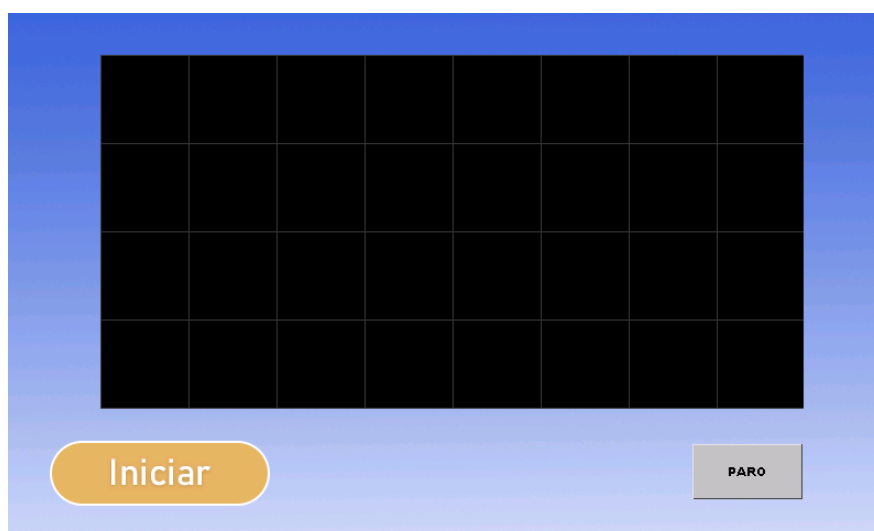


Figura 3.24: Página de monitoreo básica

3.4.2. Interfaz Nextion Inteligente

Más adelante, se reemplazó la pantalla Nextion básica por uno de los modelos más avanzados de la marca Nextion, el modelo NX8048P050-011C, a diferencia de los modelos básicos este tipo de pantallas tienen mayor memoria de almacenamiento, pueden utilizar un mayor “baudrate” y soportan más recursos, es decir, ahora se pueden ingresar videos, animaciones y otros elementos que anteriormente no se podían.



Figura 3.25: Pantalla Nextion NX8048P050-011C[29]

Para este nuevo modelo primero se hicieron modificaciones en la presentación del dispositivo, primero aparece el nombre preliminar del dispositivo “UWAVE” (figura 3.26) y después entra una animación con el nombre del desarrollador. (figura 3.27). véase ambas figuras a continuación.



Figura 3.26: Página del nombre del dispositivo



Figura 3.27: Animación de entrada del desarrollador

El apartado de inicio de sesión se quedó igual. Debido a que este nuevo tipo de pantalla soporta transparencia de objetos se pudo optimizar la página de monitoreo, se decidió inicialmente que el componente “Waveform” abarcaría toda la pantalla y los botones presentarían un efecto de transparencia en las esquinas, véase la figura 3.28.

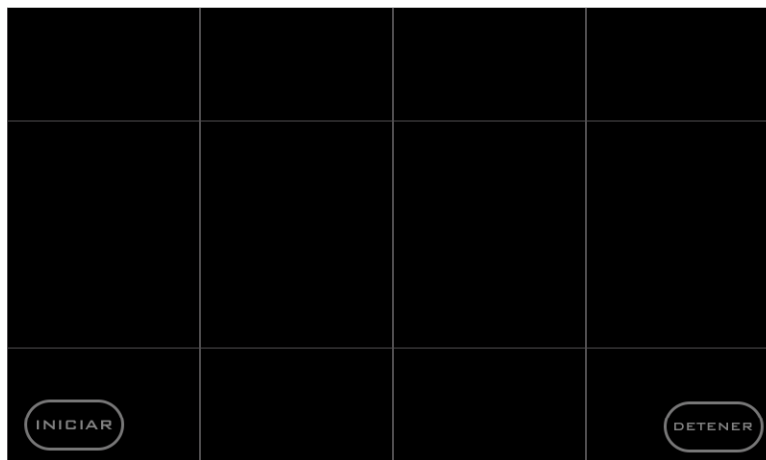


Figura 3.28: Página de monitoreo avanzada - primera versión

Se substituyó el botón de inicio por iniciar y el botón de paro por detener. Avanzando más en la experimentación del dispositivo se concluyó que lo más óptimo no era presentar un solo componente de graficación waveform que abarcara toda la pantalla, debido a que este componente posee una limitante en cuanto a los pixeles que puede graficar, el tamaño máximo útil que puede abarcar es de 255 pixeles de altura, por lo

que se optó por utilizar dos componentes waveform con una altura inferior a 255 píxeles para graficar dos señales independientemente. También se incluyó la lectura en pantalla de los latidos por minuto (LPM) de la mamá en la parte superior de la primera gráfica (F.CARD), véase la figura 3.29.

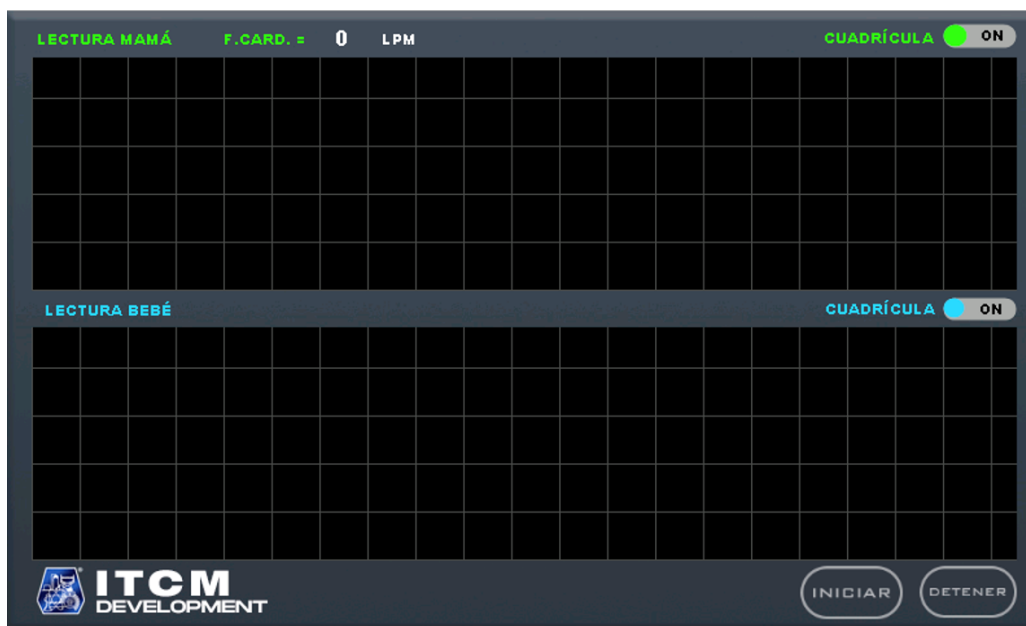


Figura 3.29: Página de monitoreo avanzada - segunda versión

Se tiene una cuadrícula en cada uno de los componentes de graficación, esta cuadrícula esta estandarizada a la medida de los cuadros del papel milimétrico (5mm), esto para facilitar al personal médico la interpretación visual de la señal, se incluyó además un interruptor de cuadrícula para cada uno de los componentes de graficación, esto permite activar o desactivar la cuadrícula en caso de que el personal médico necesite apreciar la señal del ECG de manera más clara.

Capítulo 4

Construcción del dispositivo

En el capítulo anterior se mostró el diseño y experimentación de las etapas clave que integran el dispositivo cardiotocográfico, en este capítulo se presentará el proceso constructivo de los distintos prototipos que tuvieron que realizarse para llegar al dispositivo final, a su vez, se presentarán nuevos programas que intervinieron en el funcionamiento de los prototipos y los resultados obtenidos en cada etapa del proceso.

4.1. Primer Prototipo - ECG Tradicional

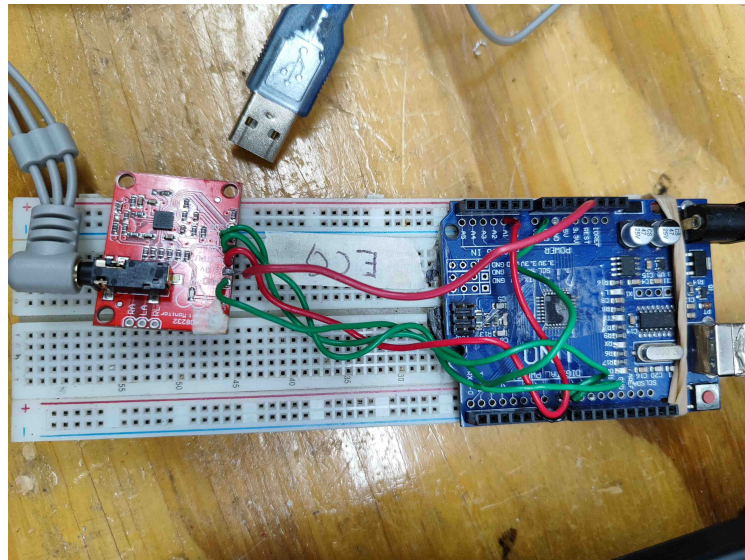


Figura 4.1: Primer Prototipo de ECG

Inicialmente se diseñó y elaboró un circuito electrónico donde se integró una tarjeta de adquisición Ad8232 y una tarjeta de desarrollo Uno, esta última tiene como componente principal un microcontrolador ATMEGA 328. Se realizó la conexión apropiada de las entradas de la tarjeta AD8232 a la tarjeta de desarrollo y se alimentó el prototipo mediante el equipo de cómputo, utilizando el cable USB, véase la figura 4.1. Este prototipo fue el empleado para correr los programas 3.1, 3.9 y 3.11 del capítulo anterior.

Además de las pruebas realizadas en Arduino IDE, se hicieron algunas pruebas con el amplificador de electrocardiograma a través de un osciloscopio. En la figura 4.2 puede verse en el osciloscopio la señal del ECG en el dominio del tiempo (gráfica color amarillo) y en el dominio de la frecuencia mediante la transformada rápida de Fourier (gráfica en color rojo).

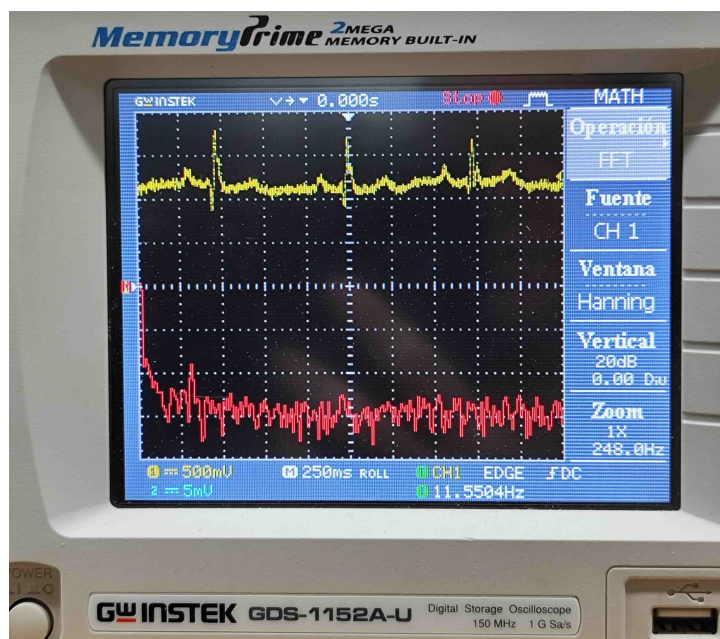


Figura 4.2: Señal de ECG en osciloscopio

Los cinco puertos principales disponibles en la tarjeta de adquisición AD8232 son la alimentación de 3.3 V, Tierra (GND), Output, LO+ y LO- y SDN. Una condición de derivaciones desconectadas (LO/leads Off) se caracteriza por una caída en la señal en una o más derivaciones del ECG, es decir, LO+ y LO- permiten identificar si tenemos adecuadamente conectados los electrodos, que son los encargados de captar la actividad

eléctrica del corazón del paciente. SDN es la entrada de control de apagado. Se puede conducir SDN a nivel bajo para ingresar al modo de apagado por bajo consumo de energía (este puerto quedo inactivo).

4.2. Segundo Prototipo - ECG Portátil

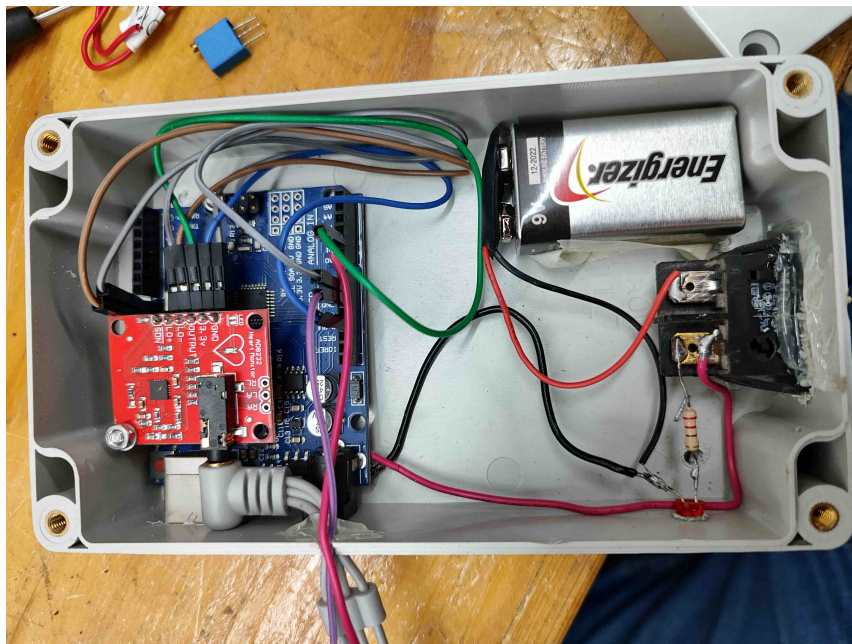


Figura 4.3: Vista superior del segundo prototipo

Una vez que se comprobó que el funcionamiento de la tarjeta de adquisición AD8232 era satisfactorio, se desarrolló un segundo prototipo, que tuvo como objetivo la integración del concepto de portabilidad al dispositivo.

Se empleó una batería de 9 V cuyo polo positivo (cátodo) se conectó a la entrada de un interruptor de uso común, de la salida del interruptor se conectó a la alimentación del microcontrolador ATMEGA, nótese que se tiene el ánodo (+) de un led conectado a la salida del interruptor a través de una resistencia de 220 ohms mientras que el cátodo (-) se conecta a la entrada de la alimentación del microcontrolador en cuestión. El polo negativo de la batería se conecta al cátodo del led. El led cumple la función de indicar si el dispositivo está encendido o apagado. En cuanto a las conexiones del microcontrolador, la terminal de output se conectó al pin analógico A1 (puede sustituirse por el

pin analógico que se desee), los pines LO+ y LO- se conectaron a las entradas digitales 8 y 9 respectivamente, por último, se conectó la terminal de 3.3 V de la tarjeta de adquisición Ad8232 a la terminal de 3.3 V del microcontrolador y el GND de la tarjeta al GND del microcontrolador, véase figura 4.3.

A continuación, se realizaron las pruebas de funcionamiento pertinentes empleando nuevamente el osciloscopio, véase las figuras 4.4 y 4.5.



Figura 4.4: Lectura de ECG con el segundo prototipo

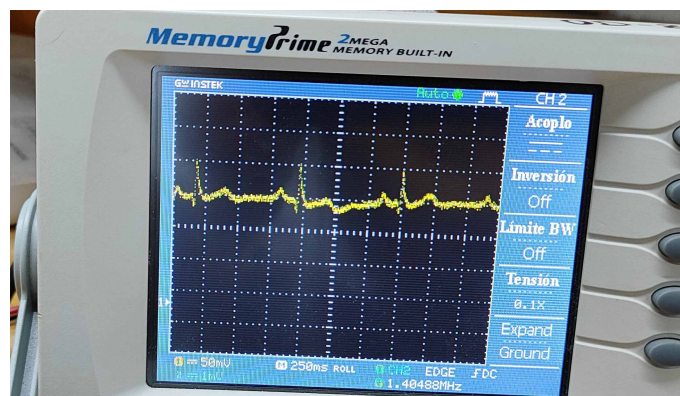


Figura 4.5: Lectura de ECG con el segundo prototipo (osciloscopio)

Con estas pruebas se procedió a realizar el siguiente prototipo.

4.3. Tercer Prototipo - Comunicación con pantalla HMI

El tercer prototipo tuvo como propósito enlazar la tarjeta de desarrollo Uno a la interfaz HMI que permite al personal médico realizar el monitoreo de la actividad cardíaca, se utilizó la pantalla Nextion básica NX8048T050.

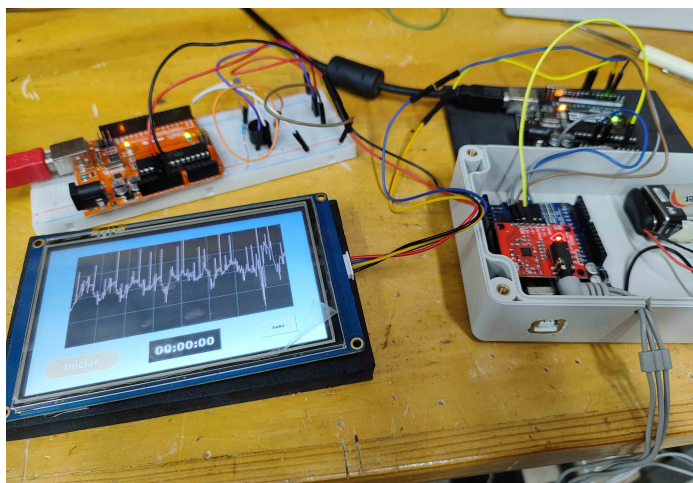


Figura 4.6: Tercer prototipo

La prueba realizada en este prototipo consistió en la visualización del ECG en la pantalla Nextion, la tarjeta de desarrollo Uno se encarga de transmitir a la pantalla los datos recibidos en el pin analógico desde el output de la tarjeta AD8232. Como se trató de una prueba rápida se emplearon dos tarjetas de desarrollo, una que proporcionaba únicamente la alimentación a la pantalla y otra encargada de la alimentación de la tarjeta de adquisición y del envío de datos a la pantalla. Este prototipo permitió iniciar y pausar la lectura de los datos enviados, aunque aún no estaba diseñada ni implementada la etapa de filtrado y digitalización, de ahí que en la figura 4.6 puede observarse la enorme cantidad de ruido y distorsión que presenta la señal del ECG.

Se intentó emplear un método de medición en tiempo real pero no se obtuvo una visualización correcta de la señal, el complejo presentaba deformaciones y se encontraba muy pegado un complejo PQRSU del otro.

4.4. Cuarto Prototipo - ECG Doble

Tras estos resultados, se decidió poner en pausa la interfaz gráfica y se redirigieron los esfuerzos a construir un nuevo prototipo que empleara dos tarjetas de adquisición para la captación de dos señales cardíacas y que se pudieran ver ambas simultáneamente en el serial plotter del Arduino IDE. En la siguiente imagen se muestra el prototipo construido.

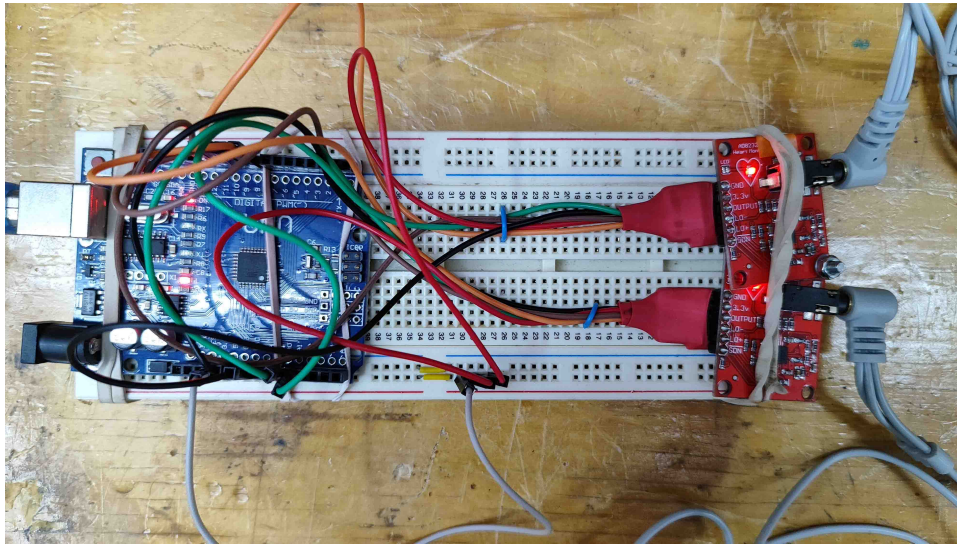


Figura 4.7: Vista superior del cuarto prototipo

Ahora se presenta el programa elaborado en Arduino IDE para la operación de este prototipo.

```
1 int var2 = 0;
2 int var3 = 0;
3
4 void setup() {
5   // Inicializar la comunicación en serie:
6   Serial.begin(9600);
7   Serial.println("MAMA,BEBE");//etiquetas de las señales que se generan
8
9   pinMode(10, INPUT); // Configuración para la detección LO +   // =A0 mama
10  pinMode(11, INPUT); // Configuración para la detección LO -// =A0  mama
11  pinMode(8, INPUT); // Configuración para la detección LO +/- =A1  bebe
```

```

12  pinMode(9, INPUT); // Configuración para la detección LO -/=A1  bebe
13  }
14  void loop() {
15    if ((digitalRead(10) == 1)|| (digitalRead(11) == 1)){
16
17      Serial.println('!');
18    }
19    else {
20      Serial.print(analogRead(A0)); // Imprimir la lectura del puerto A0
21      Serial.print(",");
22      var2=analogRead(A1);
23      var3=var2-400;
24      Serial.println(var3);
25    }
26    delay(1); // Espere un poco para evitar que los datos en serie se saturen
27  }

```

Programa 4.1: Lectura de ECG Doble

Se muestra a continuación la gráfica obtenida con el programa 4.1.



Figura 4.8: Lectura de ECG doble - cuarto prototipo

Se puede observar en la figura 4.8 que las formas de onda visualizadas son las captadas por las dos tarjetas de adquisición, puesto que presentan la forma característica del complejo PQRS, a la vez que presentan ligeras diferencias una de la otra, comprobando que la información no se encuentra duplicada, sino que es información real captada en tiempo real de dos sujetos de prueba distintos.

4.5. Quinto prototipo - ECG filtrado en pantalla Nextion

Una vez realizado el ECG doble y el programa de latidos por minutos (programa 3.11) se retomó la comunicación entre la tarjeta de desarrollo Uno y la pantalla Nextion, en esta ocasión se optó por registrar la lectura de la tarjeta de adquisición AD8232 en un array o arreglo, es decir, ya no se mandó a imprimir en la pantalla la lectura en tiempo real sino que se guardó primero en el array y posteriormente se aplicó un método *piecewise* o por partes para separar la información antes de enviarla a la pantalla. Haciendo un recordatorio, la información que se había enviado a la pantalla anteriormente aparecía sumamente amontonada.

Un método *piecewise* se pudiera describir de forma simbólica como una hogaza de pan con una longitud x , la cual se divide en n partes obteniendo $n + 1$ número de rebanadas. Si se agregan n ingredientes (n valores) entre una rebanada de pan y la siguiente (un valor y el valor consecutivo), la longitud de la hogaza de pan (la señal) irá incrementando de forma gradual. Este principio es el que se buscó aplicar a los datos transmitidos a la pantalla Nextion.

En la figura 4.9 que se muestra a continuación se presenta la señal captada por el prototipo con dos tarjetas de adquisición, aplicando un método *piecewise* rudimentario, es decir, no se aplicó una fórmula, sino que se mandó a imprimir 4 veces seguidas en pantalla cada dato transmitido de la tarjeta AD8232 a la tarjeta de desarrollo. Se desactivó una de las tarjetas para hacer la prueba.

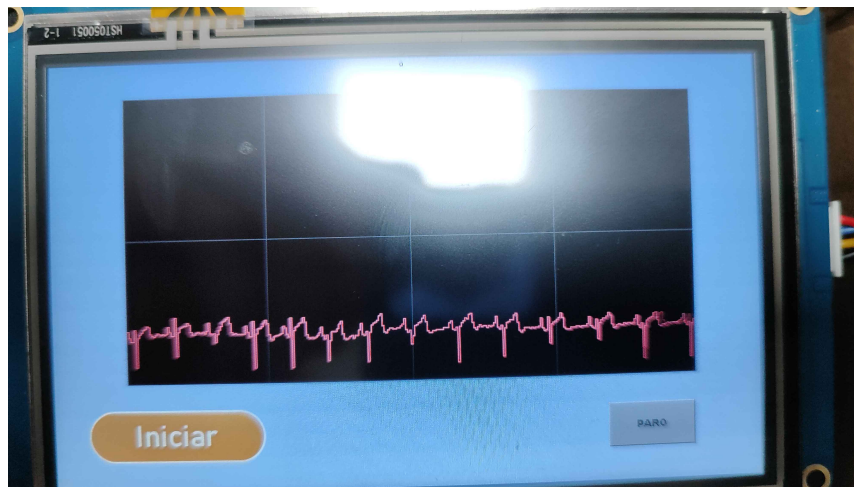


Figura 4.9: ECG con método piecewise rudimentario

Se puede apreciar que, aunque no es la forma de onda deseada, la señal tiene un ligero parecido al complejo PQRSTU, también se puede observar que la forma de onda ya presenta una mayor separación entre dato y dato.

Ahora bien, después de esta prueba se continuó a desarrollar un método piecewise apropiado, se muestra a continuación el programa en Matlab.

```

1  clc
2  clear all
3  close all
4  load v1_nuevo
5  y=v1(1:1000);
6  t=0:0.004:(length(y)-1)*0.004;
7  n=input('numero de intervalos entre muestras (medidas)
           consecutivas = ');
8  yy(1)=y(1);
9  td(1)=t(1);
10 for i=1:length(y)-1
11  y1=y(i);
12  y2=y(i+1);

```

```

13 for x=1:n
14 yy(x+1+n*(i-1))=y1+(y2-y1)*x/n ;
15 td(x+1+n*(i-1))=td(x+n*(i-1))+0.004/n;
16 td(x+1+n*(i-1))
17 pause
18 end
19 end
20 plot(t, y, 'LineWidth',1)
21 axis([0 td(750) -15 10])
22 grid
23 ax = gca;ax.GridAlpha = 0.4;
24 title(['Se generan ',num2str(n), ' intervalos entre muestras
        (medidas) consecutivas'])
25 hold on
26 plot(td(1:750),yy(1:750),'*')
27 legend('muestras (medidas)','muestras con generacion numerica
        por aprox lineal')

```

Programa 4.2: Método piecewise en Matlab

En la línea 4 del programa 4.2 se carga la nueva muestra de la señal con la que se va a trabajar, en la línea 5 se renombra el vector de muestras y se toma en cuenta solo un paquete de 1000 muestras, en la siguiente línea se introduce el vector de tiempo, una vez que se pasa a Arduino este vector ya no es necesario. La línea 7 es muy importante, aquí se introduce el número de intervalos deseados entre muestras consecutivas, esto quiere decir que, en caso de ingresar el valor de 1, entonces solo se tienen los dos puntos originales de la señal, si se ingresa el número 2, entonces se tiene un punto entre cada par de muestras consecutivas. Conforme se incrementa el número n , se obtienen $n+1$ número de muestras, incluyendo las dos muestras originales.

Posteriormente, en la línea 8 se iguala y a yy , esto para poder operar la ecuación característica del método piecewise en el ciclo for que aparece más adelante, igualmente se hace con el tiempo t en la línea 9. En la línea 10 comienza la parte más importante del programa, el ciclo for repetirá el bucle el número de veces que indique el vector y , restándole 1. Este -1 es necesario ya que de no estar indicado generaría un problema con el método piecewise, esto porque cada vez que el programa hace un ciclo siempre toma un par de muestras consecutivas. Por ejemplo, la primera iteración toma el valor en la posición 1 y la posición 2, en el segundo ciclo toma el valor en la posición 2 y la posición 3 y continúa de esta manera, el -1 permite que, al llegar a la posición 999 y, por lo tanto, tome la muestra en la posición 1000 también, ya no realiza un ciclo más que tome la posición 1000 y la posición 1001, ya que esta última no existe en el vector.

En la línea 11 se asigna a $y1$ la primera muestra y en $y2$ la muestra consecutiva, En la línea 13 comienza un segundo ciclo for, donde se calculan los puntos intermedios entre muestras consecutivas. En la línea 14 se introduce la ecuación del método piecewise empleado y en la línea 15 se introduce la ecuación del tiempo td .

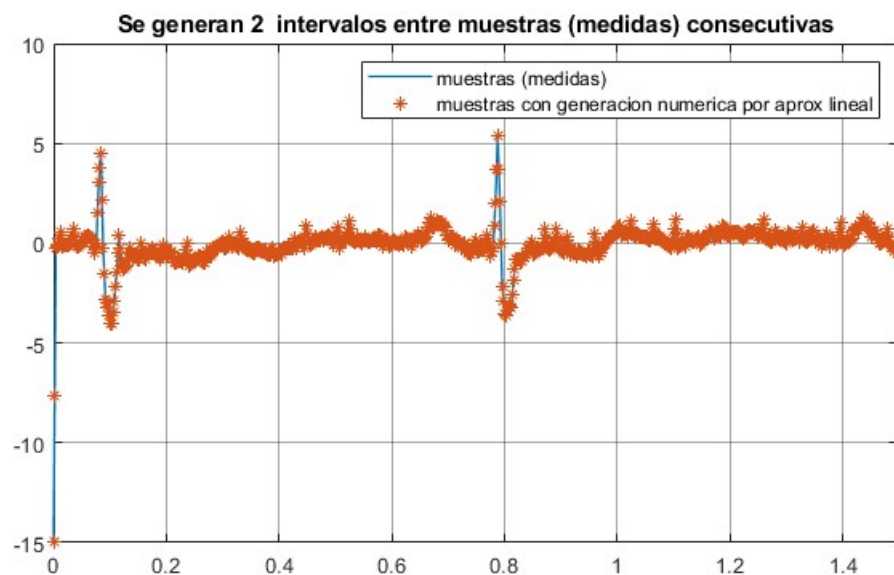


Figura 4.10: Señal original y método piecewise

Una vez saliendo de los ciclos for, en la línea 20 se grafica la señal original y en la línea 26 se grafica el método piecewise en acción. Se presenta la gráfica obtenida en la figura 4.10, en azul aparece la señal original y los puntos naranjas representan la acción del método piecewise. Para esta demostración solo se trabajó con dos intervalos.

Con los resultados obtenidos en el programa anterior, se continuó a desarrollar un programa en Arduino IDE para la presentación de la señal del ECG en la pantalla Nextion, incluyendo el efecto del método piecewise y la acción del filtro pasa-bajas de segundo orden con frecuencia de corte a 20 Hz. Se muestra a continuación el programa elaborado.

```
1 #include "Nextion.h"
2 SoftwareSerial HMISerial(3,4);
3
4 NexWaveform s0 = NexWaveform(4, 1, "s0");
5 NexButton marcha = NexButton(4, 2, "marcha");
6 NexButton paro = NexButton(4, 3, "paro");
7
8 int sensorECG = A0;
9 int lecturaOrig= 0;
10 boolean flag = false;
11 boolean on = false;
12 float x1k = 0;
13 float x1k2 = 0;
14 float x2k = 0;
15 float x2k2 = 0;
16 int n= 1;
17 int yy= 0;
18 int ArrayLec1[250];
19 int y1= 0;
20 int y2= 0;
21
22
23 Nextouch *nex_listen_list[] =
```

```

24 {
25     &marcha,
26     &paro,
27     NULL
28 };
29
30 void arranque(void *ptr) {
31     Serial.println("Se activo el boton arranque");
32     flag=true;
33 }
34
35 void parada(void *ptr) {
36     Serial.println("Se activo el boton paro");
37     flag=false;
38 }
39
40 void setup() {
41
42     // Inicializar la comunicación en serie:
43
44     Serial.begin(9600);
45     pinMode(8,INPUT); // detección LO +
46     pinMode(9,INPUT); // detección LO -
47
48     nexInit();
49
50     marcha.attachPop(arranque);
51     paro.attachPop(parada);
52     dbSerialPrintln("salimos del setup. Todo ok");
53
54 }
55
56 void loop() {
57
58     nexLoop(nex_listen_list);
59

```

```

60
61 if (flag) {
62
63     for(int i = 0; i<=249; i++){
64
65         lecturaOrig = analogRead(sensorECG);
66         x1k2 = 0.0975*x1k-0.1656*x2k+0.1656*lecturaOrig;
67         x2k2 = 0.2615*x1k+0.9297*x2k+0.0703*lecturaOrig;
68         ArrayLec1[i] = x2k2; //Dato tras pasar por el filtro
69         x1k=x1k2;
70         x2k=x2k2;
71
72         delay(4);
73     }
74
75     for(int i = 0; i<249; i++){
76
77         y1=ArrayLec1[i];
78         y2=ArrayLec1[i+1];
79         int valorGrafica1=map(y1, 250, 400, 0, 255);
80         s0.addValue(0, valorGrafica1); // Se manda a la pantalla la primera
            muestra y1
81
82         for(int x = 1; x<=n; x++){
83
84             // n es el número de muestras que se agregaran entre cada par de
            muestras consecutivas
85             // Esto se esta realizando para expandir la forma de onda en la
            pantalla Nextion
86
87             yy=y1+(y2-y1)*x/n ;
88             imprimeTiempoNextion(); // En esta rutina se manda a la pantalla los
            valores de los datos intermedios del intervalo
89         }
90
91         int valorGrafica2=map(y2, 250, 400, 0, 255); // Una vez enviados los

```

```

    puntos intermedios a la pantalla , se manda la segunda muestra
    consecutiva y2 a la pantalla
92     s0.addValue(0, valorGrafica2);
93 }
94
95
96 if ((digitalRead(8) == 1) || (digitalRead(9) == 1))
97 {
98     Serial.println(',');
99 }
100 else {
101     // Imprimir la lectura del puerto A1
102     Serial.println(y1);
103     Serial.println(yy);
104     Serial.println(y2);
105     }
106     delay(1);
107 }
108 }
109
110 void imprimeTiempoNextion() {
111
112     int valorGrafica1=map(yy, 250, 400, 0, 255);
113     s0.addValue(0, valorGrafica1);
114
115 }

```

Programa 4.3: ECG con método piecewise y filtro pasa-bajas a 20 Hz (Pantalla Nextion)

Se diseñó el programa 4.3 para que permitiese graficar en la pantalla un periodo del corazón, omitiendo un segundo periodo y graficando un tercero, se podría decir que este programa grafica un número impar de periodos del corazón (un periodo si y uno no). El comportamiento de este programa puede verse en la figura 4.11, que se presenta en la siguiente página.

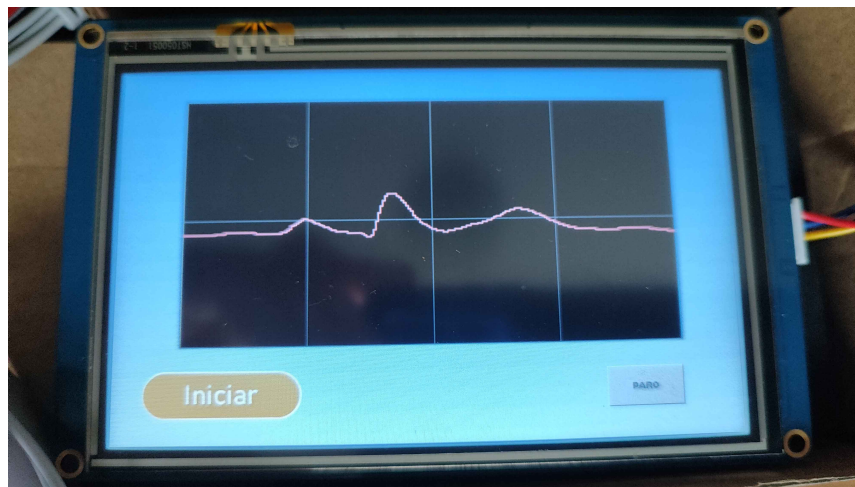


Figura 4.11: ECG con método piecewise apropiado

Se puede apreciar que ya se tiene el comportamiento del complejo PQRST en pantalla, pero la onda aparece muy alargada, por lo que se optó por remover el método piecewise del programa 4.3 y dejar solo el método del array, que es donde se guarda la información del ECG y posteriormente se envía a la pantalla. A continuación, se muestra el efecto del programa sin el método piecewise.

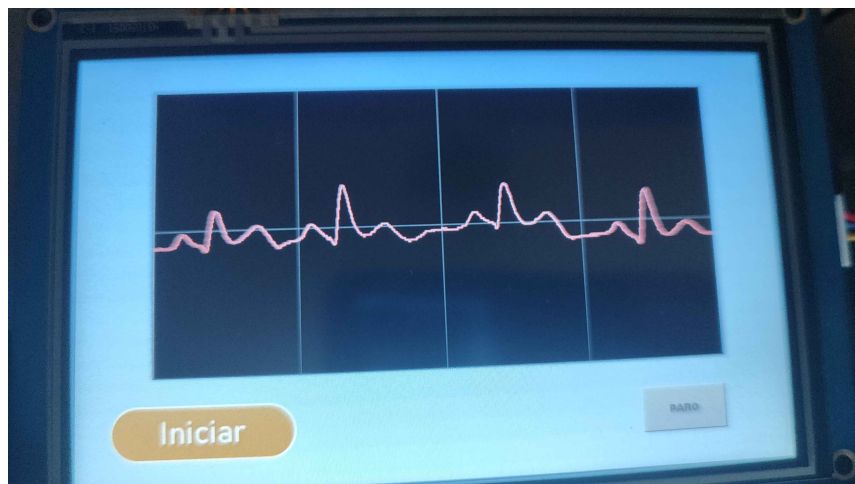


Figura 4.12: ECG con método del array

Se puede observar que se ha logrado visualizar el complejo PQRST en la pantalla Nex-tion exitosamente.

4.6. Sexto prototipo - Corrección de ECG filtrado

El primer paso para mejorar el prototipo anterior fue modificar la frecuencia de corte del filtro pasabajas de segundo orden, pasando de 20 Hz a 35 Hz. Si se observa la figura 4.12, es notorio que, aunque la forma de onda ya presenta el comportamiento del complejo PQRST, los picos característicos se encuentran reducidos, esto quiere decir que el filtro pasa-bajas a 20 Hz está eliminando demasiada información de la señal, por ello se sustituyeron las ecuaciones del filtro por las ecuaciones 3.9 y 3.10. También se consideró pertinente actualizar el modelo de pantalla Nextion básica por el modelo inteligente, en la siguiente figura se ve la pantalla Nextion inteligente mostrando la nueva forma de onda corregida.



Figura 4.13: ECG con filtro pasa-bajas a 35 Hz (Nextion)

El siguiente paso una vez visualizada apropiadamente la señal del ECG es corregir el “empate” del método piecewise. Si bien en la imagen anterior se aprecia un comportamiento apropiado en la señal, esta no es periódica, puesto que se envía la información a la pantalla “por paquetes”, es decir, primero se envía un periodo y una vez que se ha mandado a imprimir a la pantalla, se manda otro periodo. El problema es que el microcontrolador no tiene forma de saber qué parte del complejo PQRST está siendo enviado a la pantalla en el momento en que vuelve a leer y registrar en el array la señal captada por la tarjeta de adquisición. Esto se resolvió por medio de la aplicación de un

delay de 450 milisegundos; una vez que detecta una onda R, este delay permite que siempre se envíe a la pantalla un complejo PQRST completo.

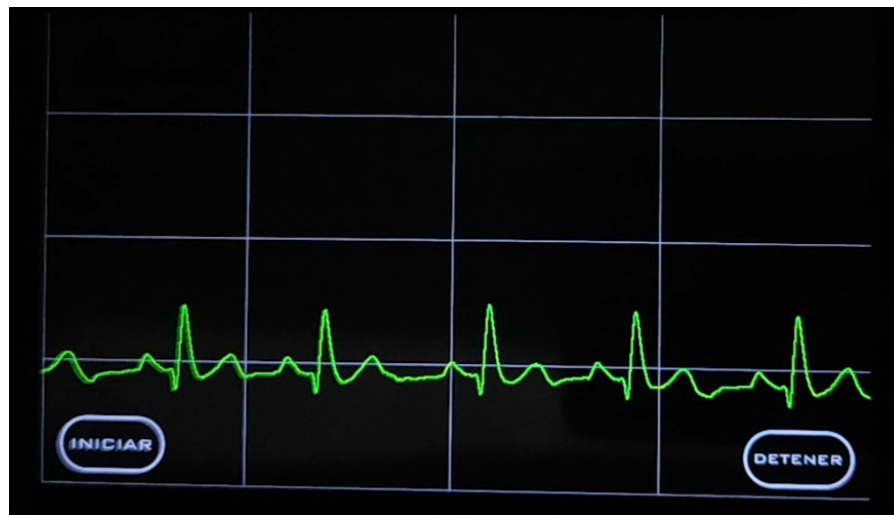


Figura 4.14: ECG con filtro pasa-bajas a 35 Hz corregido (Nextion)

La señal presentada en la figura 4.14 tiene una forma excelente, muy cercana a la imagen “ideal” del complejo PQRST. Se muestra a continuación el código en Arduino IDE empleado para obtener esta forma de onda.

```
1 #include "Nextion.h"
2 SoftwareSerial HMISerial(3,4);
3
4 NexWaveform s0 = NexWaveform(4, 1, "s0");
5 NexButton iniciar = NexButton(4, 4, "iniciar");
6 NexButton detener = NexButton(4, 5, "detener");
7 int sensorECG = A0;
8 int lecturaOrig= 0;
9 boolean flag = false;
10 boolean on = false;
11 float x1k = 0;
12 float x1k2 = 0;
13 float x2k = 0;
14 float x2k2 = 0;
15 int n= 1;
```

```

16 int yy= 0;
17 int ArrayLec1[150];
18 int y1= 0;
19 int y2= 0;
20
21 NexTouch *nex_listen_list[] =    // Aqui se registran los eventos que se
    van a escuchar desde la pantalla.
22 {
23     &iniciar ,
24     &detener ,
25     NULL
26 };
27
28 void inicio(void *ptr) {
29     Serial.println("Se activo el boton iniciar");
30     flag=true;
31 }
32
33 void congelar(void *ptr) {
34     Serial.println("Se activo el boton detener");
35     flag=false;
36 }
37
38 void setup(){
39     // comienza la comunicaci3n en serie:
40
41     Serial.begin(9600);
42     pinMode(8,INPUT); // Configuraci3n para la detecci3n LO +
43     pinMode(9,INPUT); // Configuraci3n para la detecci3n LO -
44
45     nexInit();
46     iniciar.attachPop(inicio);
47     detener.attachPop(congelar);
48     dbSerialPrintln("Salida del setup.");
49 }
50

```

```

51 void loop() {
52
53   nexLoop(nex_listen_list);
54
55   if (flag) {
56
57     int lecturaArranque = analogRead(sensorECG);
58
59     if (lecturaArranque >= 410){
60
61       delay (450);
62
63       for(int i = 0; i<=149; i++){
64
65         lecturaOrig = analogRead(sensorECG); // lectura del puerto A0
66         x1k2 = -0.0207*x1k-0.0988*x2k+0.0988*lecturaOrig; // primera ecuacion
67         , entrada del filtro a 35 Hz (lecturaOrig)
68         x2k2 = 0.4777*x1k+0.8482*x2k+0.1513*lecturaOrig; // Segunda ecuacion ,
69         Salida del filtro (x2k2)
70         ArrayLec1[i] = x2k2;
71         x1k=x1k2;
72         x2k=x2k2;
73         delay (4);
74       }
75
76       for(int i = 0; i<=149; i++){
77         y1=ArrayLec1[i];
78         imprimeTiempoNextion();
79       }
80
81       if((digitalRead(8) == 1)|| (digitalRead(9) == 1))
82       {
83         Serial.println(',');
84       }
85       else{
86         Serial.println(y1);
87       }
88     }
89   }
90 }

```

```

85         }
86         //Evitar saturación de datos
87         delay(1);
88     }
89
90 }
91
92 void imprimeTiempoNextion() {
93
94     int valorGrafica1=map(y1, 250, 500, 0, 255);
95     s0.addValue(0, valorGrafica1);
96 }

```

Programa 4.4: ECG corregido con filtro pasa-bajas a 35 Hz en pantalla Nextion

El programa 4.4 comienza con la declaración de la librería oficial de Nextion (línea 1), que permite a la tarjeta de desarrollo Uno enviar órdenes y recibir información de la pantalla Nextion. En la línea 2 se utiliza la instrucción `SoftwareSerial` para establecer los puertos que permiten la comunicación con la pantalla, en este caso se seleccionaron los puertos digitales 3 y 4.

Después se declaran los componentes de la pantalla Nextion con los que se va a trabajar, primeramente, en la línea 4 se declara el componente `Waveform` que es donde se presenta la forma de onda del ECG, después en la línea 5 se declara el botón iniciar cuya función es dar inicio a la lectura de la información filtrada y procesada proveniente del puerto analógico y transmitir la información a la pantalla, en la línea 6 se declara el botón detener el cual detiene la lectura del puerto analógico. Entre las líneas 7 y 19 se declaran algunas variables que serán de utilidad más adelante en el programa.

Entre la línea 21 y 26 se hace el registro de los eventos que serán escuchados desde la pantalla, es decir, aquellos eventos que el usuario será capaz de controlar mediante su interacción con la interfaz HMI. Entre las líneas 28 y 31 se declaran las acciones que ocurrirán al presionarse el botón iniciar, mientras que entre las líneas 33 y 36 se decla-

ran las acciones que ocurrirán al presionarse el botón detener.

Después se tiene en la línea 38 el setup, donde se inicializa la comunicación en serie, posteriormente se declaran los pines LO+ y LO-, luego se inicializa la pantalla Nextion en la línea 45. Continuando con las líneas 46 y 47, se vinculan las subrutinas inicio y congelar con los botones iniciar y detener respectivamente. Para finalizar el setup se manda un mensaje de salida del setup al monitor serie.

En la línea 51 comienza el loop, donde primero se indica en la línea 53 que se debe tomar en cuenta los elementos de la pantalla Nextion declarados entre las líneas 21 y 26. Posteriormente comienza un if en la línea 55, el cual básicamente indica que al presionarse el botón de inicio comenzará todo el proceso, luego se tiene la lectura de la tarjeta de adquisición AD8232 en la línea 57. Empieza en la línea 59 un segundo if, el cual tiene como propósito establecer el valor que será tomado como el comienzo de la onda R, una vez que detecta un valor mayor o igual, la tarjeta de desarrollo realizará un delay de 450 ms (línea 61).

Posteriormente comienza un ciclo for en la línea 63 encargado de realizar la lectura analógico de la tarjeta de AD8232, filtrar los datos y enviarlos a un array de 150 espacios. Una vez terminado este ciclo for comienza un segundo ciclo for encargado de imprimir los datos registrados en el array en la pantalla Nextion (línea 74). Más adelante entre las líneas 79 y 87 se tiene un if encargado de enviar el estatus de conexión de los electrodos al monitor serie de Arduino IDE. Para finalizar entre las líneas 92 y 96 se tiene la subrutina encargada de mapear e imprimir los datos filtrados y procesados del ECG a la pantalla Nextion.

4.7. Primera presentación del prototipo a especialistas en salud

Una vez finalizado el prototipo anterior, se presentaron los avances a especialistas en Salud de la facultad de medicina de la Universidad Autónoma de Tamaulipas (UAT) campus Tampico. Se planteó un resumen de los avances anteriormente mencionados en esta tesis, a la vez que pudieron observar el prototipo funcional.



Figura 4.15: Preparación de prototipo previo a presentación

Al haber analizado los resultados experimentales y apreciar la forma de onda en la pantalla HMI los especialistas de la facultad de medicina dieron el visto bueno al prototipo y dieron algunas propuestas para los siguientes avances.



Figura 4.16: Primera presentación del prototipo (UAT)

4.8. Construcción de alimentación portátil

Uno de los aspectos clave de esta propuesta de desarrollo tecnológico es la portabilidad del dispositivo, lo cual incluye tener una alimentación que no requiera de estar conectada a la red eléctrica para funcionar apropiadamente. Previo a la construcción del prototipo experimental, se realizó un esquemático en el software KiCad EDA, que sirvió tanto como referencia para la experimentación como la base para la impresión del PCB (Printed Circuit Board), una vez comprobado el funcionamiento del prototipo. En la figura 4.17 se presenta el esquemático desarrollado.

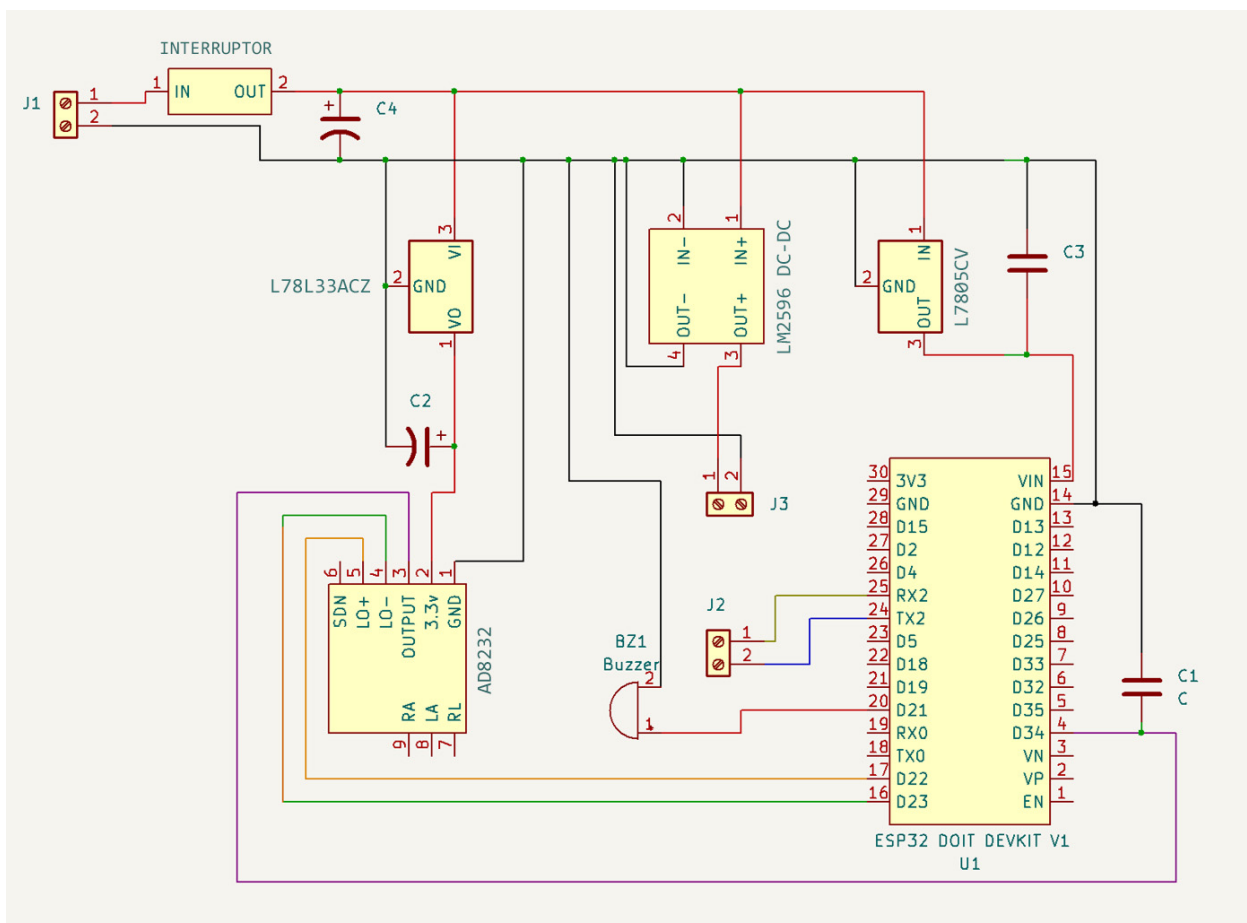


Figura 4.17: Esquemático de circuito de alimentación

Algo bastante evidente es el cambio de la tarjeta de desarrollo, se realizó un cambio de la tarjeta de desarrollo UNO a una tarjeta ESP32, la cual tiene mayor velocidad de ejecución de las instrucciones, memoria flash de mayor capacidad y más opciones de conectividad como WiFi y bluetooth.

La alimentación consiste de una batería portátil recargable de 12 V DC, seguido de un interruptor, filtros capacitivos y tres reguladores de voltaje, cada uno alimentando una parte diferente del circuito. En un principio se tuvo un regulador 7805 para reducir los 12V de la batería a 5V para la alimentación de la tarjeta de desarrollo, se utilizó un regulador 7805CV para proporcionar 5 V y una corriente de consumo máxima de 1 amper para la pantalla Nextion y para alimentar la tarjeta AD8232 se utilizó un convertidor LM1117. A continuación, se muestra en la figura 4.18 el primer prototipo de alimentación portátil elaborado en protoboard.

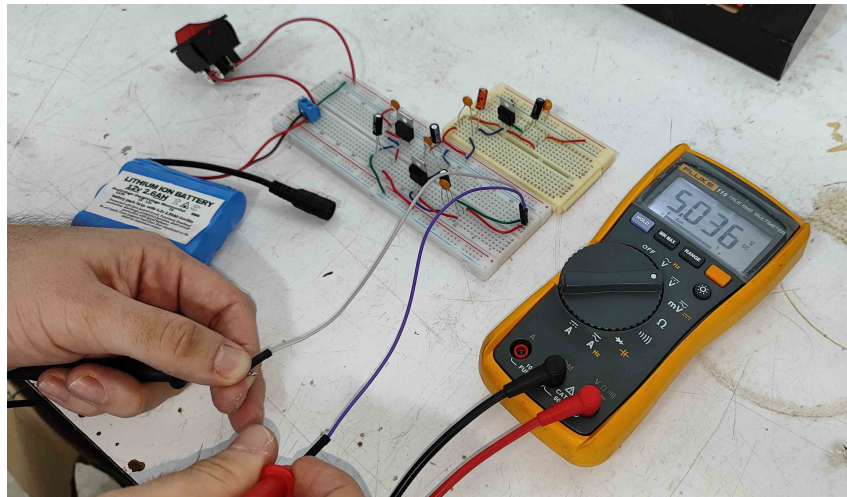


Figura 4.18: Prueba de funcionamiento de circuito de alimentación

Se realizaron mediciones de las lecturas de voltaje en las salidas de los reguladores sin carga, usando el multímetro para verificar que se estuviera obteniendo el voltaje correcto, lo cual fue el caso para este primer prototipo; sin embargo, una vez instaladas las cargas ocurrió algo curioso, la pantalla Nextion comenzó a comportarse de forma inestable. Por ello se optó por reducir las distancias entre componentes y se usó una sola línea de tierra para evitar caídas de voltaje. Se cambió también el regulador 7805 responsable de la alimentación del ESP32 y el regulador 7805CV responsable de la alimentación de la pantalla por un convertidor Step-Down debido al excesivo aumento de temperatura en el regulador 7805CV. Una vez realizadas estas modificaciones se realizaron nuevamente las pruebas con carga y el comportamiento de todos los dispositivos conectados al circuito fue satisfactorio. En la figura 4.19 se puede apreciar que,

con el nuevo circuito de alimentación modificado, la pantalla se encuentra encendida establemente.

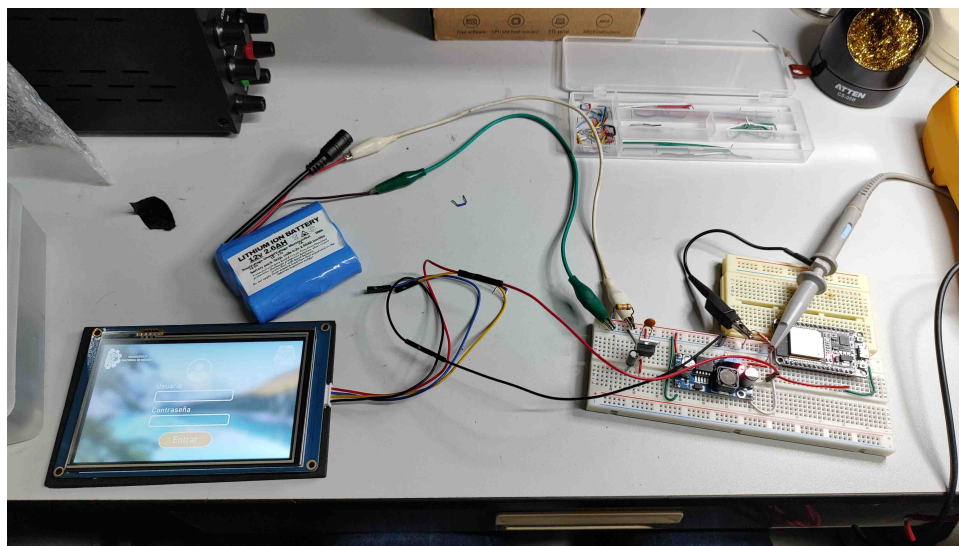


Figura 4.19: Circuito de alimentación - segunda versión

Más adelante se decidió dejar el convertidor Step-Down para alimentar únicamente la pantalla y un regulador 7805CV para alimentar el ESP32. Este circuito es el que se presenta en la figura 4.17 como esquemático. En la figura 4.20 se puede observar el circuito construido.

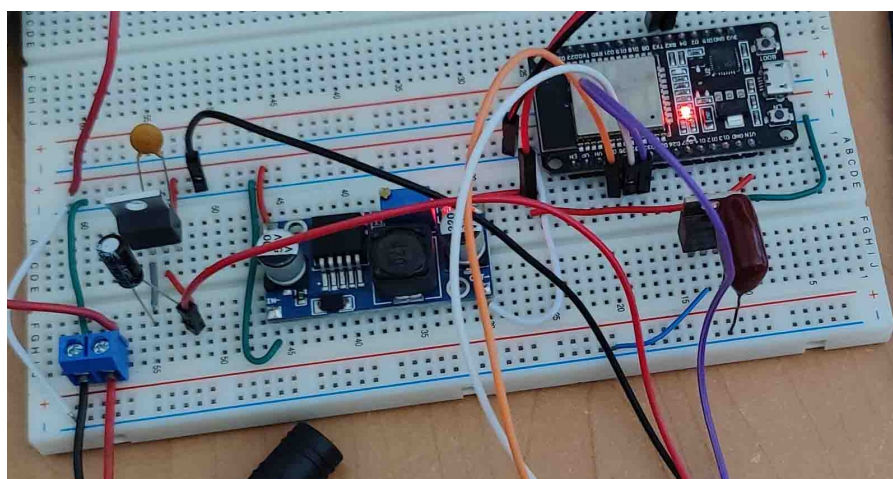


Figura 4.20: Circuito de alimentación - tercera versión

4.9. Elaboración de PCB

Una vez comprobada la correcta alimentación de todas las cargas conectadas al circuito de alimentación, se procedió a realizar el primer diseño del PCB. Se muestra en la figura 4.21 el entorno del editor de placa de KiCad EDA, que presenta la vista 2D del PCB finalizado.

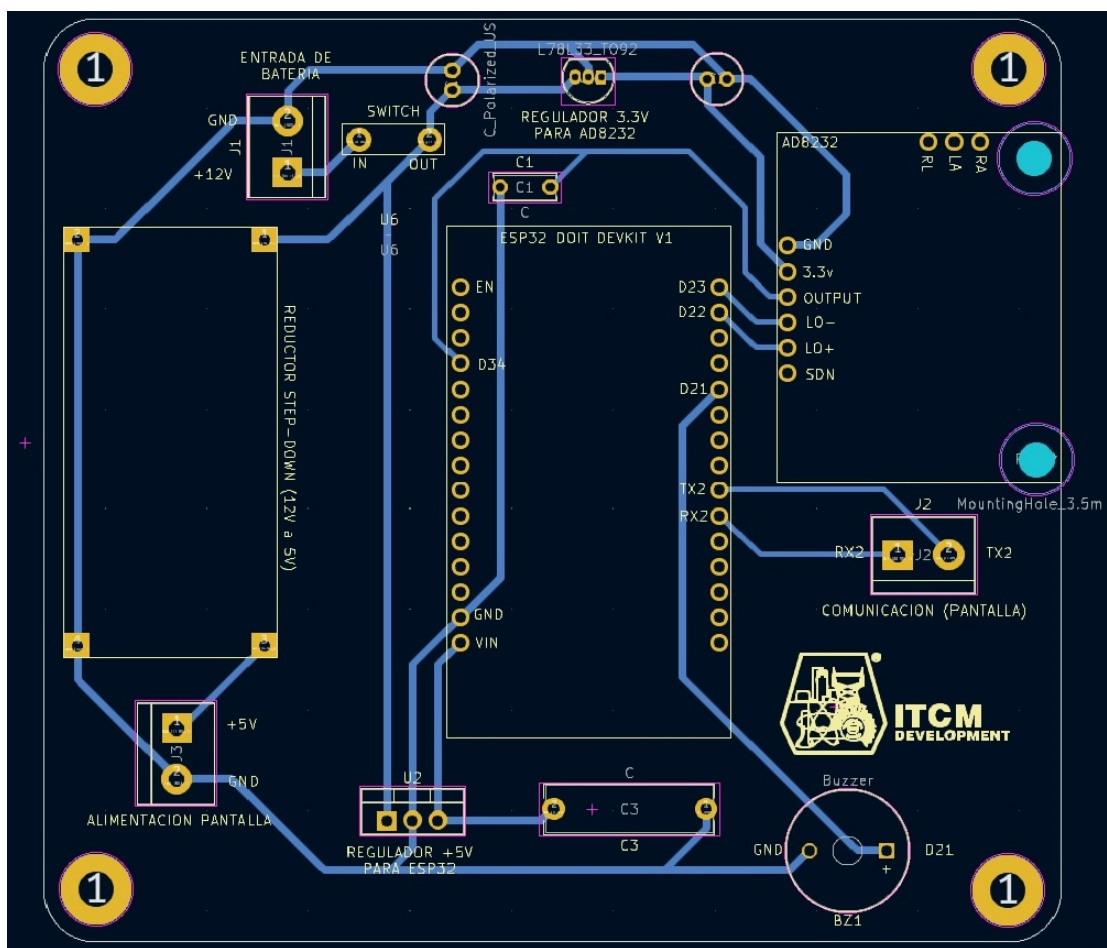


Figura 4.21: PCB - primera versión

Parte del reto de este diseño fue el acomodo de los componentes debido a la necesidad de portabilidad, como se ha indicado anteriormente, el dispositivo debe ser lo más compacto posible. Para esta propuesta se dejó el regulador 7805CV sin disipador térmico, puesto que el aumento de temperatura que este experimenta es bastante decente. Otra de las amenidades que presenta este software de diseño es la vista 3D, que favoreció la apreciación del PCB final previo a su impresión, en la figura 4.22 puede

apreciarse más claramente la placa diseñada, esto incluye la previsualización de los componentes principales que se soldarían más adelante.

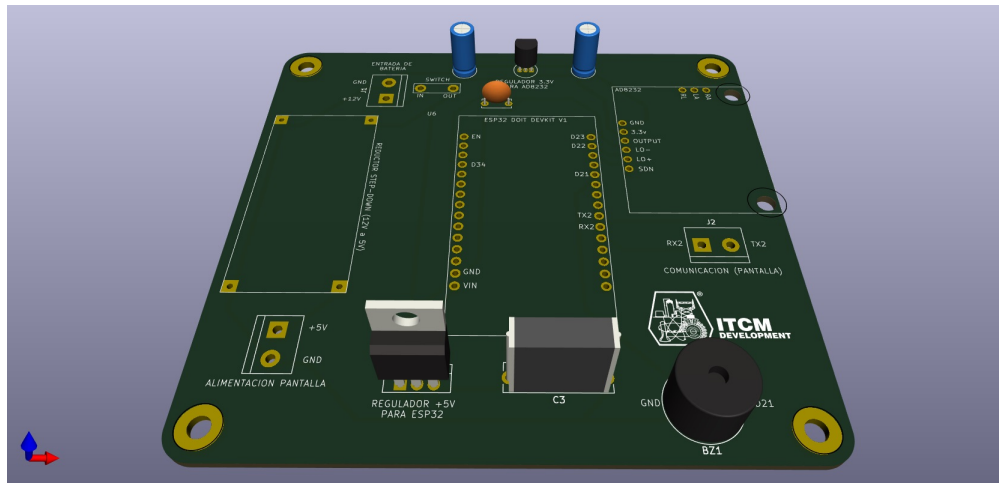


Figura 4.22: PCB - primera versión (vista 3D)

Se mandó a imprimir profesionalmente el PCB y una vez que fue recibido se continuó a soldar los componentes. Se puede apreciar en la figura 4.23 el PCB recién sacada de la caja.

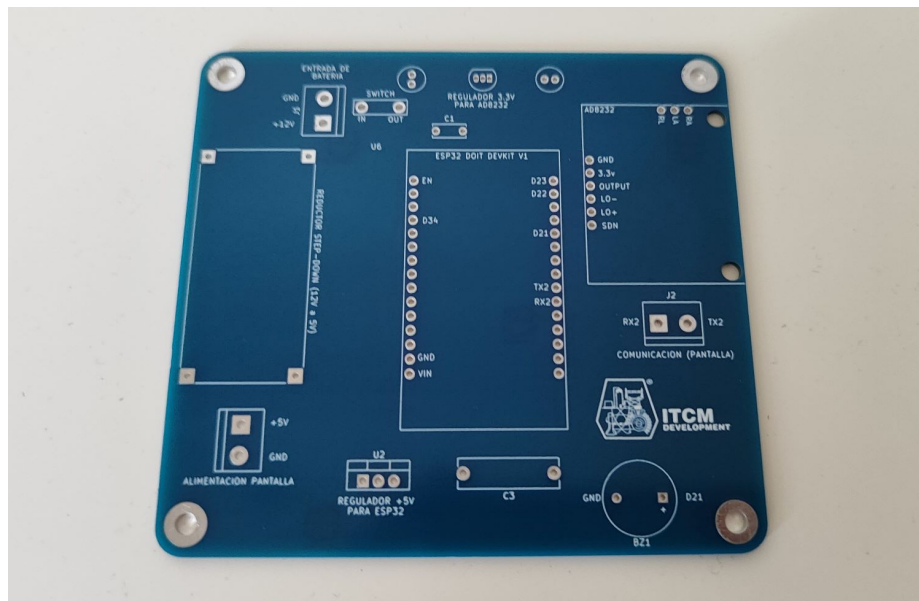


Figura 4.23: PCB profesional previo a soldadura de componentes

Primero se soldaron las clemas, los capacitores, los reguladores de voltaje y el interruptor al PCB; a su vez, se agregó la tarjeta ESP32 para probar la alimentación. Se muestra en la figura 4.24 este avance.

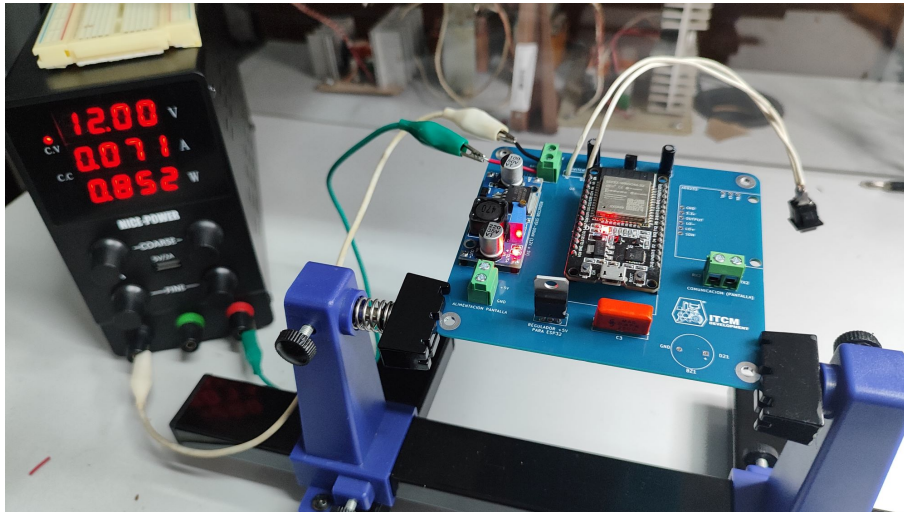


Figura 4.24: PCB - Prueba de alimentación de ESP32

La siguiente prueba fue la alimentación de la pantalla Nextion. Se muestra en la figura 4.25 este avance.

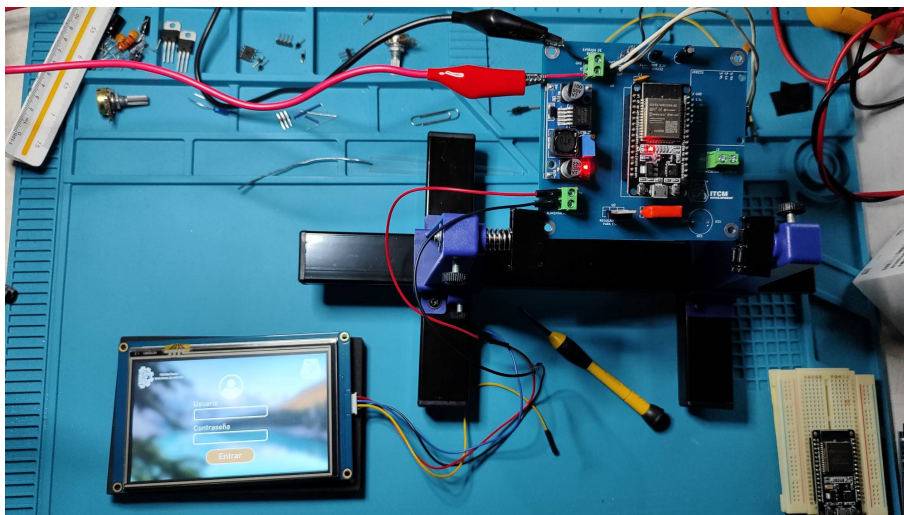


Figura 4.25: PCB - Prueba de alimentación de pantalla

La pantalla presentó un comportamiento estable por lo que se concluyó que el diseño del PCB es satisfactorio, recordar que el componente que más consume corriente del circuito es la pantalla.

Una vez comprobado que el circuito estaba alimentando correctamente la pantalla se procedió a soldar el amplificador AD8232 y el buzzer de notificación. Se presenta en la figura 4.26 el PCB terminado.

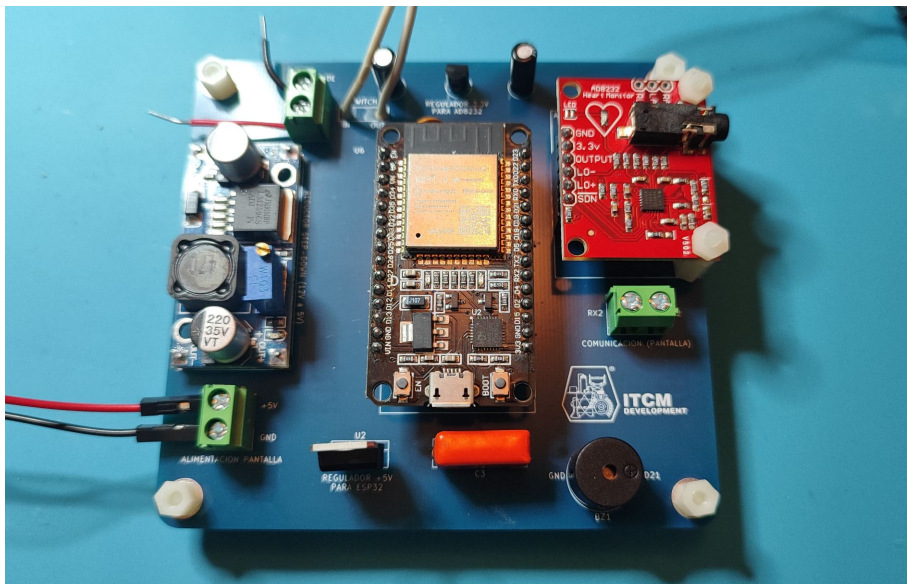


Figura 4.26: PCB finalizado - primera versión

Para finalizar, se comprobó la alimentación de todas las cargas, es decir, la alimentación simultánea del ESP32, la pantalla y la tarjeta AD8232. Se presenta en la figura 4.27 los resultados.

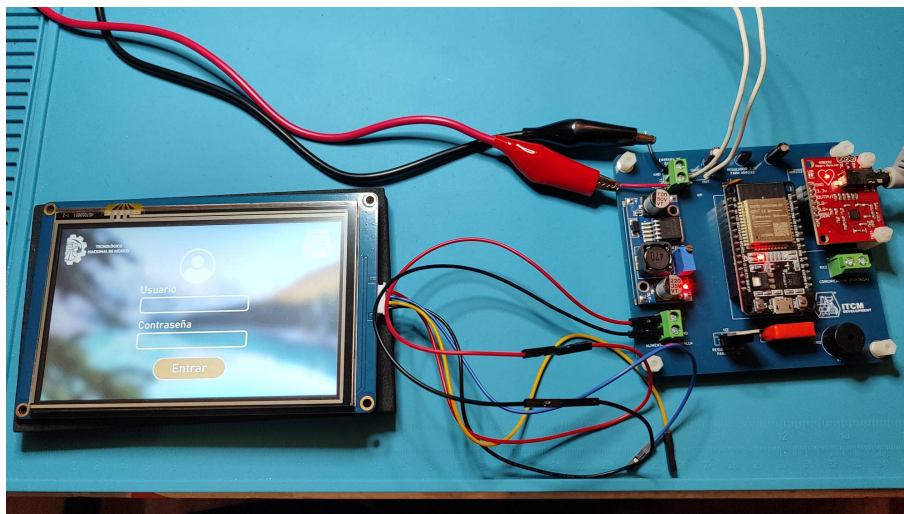


Figura 4.27: PCB finalizado - Prueba de encendido

4.10. Séptimo Prototipo - Monitoreo en tiempo real

Una vez probado que el circuito de alimentación propuesto era capaz de alimentar apropiadamente a todas las cargas, se continuó a desarrollar un prototipo capaz de monitorear la señal del ECG en tiempo real, con capacidad para congelar la lectura y retomarla en caso de ser necesario. Recordar que para los prototipos previos desarrollados con la tarjeta de desarrollo UNO no fue posible realizar un monitoreo en tiempo real, por ello, se decidió cambiar la tarjeta UNO por una tarjeta ESP32.

El primer paso fue probar el envío de datos a la pantalla mediante el método del array, que ya había sido capaz de presentar una forma de onda apropiada en la pantalla Nextion a través de la tarjeta UNO. Se muestra a continuación el código utilizado.

```
1 #include "Nextion.h"
2 #include <HardwareSerial.h>
3
4 HardwareSerial MySerial(2); // definir un Serial para UART2
5 const int MySerialRX = 16;
6 const int MySerialTX = 17;
7
8 NexWaveform s0 = NexWaveform(4, 1, "s0");
9 NexWaveform s1 = NexWaveform(4, 4, "s1");
10 NexButton marcha = NexButton(4, 2, "marcha");
11 NexButton paro = NexButton(4, 3, "paro");
12
13 const int sensorECG = 34;
14 int lecturaArranque = 0;
15 int lecturaOrig= 0;
16 boolean flag = false;
17 boolean on = false;
18 float x1k = 0;
19 float x1k2 = 0;
20 float x2k = 0;
21 float x2k2 = 0;
```

```

22 int n= 1;
23 int yy= 0;
24 int ArrayLec1[800];
25 int yy1= 0;
26 int yy2= 0;
27
28 NexTouch *nex_listen_list[] =
29 {
30     &marcha ,
31     &paro ,
32     NULL
33 };
34
35 void arranque(void *ptr) {
36     /
37     Serial.println("Se activo el boton arranque");
38     flag=true;
39 }
40
41 void parada(void *ptr) {
42     Serial.println("Se activo el boton paro");
43     flag=false;
44 }
45
46 void setup() {
47     MySerial.begin(9600, SERIAL_8N1, MySerialRX, MySerialTX);
48     pinMode(35,INPUT);
49     pinMode(32,INPUT);
50     analogReadResolution(10);
51     nexInit();
52     marcha.attachPop(arranque);
53     paro.attachPop(parada);
54     dbSerialPrintln("salimos del setup. Todo ok");
55 }
56

```

```

57 void loop() {
58
59   nexLoop(nex_listen_list);
60
61   if (flag) {
62
63     for(int i = 0; i<=799; i++){
64
65       lecturaOrig = analogRead(sensorECG);
66       x1k2 = -0.0207*x1k-0.0988*x2k+0.0988*lecturaOrig;
67       x2k2 = 0.4777*x1k+0.8482*x2k+0.1518*lecturaOrig;
68       ArrayLec1[i] = x2k2;
69       x1k=x1k2;
70       x2k=x2k2;
71       delay(4);
72     }
73
74     for(int i = 0; i<=799; i++){
75
76       yy1=ArrayLec1[i];
77       imprimeTiempoNextion();
78     }
79   }
80 }
81
82 void imprimeTiempoNextion() {
83
84   int valorGrafica1=map(yy1, 400, 550, 0, 159);
85   s0.addValue(0, valorGrafica1);
86   s1.addValue(0, valorGrafica1);
87 }

```

Programa 4.5: ECG mediante uso de array (ESP32)

Para esta prueba se usó la pantalla Nextion básica, se muestran en la siguiente prueba los resultados obtenidos con el programa 4.5.

Se decidió mostrar una doble traza de la misma señal para comprobar que el dispositivo sería capaz de graficar dos señales al mismo tiempo.

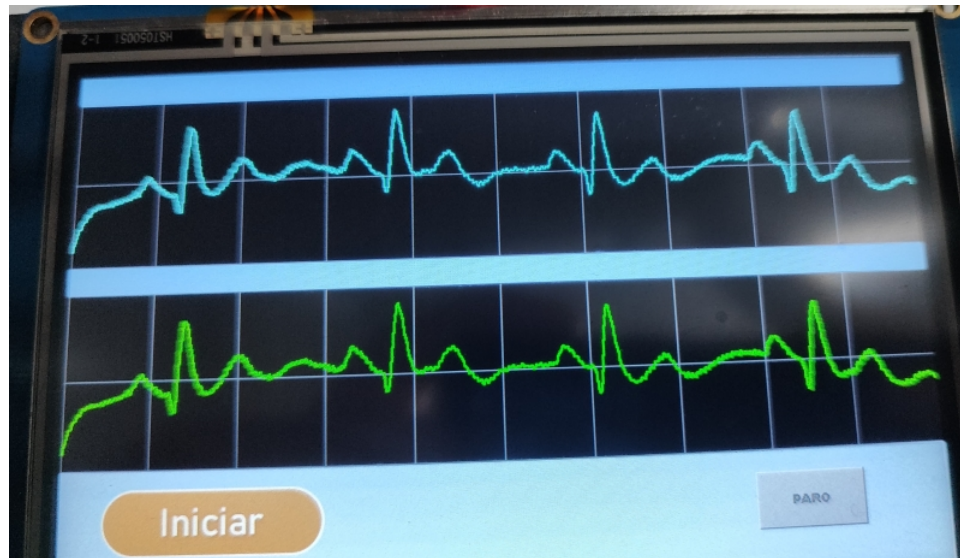


Figura 4.28: ECG array con ESP32 - primera prueba

Una vez comprobado el correcto funcionamiento del ESP32, se realizó el programa para la transmisión en tiempo real de la lectura filtrada del ECG con doble traza, se empleó para esta prueba la pantalla Nextion inteligente con interfaz actualizada (figura 3.28). Se presentan en la figura 4.29 los resultados.



Figura 4.29: ECG visualizado en tiempo real (ESP32)

Se puede notar que se obtiene una forma de onda sumamente definida, incluso parece tomada de un libro de texto; al mismo tiempo, el programa puede congelar la lectura (para revisión de la señal) y retomarla cuando se necesite. El siguiente paso fue agregar la lectura de LPM (fórmula 3.12) y una notificación sonora cada vez que hubiera un período del corazón. A continuación, se muestra en la figura 4.30 la actividad del ECG y la lectura de LPM.



Figura 4.30: ECG y lectura de LPM (ESP32)

4.10.1. Pruebas con nuevo sujeto de prueba

Por razones de verificación de funcionamiento se probó el dispositivo con un nuevo sujeto de prueba, se le instalaron los electrodos y se continuó a correr el dispositivo. Inicialmente la lectura de LPM del sujeto oscilaba entre 84-87 LPM, sin embargo, un minuto más tarde se presentó un aumento a 90 LPM y posteriormente permaneció entre 92 y 97 LPM por unos segundos, una vez pasado este tiempo la frecuencia cardíaca medida se redujo a 85 LPM en promedio. Viendo esto, el sujeto de prueba informó que había tenido una serie de episodios de arritmia entre la noche del día anterior y el momento de la prueba, esto causado debido al consumo de una bebida energética la noche anterior, el sujeto de prueba comentó también que no había podido conciliar el sueño

y que en el momento en que se realizó la prueba estaba experimentando inestabilidad en su actividad cardíaca.



Figura 4.31: Monitoreo de actividad cardíaca del nuevo sujeto de prueba

Esta prueba fue sumamente importante para diagnosticar la efectividad del prototipo, puesto que este pudo brindar información real del estado de salud del sujeto de prueba. En la figura 4.32 se presenta la lectura que se obtuvo en la pantalla durante esta prueba. Se puede observar que el sujeto de prueba tiene una frecuencia cardíaca de 87 LPM.



Figura 4.32: Captura de actividad cardíaca del nuevo sujeto de prueba

4.11. Octavo Prototipo - ECG Dual con PCB

Habiendo comprobado el prototipo realizado en Protoboard se procedió a realizar las pruebas de funcionamiento del prototipo elaborado profesionalmente en PCB. La primera prueba realizada se muestra en la figura 4.34; se notó una mayor estabilidad en la señal, es decir, ya no se apreció el movimiento de la basal de la señal observado en prototipos anteriores.

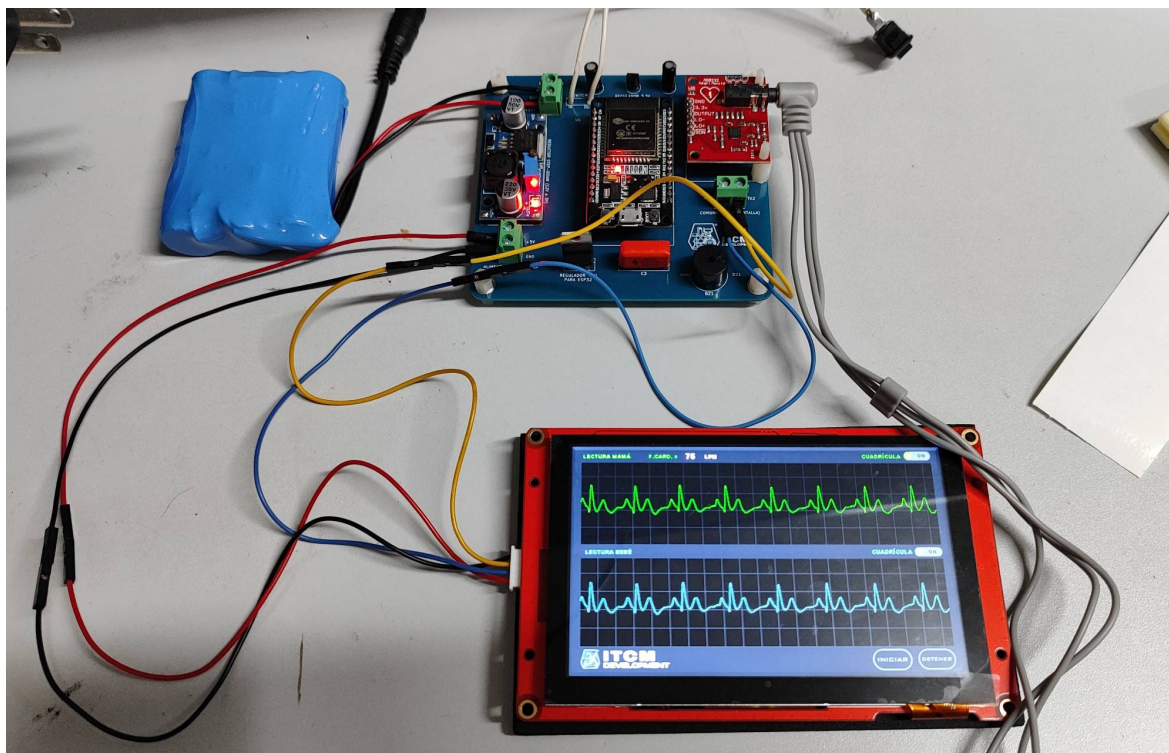


Figura 4.33: Octavo prototipo - prueba de funcionamiento

Aunado a esto, se observó una señal un poco más limpia que en el último prototipo diseñado. A su vez, se tuvo una lectura de LPM y notificación sonora de los latidos adecuada. Cabe mencionar que se hicieron varias mediciones con el mismo sujeto de prueba para verificar la repetibilidad de la lectura de LPM, y se pudo comprobar que las lecturas tomadas en distintos momentos en condición de reposo mantuvieron una gran similitud. Con esto se concluyó que el dispositivo se encuentra funcionando correctamente.

4.12. Diseño y construcción de la carcasa del dispositivo

Tras haber verificado el funcionamiento del octavo prototipo, se continuó a desarrollar la carcasa o cubierta que protege el circuito y que permite al personal médico interactuar con el dispositivo. Para ello, se empleó el software Autocad, dentro del cual se realizaron los objetos 3D necesarios para la correcta elaboración de la carcasa. Se muestra en la figura 4.34 una captura del entorno de trabajo.

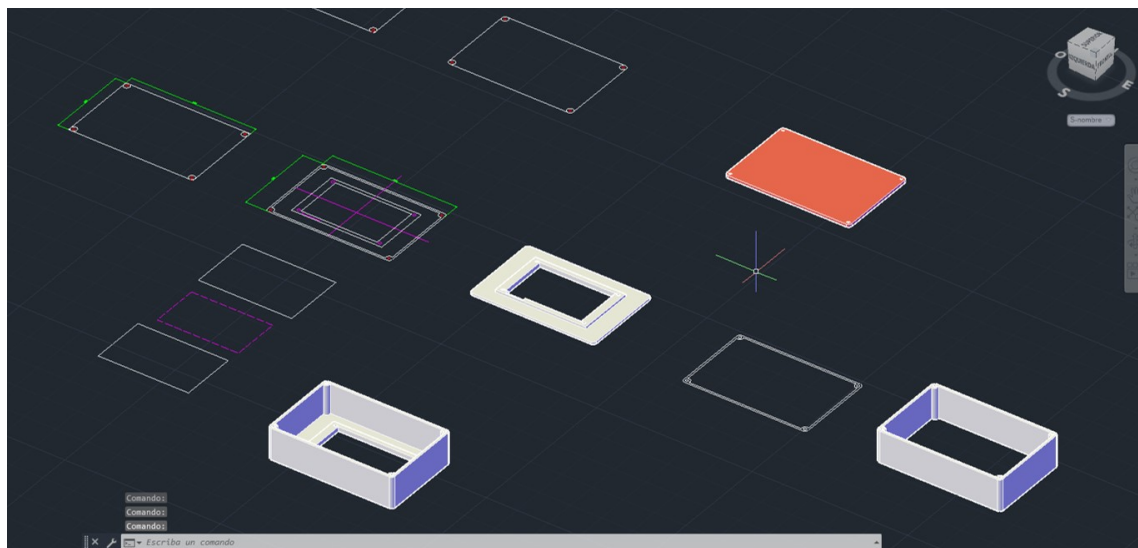


Figura 4.34: Carcasa - zona de trabajo 3D conceptual

El principal reto de esta etapa del apartado constructivo fue hacer coincidir perfectamente las medidas para los agujeros en los contornos de la carcasa, tomar en cuenta que el jack de los electrodos debe salir por un costado del equipo y poder removerse. A su vez, fue necesaria la inclusión de unas ranuras laterales para que saliera el sonido del buzzer que marca el latido del corazón. También se tuvo que incluir un agujero para el interruptor y otro para el puerto de carga del dispositivo. Se dedicaron 2 días a tomar todas las medidas y posteriormente diseñar la carcasa apropiadamente. Se empleó la técnica de impresión 3D para construir la carcasa, el material empleado fue un tipo de plástico llamado políácido láctico (PLA). Como nota, se prefirió que los agujeros se realizaran como parte del diseño 3D para evitar dañar las partes plásticas cortando o perforando posterior a la impresión. La carcasa se compone de 2 partes externas y 2 internas. Las partes externas son la parte superior, que incluye las paredes y la parte

frontal del dispositivo (la parte que tiene la pantalla touch), y la parte inferior que es una base que sujeta el circuito. En la figura 4.35 se presenta la parte superior.

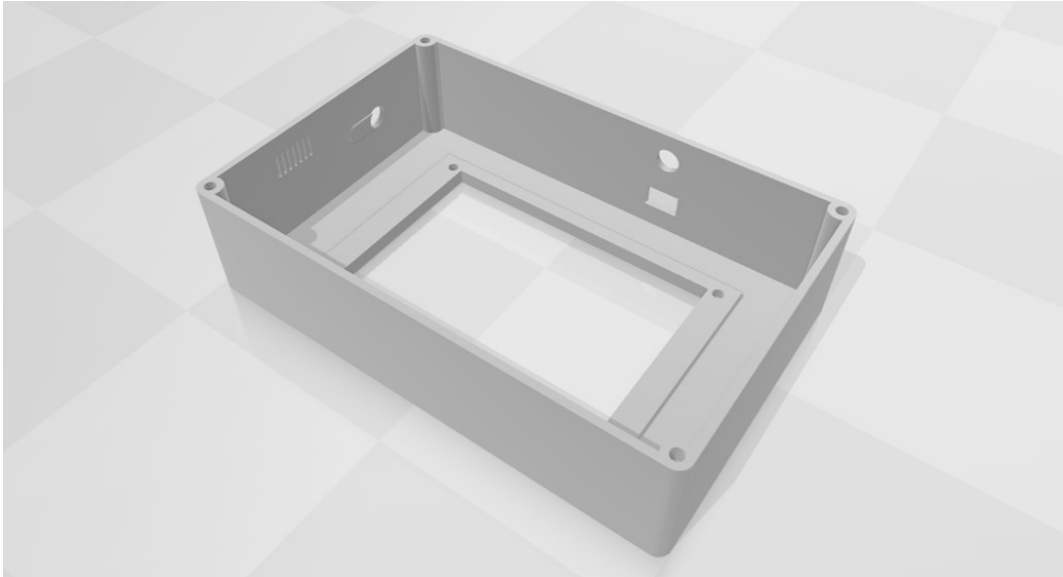


Figura 4.35: Carcasa - parte superior

En la figura 4.36 puede verse la parte inferior; los agujeros sirven para sujetar los componentes del circuito a la base.

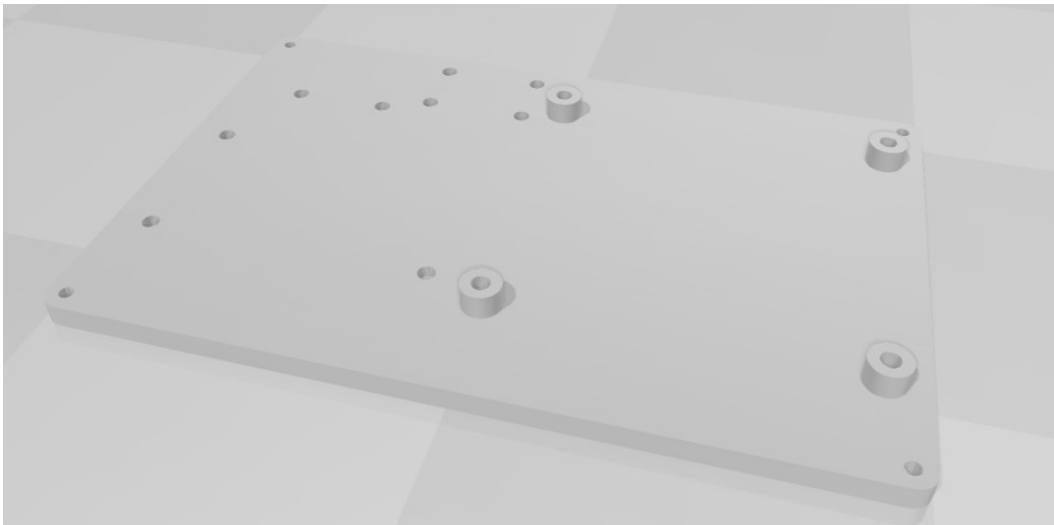


Figura 4.36: Carcasa - parte inferior

Una vez revisado el diseño se mandaron a imprimir los componentes y, una vez que fueron recibidos, se procedió al montaje del dispositivo.

Se puede ver en la figura 4.37 esta etapa del proceso constructivo.

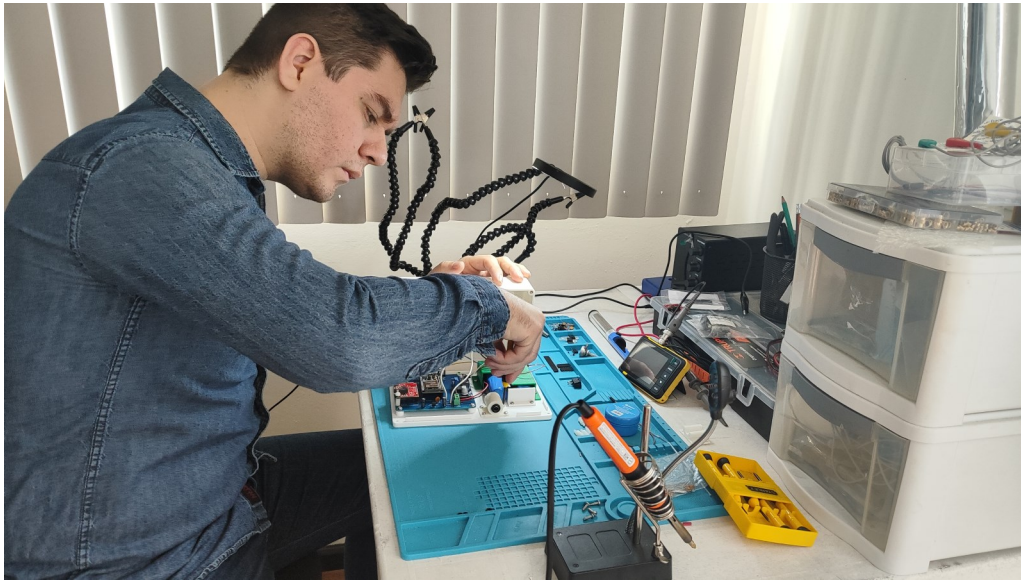


Figura 4.37: Carcasa - ensamblado de dispositivo

Se presenta en la figura 4.38 el dispositivo ensamblado.

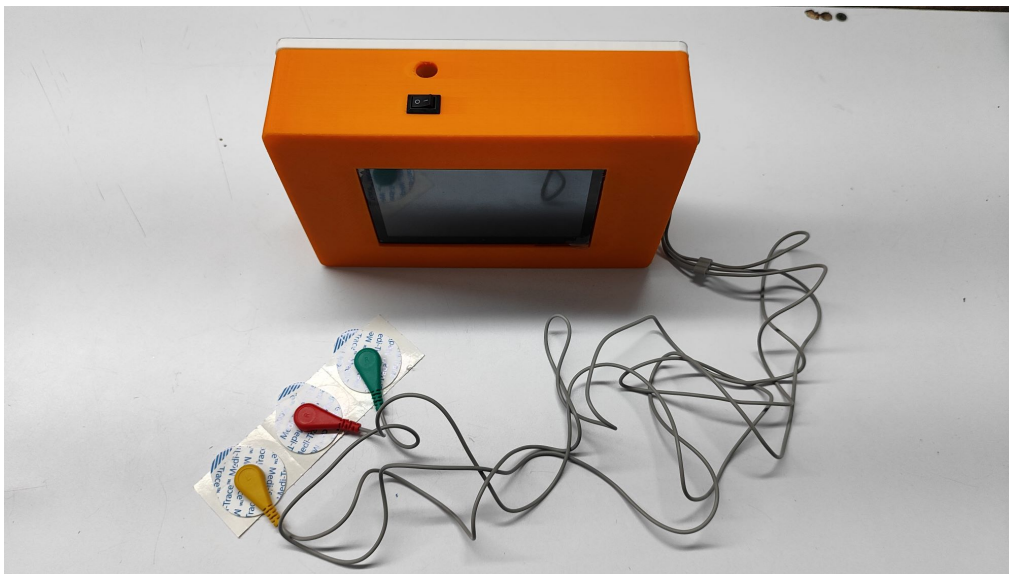


Figura 4.38: Dispositivo ECG ensamblado

Al haber finalizado el proceso constructivo del octavo prototipo, se procedió a realizar nuevas pruebas de funcionamiento, para verificar que la ubicación de los componentes no afectara al comportamiento de las lecturas del ECG.

Para ello se utilizó a un nuevo sujeto de prueba para obtener la lectura de su actividad cardíaca. Puede verse esta prueba en la figura 4.39.



Figura 4.39: Dispositivo ECG ensamblado - Prueba 1

A continuación, se presenta un acercamiento a la pantalla touch.



Figura 4.40: Dispositivo ECG ensamblado - Prueba 1 (acercamiento)

Se comprobó que la señal estaba visualizándose de forma correcta, que la lectura de LPM era apropiada y que la notificación sonora era proporcional al comportamiento de la señal visualizada en pantalla.

Capítulo 5

Conclusiones y recomendaciones

5.1. Conclusiones

Para este proyecto de tesis se propusieron inicialmente una lista de objetivos, teniendo como prioridad el diseño y construcción de un dispositivo cardiotocográfico electrónico capaz de monitorear la actividad cardíaca de la madre y del feto simultáneamente. A su vez, se tuvieron como factores clave la portabilidad del dispositivo y la posibilidad de recargarlo de la misma manera en que se pudiera recargar una laptop o un celular.

Mediante la metodología seleccionada para desarrollar el proyecto se logró satisfactoriamente realizar un dispositivo portátil recargable capaz de monitorear efectivamente la actividad cardíaca de un paciente adulto y obtener su frecuencia cardíaca.

Durante el desarrollo del dispositivo se realizaron una serie de etapas que permitieron implementar el proyecto de desarrollo tecnológico:

- En primer lugar, se investigaron distintas alternativas para amplificar las señales eléctricas del corazón, en primera instancia se consideró una alternativa con base en el amplificador INA114, sin embargo, se optó por utilizar el amplificador AD8232 para uso biomédico, que permitió realizar un monitoreo limitado,

inicialmente, del complejo PQRSST en un equipo de cómputo.

- Para obtener una visualización apropiada de la actividad cardíaca se elaboraron una serie de simulaciones de distintos tipos de filtros, entre los cuales se probaron filtros pasa-bajas, pasa-altas, rechaza-banda y pasa-banda. Una vez finalizada la etapa de simulación, se continuo a implementar en una tarjeta de desarrollo un conjunto de ecuaciones que representan un filtro pasa-bajas digital, las cuales se obtuvieron mediante espacio de estado discreto.
- Se desarrolló un algoritmo para obtener los latidos por minuto de la señal obtenida en tiempo real, fue necesario un periodo de investigación extenso de cardiología, a la vez que se tuvieron que realizar una serie de pruebas y depuración de código en Arduino IDE para obtener una lectura adecuada que tuviese la repetibilidad necesaria para un uso constante.
- Con el propósito de separar al paciente de la línea eléctrica evitando algún accidente y de manera que el dispositivo fuese portátil, se elaboró un circuito de alimentación con base a una batería recargable de 12 V. Una vez verificado el funcionamiento del dispositivo se procedió a esquematizar y fabricar un PCB, el cual permitió reducir el tamaño del circuito y facilito su integración al dispositivo final.
- Un elemento vital del dispositivo es la interfaz de usuario encargada de presentar al personal médico la información de la actividad cardíaca, se tuvo que investigar y probar varias alternativas de las cuales se seleccionó una pantalla touch Nextion inteligente que permitió diseñar, animar y programar todos los elementos necesarios para interactuar apropiadamente con el dispositivo.
- Otra parte esencial de la interfaz de usuario es la carcasa, que permite el transporte del dispositivo. Fue necesario la medición de todos los componentes, a la vez que trazar, esquematizar y renderizar una serie de objetos 3D, que posteriormente se imprimieron y ensamblaron para obtener el dispositivo de monitoreo final.

Si bien por razones de tiempo no se pudo realizar un procesamiento digital suficiente para separar la señal de la madre y del bebé, se pudo lograr un sólido avance de la propuesta de desarrollo tecnológico, que podrá servir como base para lograr el monitoreo de la actividad cardíaca de un feto.

5.2. Recomendaciones

Se recomienda principalmente probar con otros tipos de filtros y diferentes frecuencias de corte, de manera que se pueda seleccionar el que más convenga para separar la actividad cardíaca de la madre y la del feto. También se puede optimizar o modificar el circuito PCB, de manera que la etapa de amplificación quede un poco más alejada de la tarjeta de desarrollo, eliminando un porcentaje de ruido.

Bibliografía

- [1] UTEC. *¿Qué hace un ingeniero electrónico?* URL: <https://utec.edu.pe/blog-de-carreras/ingenieria-electronica/que-hace-un-ingeniero-electronico-conoce-10-funciones-de-este-profesional>. (accessed: 24.02.2024).
- [2] NICHD. *Información sobre el embarazo*. URL: <https://espanol.nichd.nih.gov/salud/temas/pregnancy/informacion>. (accessed: 24.02.2024).
- [3] Nelson Dugarte S. Perez. *Instrumentación de bioingeniería médica*. URL: http://www1.frm.utn.edu.ar/academialocal/ENVIOS/DOSSIER_%20Instrumentacion_Biomedica.pdf. (accessed: 24.02.2024).
- [4] Joseph D. Bronzino. *The Biomedical Engineering Handbook*. Vol. Third Edition. 3. Taylor & Francis Group, 2015, págs. 1183-1190.
- [5] John G. Webster. *Medical Instrumentation: Application and Design*. Vol. Fifth Edition. 5. John Wiley & Sons, 2020, págs. 1-928.
- [6] American National Standard. *Electrical Transducer Nomenclature and Terminology*. ISA S37.1-1975 (R1982). Instrument Society of America, 1975. ISBN: 0-87664-113-3.
- [7] José María Drake Moyano. *Instrumentacion Electrónica de Comunicaciones*. URL: https://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_it/iec_3.pdf. (accessed: 14.04.2024).
- [8] FMUSER. *¿Qué es un amplificador de instrumentación: circuito y su funcionamiento?* URL: <https://es.fmuser.net/wap/content/?20955.html>. (accessed: 08.04.2024).

- [9] DigiKey. *Derivaciones Cardiacas* (2018). URL: <https://www.digikey.com.mx/es/articles/measure-small-signals-riding-on-high-voltages-avoid-sensor-ground-loops>. (accessed: 24.02.2024).
- [10] Edgardo Porral, Gerardo Battaglia y David Caruso. *Bioelectrónica y microsistemas*. Vol. 1a Ed. 1. Asoc. Coop. Universidad Tecnológica Nacional - Facultad Regional Avellaneda - ACOFRA, mayo de 2021, pág. 1404.
- [11] solectro. *Placas de Desarrollo*. URL: <https://solectroshop.com/es/10-placas-de-desarrollo>. (accessed: 10.09.2024).
- [12] Arduino Docs. *UNO R3 Documentation*. URL: <https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3/#features>. (accessed: 10.09.2024).
- [13] Yúbal Fernández. *Qué es Arduino, cómo funciona y qué puedes hacer con uno*. URL: <https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-funciona-que-puedes-hacer-uno>. (accessed: 10.09.2024).
- [14] José Guerra Carmenate. *ESP32 Wifi y Bluetooth en un solo chip*. URL: <https://programarfacil.com/esp8266/esp32/>. (accessed: 10.09.2024).
- [15] COPADATA. *¿Qué es una HMI?* URL: <https://www.copadata.com/es/productos/zenon-software-platform/visualizacion-control/que-significa-hmi-interfaz-humano-maquina-copa-data/#:~:text=HMI%20son%20las%20siglas%20de,para%20las%20de%20entornos%20industriales..> (accessed: 10.09.2024).
- [16] Unit Electronics. *NX8048T050 Nextion Display 5*. URL: <https://uelectronics.com/producto/nx8048t050-nextion-display-5-pulgadas/>. (accessed: 10.09.2024).
- [17] Nextion. *NX8048T050*. URL: <https://nextion.tech/datasheets/nx8048t050/>. (accessed: 10.09.2024).
- [18] Francesc Daura Luna. "El aislamiento eléctrico en los equipos electromédicos". En: *CEMDAL* 1 (nov. de 2015), págs. 74-81.
- [19] Michael Shea Thomas Casino. *Electrocardiografía*. URL: <https://www.msdmanuals.com/es/professional/trastornos-cardiovasculares/pruebas-y-procedimientos-cardiovasculares/electrocardiograf%C3%ADa>. (accessed: 24.02.2024).

- [20] MyEkg. *Derivaciones Cardiacas*. URL: https://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/derivaciones-cardiacas.html#google_vignette. (accessed: 24.02.2024).
- [21] El personal de Healthwise. *Cardiotocografía fetal*. URL: <https://www.cigna.com/es-us/knowledge-center/hw/cardiotocografa-fetal-stf124117#:~:text=La%20cardiotocograf%C3%ADa%20fetal%20mide%20la,primeras%20se%C3%B1ales%20de%20sufrimiento%20fetal..> (accessed: 10.04.2024).
- [22] Gabriel Alberto Castillo Rozas. *Electrocardiograma en Urgencias*. URL: <https://sisntesis.med.uchile.cl/revision/r-de-urgencias/14130-electrocardiograma-en-urgencias>. (accessed: 10.04.2024).
- [23] MyEkg. *Morfología del Complejo QRS en el Electrocardiograma*. URL: <https://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/morfologia-complejo-qrs.html>. (accessed: 10.04.2024).
- [24] CDC. *Electrocardiograma en Urgencias*. URL: <https://www.cdc.gov/ncbddd/spanish/heartdefects/howtheheartworks.html#:~:text=La%20estructura%20del%20coraz%C3%B3n,venas%20la%20lleven%20hacia%20adentro..> (accessed: 14.04.2024).
- [25] Norman H. Silverman Simcha Yagel y U. Gembruch. *Fetal Cardiology*. Vol. 3rd Ed. Taylor & Francis Group, 2019, págs. 1-127.
- [26] Stanford Medicine. *Control externo e interno de la frecuencia cardíaca fetal*. URL: <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=fetalheartmonitoring-92-P09290>. (accessed: 24.02.2024).
- [27] techmake. *SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232*. URL: <https://techmake.com/products/senbio00405>. (accessed: 10.09.2024).
- [28] MathWorks. *Transformada discreta de Fourier*. URL: <https://la.mathworks.com/help/signal/ug/discrete-fourier-transform.html>. (accessed: 10.09.2024).
- [29] Nextion. *NX8048P050-011C*. URL: <https://nextion.tech/datasheets/nx8048p050-011c/>. (accessed: 10.09.2024).