



UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ

**DISEÑO DE UN
ELECTROCARDIÓGRAFO
CON INTERFAZ GRÁFICA
COMPUTARIZADA
EN TIEMPO REAL**

Autor:
Zambrano, Sthefani
CI.:21.213.561

Urb. Yuma II, calle N° 3. Municipio San Diego
Teléfono: (0241) 8714240 (master)



**REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**DISEÑO DE UN ELECTROCARDIÓGRAFO CON INTERFAZ GRÁFICA
COMPUTARIZADA EN TIEMPO REAL**

**Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de
INGENIERO ELECTRÓNICO.**

Autor: Zambrano, Sthefani
C.I.: 21.213.561
Tutor: Ing. Mendoza, Wilfredo



Universidad José Antonio Páez
Facultad de Ingeniería

FI-E-SE-002-2018-HCR

Valencia, 06 de Noviembre de 2018

Ciudadana:
Sthefani Zambrano
C.I: 21.213.561
Presente.-

Cumplo con informarle que la Comisión de Trabajo de Grado y Pasantías de la Facultad de Ingeniería en su reunión N° 01-2018 de fecha 06-11-2018 aprobó el proyecto de trabajo de grado **DISEÑO DE UN ELECTROCARDIOGRAFO CON INTERFAZ GRÁFICA COMPUTARIZADA EN TIEMPO REAL**. Presentado por usted(es) como requisito para optar al título de Ingeniero Electrónico.

Se ratifica la designación del Ing. Wilfredo Mendoza C.I: 22.744.494 y la Ing. Alicia Yáñez, C.I.: 4.598.880 como Tutores Académicos que lo asesorarán en el desarrollo de este proyecto.

Atentamente,



Prof. Zulay Salcedo
Decana de la Facultad de Ingeniería

c. c. Coordinación de Pasantías y Trabajo de Grado (1).

ZS/fr



REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

ACEPTACIÓN DEL TUTOR

Quien suscribe, Ingeniero Wilfredo Elías Mendoza Chirinos, titular de la cédula de identidad N° 22.744.494 , en mi carácter de tutor del trabajo de grado presentado por el ciudadano STHEFANI MARIA ZAMBRANO PEREZ, titular de la cédula de identidad N° 21.213.561, titulado **“DISEÑO DE UN ELECTROCARDÍOGRAFO CON INTERFAZ GRÁFICA COMPUTARIZADA EN TIEMPO REAL”**, presentado como requisito parcial para optar al título de Ingeniero en Electrónica, considero que dicho trabajo reúne los requisitos y méritos suficientes para ser sometido a la presentación pública y evaluación por parte del jurado examinador que se designe.

En San Diego, 11 de diciembre del año 2018

Ing. Wilfredo E. Mendoza C.
C.I.: 22.744.494

DEDICATORIA

Quiero dedicar este Trabajo de Especial de grado en primer lugar, a **mis padres, Héctor y Stella**, sin ustedes jamás hubiese llegado este día. Por darme amor y cariño, otorgarme la formación que tengo y enseñarme muchas lecciones día a día, son mi ejemplo a seguir y el mejor regalo que Dios me ha podido dar. Han sido siempre mi apoyo en cada paso que he dado y me han alentado siempre a seguir adelante. Me siento muy orgullosa, pues su trabajo ha empezado a rendir frutos, por todo eso y muchas cosas más, este logro no es solo mío, sino que también les pertenece. Para ustedes estas palabras jamás serán suficientes. Los Amo.

En segundo lugar a mis hermanas **Wilmari y Thifany**, por comprenderme y aceptarme como soy. Ustedes han puesto su grano de arena y me han apoyado para cumplir este objetivo, este trabajo va dedicado a ustedes.

A **Nilemi y Doemi**, por ser mis mejores amigas, mis hermanas, son la mejor compañía que pude conseguir para transitar este camino. Gracias por ser las personas que siempre me han apoyado en cada paso y me han alentado siempre a seguir adelante, por haberme brindado la amistad tan sincera que hoy nos une.

A mi mejor amigo **Andre**, por siempre motivarme a seguir adelante y no detenerme, siempre he contado contigo sin importar la condición.

Y por último y no menos importantes a mis ahijados **Jennile y Oswaldo** por ser esa chispa y ese rayito de luz que siempre ilumina mi vida.

AGRADECIMIENTOS

Al tutor académico de este trabajo de grado, **Ingeniero Wilfredo Mendoza**, gracias por haberme dado las herramientas necesarias e impartir sus conocimientos con el fin de desarrollar este trabajo.

A mis amigas y compañeras de la universidad **Luisana, Ysa, Kiolimar, Emeli y Brenda**, por su amistad incondicional, frase que resume todo. Gracias por comprenderme como soy y haberme apoyado incondicionalmente para lograr este objetivo.

A mis amigos **Joel, Torrado y Jhorman**. Gracias por ser esas personas grandiosas con las que pude compartir gran parte de la carrera. A ustedes por el apoyo incondicional y haber tenido una mano extendida para levantarme.

A mi amigo **Argenis** gracias por compartir conmigo en esta mitad de la carrera. Espero en un futuro no muy lejano podamos trabajar juntos, y podamos seguir manteniendo esta amistad.

A mis amigos y compañeros de clase, gracias por hacer de esta etapa muy amena y divertida. Tuve la dicha de conocer muy buenas personas a lo largo de la carrera, espero en un futuro, no muy lejano, podamos reencontrarnos. Gracias muchachos.

ÍNDICE GENERAL

CONTENIDO	Pp.
ÍNDICE DE FIGURAS.....	X
ÍNDICE DE TABLAS.....	XII
RESUMEN.....	XIII
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO	
I EL PROBLEMA	
1.1 Planteamiento del problema	3
1.2 Formulación del problema.....	3
1.3 Objetivos de la investigación	4
1.3.1 Objetivo General.....	4
1.3.2 Objetivos Específicos	4
1.4 Justificación.....	4
1.5 Alcance de la Investigación.....	4
1.6 Limitaciones	4
II MARCO TEÓRICO	
2.1 Antecedentes	6
2.2 Bases teóricas	8
2.2.1 Cardiología	8
2.2.1.2 Señales cardíacas.....	8
2.2.2 Electrocardiógrafo	10
2.2.2.1 Funcionamiento del Electrocardiógrafo.....	11
2.2.2.2 Tipos de Electrocardiógrafo.....	11
2.2.2.3 Electrocardiograma	12

2.2.2.4 Descripción básica de una señal eléctrica de electrocardiografía	12
2.2.2.5 Especificaciones y requisitos de los electrocardiógrafos	14
2.2.3 Electroodos	17
2.2.4 Potencial de Acción Cardíaco.....	18
2.2.5 Plataforma de desarrollo Arduino.....	20
2.2.6 Interfaz gráfica LABVIEW	23
2.3 Bases legales.....	24
2.3.1 COVENIN	24
2.3.2 Ley Orgánica de la Salud.....	24
2.3.2.1. Artículos aplicados de la Ley orgánica de Salud.	25
2.3.3 Ley orgánica de ciencia, tecnología e innovación	25
2.4 Definición de términos básicos	26

III MARCO METODOLÓGICO

3.1 Tipo de investigación	27
3.2 Diseño de la investigación.....	27
3.3 Nivel de la investigación	27
3.4 Técnicas e Instrumentos de Recolección de datos	28
3.5 Fases de la Investigación	29

IV RESULTADOS

4.1 Fase I	31
4.1.1 Observación directa.	31
4.1.2 Revisión documental del funcionamiento de un electrocardiógrafo.	32
4.1.2.1 Transductor	33
4.1.2.2 Amplificación y Pre-Filtrado	39
4.1.2.3 Etapa de digitalización y filtrado.	43
4.1.2.4 Almacenamiento y transmisión de datos.....	45
4.2 Fase II	46

4.2.1 Electrodos	46
4.2.2 Front-end Analógico	48
4.2.3 Plataforma de desarrollo Arduino.....	50
4.2.4 Software de Programación LABVIEW	52
4.3 Fase III.....	53
4.3.1 Diseño del esquemático de la arquitectura del electrocardiógrafo	53
4.3.2 Diseño del PBC de la arquitectura del electrocardiógrafo.....	56
4.4 Fase IV	60
4.4.1 Diseño de la conversión analógica-digital en el software arduino	60
4.4.2 Diseño de la comunicación entre Arduino y LABVIEW.	64
4.4.3 Diseño de la interfaz en el software LABVIEW.	67
CONCLUSIONES.....	77
RECOMENDACIONES.....	79
REFERENCIAS	80
ANEXOS	82
ANEXO A. Diseño del esquemático del AD8232	83
ANEXO B. Hoja de especificaciones del AD8232.....	85
ANEXO C. Esquemático del diseño del electrocardiógrafo	87
ANEXO D. Código en Arduino establecido para la Interrupción.....	¡Error!
Marcador no definido.	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Comportamiento eléctrico del corazón.....	10
Figura 2. Intervalos del ECG	14
Figura 3. Circuito equivalente para un electrodo de biopotencial	17
Figura 4. Posición adecuada de los electrodos.....	18
Figura 5. Plataforma de desarrollo Arduino.....	21
Figura 6. Sistema de adquisición y procesamiento de señales electrocardiográficas.	32
Figura 7. Derivaciones Bipolares.....	35
Figura 8. Derivaciones de extremidades y triángulo de Einthoven.	36
Figura 9. Derivaciones Unipolares.....	37
Figura 10. Derivaciones Precordiales.	38
Figura 11. Diagrama de bloques del módulo de adquisición de señales.....	39
Figura 12. Diagrama del Amplificador de Instrumentación.	41
Figura 13. Filtro Rechaza Banda.....	42
Figura 14. Filtro de sexto orden Buttherworth.....	43
Figura 15. Sistema para la conversión analógico- digital.	44
Figura 16. Electrodos.	47
Figura 17. Diseño de la PCB del sistema de adquisición de potenciales de ECG de la empresa sparkfun.	49
Figura 18. Placa Arduino UNO.....	51
Figura 19. Conexión Arduino y AD8232.....	54
Figura 20. Esquemático Arduino y AD8232.....	55
Figura 21. Esquemático Arduino y convertor D-A.	56
Figura 22. Diseño del PCB de la arquitectura del electrocardiógrafo.....	58
Figura 23. PCB capa superior	59
Figura 24. PCB capa inferior	59
Figura 25. PCB visualización en 3D.....	60
Figura 26. Diagrama de flujo del programa Arduino.....	61

Figura 27. Declaración de librerías y variables en el programa Arduino.	62
Figura 28. Inicialización de las variables de entrada en el programa Arduino.	63
Figura 29. Ciclo loop en el programa Arduino.	63
Figura 30. Comunicación unidireccional.	64
Figura 31. Comunicación Arduino- LabView (paso #1).	65
Figura 32. Comunicación Arduino- LabView (paso #2).	65
Figura 33. Comunicación Arduino- LabView (paso #3).	66
Figura 34. Comunicación Arduino- LabView (paso #4).	66
Figura 35. Comunicación Arduino- LabView (paso #5).	67
Figura 36. Lectura del boque Read.	67
Figura 37. Salida de la señal bioeléctrica.....	68
Figura 38. Pulsos de la señal bioeléctrica.	68
Figura 39. Calculo de las BPM.	69
Figura 40. Diagnóstico para Recién nacido.	70
Figura 41. Diagnóstico para Niño de 2 a 4 años.	70
Figura 42. Diagnóstico para Niño de 6 a 8 años.	71
Figura 43. Diagnóstico para Adultos.	71
Figura 44. Diagrama para registro de datos.	72
Figura 45. Panel de Control de la interfaz.....	72
Figura 46. Panel central de la interfaz.....	73
Figura 47. Panel de diagnóstico del paciente.	73
Figura 48. Interfaz Final.....	74
Figura 49. Tabla de datos.	75
Figura 50. Señal ECG en el software Arduino.....	75
Figura 51. Puerto Serial software Arduino.	76
Figura 52. Interfaz.	76

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.Tabla de frecuencias cardiacas en distintos tipos de pacientes.....	19
Tabla 2.Tabla de clasificación de las arritmias en distintos tipos de pacientes.	20
Tabla 3.Especificaciones técnicas del software Arduino.....	22
Tabla 4.Tabla de características principales del Front End.....	49
Tabla 5.Especificaciones técnicas de la placa ArduinoUNO.....	50
Tabla 6. Tabla de conexión entre Arduino y el AD8232	54



**REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

DISEÑO DE UN ELECTROCARDIOGRAFO CON INTERFAZ GRÁFICA COMPUTARIZADA EN TIEMPO REAL

Autor: Zambrano, Sthefani.

Tutor: Ing. Wilfredo Mendoza.

Fecha: Enero 2019.

RESUMEN

Desde sus inicios el ECG es la técnica más utilizada para el estudio electrofisiológico del corazón, así como para la determinación de anomalías y padecimientos crónicos. Por lo anterior, es necesario el diseño de dispositivos de monitorización de señales fisiológicas que provean soluciones que permitan al personal médico realizar diagnósticos actualizados del paciente. En consecuencia, el presente proyecto de investigación tiene como objetivo general la propuesta de diseño de un electrocardiógrafo con interfaz gráfica computarizada en tiempo real, el cual permitirá registrar la actividad eléctrica del corazón mediante un electrocardiograma, también permitirá calcular las pulsaciones por minutos del paciente. Para llevar a cabo este proyecto se indagaron los parámetros que deben estar presentes en un electrocardiograma, y como se puede evaluar teóricamente las señales ECG de manera que se procesen correctamente. Por otro lado la interfaz gráfica computarizada fue desarrollada en el software LABVIEW.

Descriptores: electrocardiógrafo, interfaz gráfica, computarizada.

INTRODUCCIÓN

El corazón posee la notable capacidad de latir rítmicamente. Posee su propio sistema de conducción eléctrica. Ciertos tejidos especiales emiten señales eléctricas que viajan a lo largo de las vías de conducción del corazón, cada vez que éste late. El marcapasos natural del corazón es el Nodo Sinoauricular, o nodo SA. El nodo SA produce impulsos eléctricos muy pequeños que varían en frecuencia según las necesidades del cuerpo de sangre rica en oxígeno y nutrientes. Si la señal de conducción eléctrica del corazón se interrumpe, retrasa o detiene, podría afectarse el ritmo cardíaco normal. De esto parte la importancia del monitoreo de la actividad eléctrica del corazón.

El electrocardiograma llamado también ECG, es un registro de la actividad eléctrica del corazón, no limitado a la zona de conducción, sino a todo el corazón de forma global. Este es un método tradicional establecido de manera definitiva en la electrocardiografía actual como un método de diagnóstico muy valioso. El electrocardiograma se ha convertido por su sencillez y bajo costo en una de las técnicas de diagnóstico más utilizadas. El electrocardiograma es una representación gráfica de los impulsos eléctricos que genera el corazón, cada uno de estos impulsos muestran si la señal del corazón posee algún tipo de enfermedad o se encuentre sano este se puede observar por medio de la señal que se observa en el electrocardiograma. Dependiendo de cómo se muestra la señal el especialista o el doctor podrá diagnosticar si es que la persona posee algún tipo de enfermedad.

Por lo que su uso es muy generalizado tanto en las consultas de medicina general o de urgencias, como en la atención especializada. Esto es debido a que es una prueba relativamente frecuente porque proporciona una cantidad de datos elevada sobre el funcionamiento cardíaco, permitiéndonos el diagnóstico o la sospecha de numerosos procesos cardíacos

En este orden, el objetivo general del trabajo de grado se fundamenta en una propuesta de diseño de un electrocardiógrafo que monitoree señales cardiacas en

tiempo real, que conllevan a la realización de una interfaz gráfica desarrollada bajo el programa LABVIEW, el cual a través de ella permite observar, registrar y monitorear la actividad eléctrica del corazón.

El presente trabajo de investigación está estructurado en cuatro capítulos, con el fin de cumplir las normativas establecidas por la Universidad José Antonio Páez, dichos capítulos se describen a continuación:

Capítulo I: referido al problema, su planteamiento el cual se trata de comprobar durante todo el curso de la investigación por medio del objetivo general y objetivos específicos, así como la justificación del estudio y su alcance.

Capítulo II: se hace hincapié en los antecedentes, bases teóricas los fundamentos legales.

Capítulo III: Marco Metodológico se plantea la naturaleza de la investigación, la cual por sus características, se trata de una investigación documental con carácter descriptivo, de modo que la estrategia metodológica seleccionada sirvió de guía para el desarrollo del trabajo de grado.

Capítulo IV: este capítulo se hablara sobre todos los resultados y métodos que se utilizaron para realizar este proyecto.

CAPÍTULO I

EL PROBLEMA

1.1 Planteamiento del problema

El electrocardiograma llamado también ECG, es un método tradicional establecido de manera definitiva en la electrocardiografía actual como un método de diagnóstico muy valioso. El ECG se ha convertido por su sencillez en una de las técnicas de diagnóstico más utilizadas, esta es una representación gráfica de los impulsos eléctricos que genera el corazón. El electrocardiograma es utilizado para detectar enfermedades del corazón o simplemente ver su comportamiento.

En torno a esto existen una gran cantidad de electrocardiógrafos en el mercado. Los precios de los electrocardiógrafos varían mucho, siendo los muy pequeños y totalmente portátiles los más caros.

Sin embargo actualmente se presenta en Venezuela un grave problema en la red médica y hospitalaria, los precios de los electrocardiógrafos son altos, más aún si se desea obtener un sistema en el cual sea un dispositivo portátil, de bajo consumo de energía, poco peso y que transmita la señal ECG para su posterior procesamiento digital este puede tener un precio aún mayor y la adquisición de estos se ve mermada en hospitales con presupuesto limitado. Venezuela se queda atrás en cuanto al uso y diseño de tecnología en medicina, a comparación de otros países del mundo. Sin embargo, el recurso humano, como lo son los cardiólogos y especialistas del corazón, está totalmente capacitado para atender a pacientes con equipos con el cual puedan facilitarles de gran manera su trabajo.

1.2 Formulación del problema

¿Cómo se puede monitorear la señal del corazón en tiempo real?

1.3 Objetivos de la investigación

1.3.1 Objetivo General

Diseñar un electrocardiógrafo que monitoree señales cardiacas en tiempo real.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Estudiar el funcionamiento de los electrocardiógrafos comerciales.
- Seleccionar los componentes para el diseño de un electrocardiógrafo.
- Establecer la arquitectura del Hardware del electrocardiógrafo.
- Implementar una interfaz gráfica para observar la señal en el software.

1.4 Justificación

El electrocardiógrafo es un dispositivo electromédico muy utilizado en el área de la medicina ya que este permite la adquisición de señales bioeléctricas, pero los precios de estos dispositivos varían mucho en el mercado y más si este es pequeño y totalmente portátil, es por esto que desarrollar un equipo electrónico médico de última tecnología, puede mejorar la atención, diagnóstico y cuidado de los pacientes de un hospital. Asimismo a los especialistas del corazón se les puede facilitar de gran manera su trabajo.

Por otra parte este trabajo de grado ofrece a la Universidad José Antonio Páez el incentivo a los demás estudiantes a investigar más en el área de la Electromedicina y así poder impulsar al país en distintas propuestas innovadoras.

1.5 Alcance de la Investigación

Con la investigación se pretende llegar al diseño de un electrocardiógrafo, el cual cumpla con mostrar la señal ECG en tiempo real, y así el especialista pueda dar su diagnóstico.

1.6 Limitaciones

Para realizar este proyecto de grado se tendrán algunas limitaciones, la cuales son:

- Escasez de dispositivos electrónicos en el mercado.
- Dinero.

- Bibliografía (Planimetría etc.)
- Falta de electrodos desechables en el mercado.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes

Galeote Checa., G. (2017), realizó un trabajo titulado **“Ecg analógico controlado por arduino para monitorizar parámetros cardiacos”** para optar por el título Ingeniero de la Salud presentado en la Universidad de Málaga, España. Facultad de Ingeniería de la Salud. El presente trabajo de investigación se realizó con el propósito de un diseño e implementación de un electrocardiógrafo académico el cual aplica tecnologías actuales para monitorizar parámetros cardiacos. Esta investigación constituye un acercamiento al proceso de diseño de un dispositivo electrónico el cual constituye un circuito analógico que comunicado con una placa de desarrollo Arduino permite la adquisición y procesamiento de una señal de electrocardiograma, se llevaron a cabo investigaciones acerca de los procesos biológicos y electrónicos con el fin justificar cada fase del proceso para el desarrollo del dispositivo. En la investigación se estudió un circuito electrónico AD8232 que corresponde a aquella parte en la que entra en un primer contacto con la señal de medida realiza su captura y posteriormente la señal entra en procesamiento básico como son las tareas de amplificación y reducción de la misma.

La investigación citada, se vincula con la actual en función del estudio de un circuito electrónico AD8232 fue elegido para el desarrollo de este proyecto. La elección de los dispositivos electrónicos para el proyecto de grado es esencial y por ello es necesario considerar toda la información disponible y herramientas empleadas que sean los más actualizados y seguro posible.

De la misma manera Flores Román., J (2015), en su investigación denominada: **“Diseño de un electrocardiógrafo”** para optar por el título de Ingeniero en Sonido e Imagen en Telecomunicación presentado en la Universidad de

Extremadura, España. Facultad de Ingeniería en Sonido. El presente trabajo desarrollo un electrocardiógrafo totalmente portátil el cual se sabe que este aparato es usado en medicina para la captación y ampliación de señales generadas por la actividad eléctrica del corazón. Este trabajo de investigación se desarrolló en distintas etapas: la primera de ellas es la obtención de la señal diferencial entre dos puntos del cuerpo con respecto a una señal de referencia y su posterior pre-amplificación mediante un amplificador de instrumentación, luego una segunda etapa de filtrado para obtener y poder medir únicamente las componentes frecuenciales, una tercera etapa la cual consta de amplificación de la señal y digitalización de la misma para su posterior procesamiento con un microcontrolador, por ultimo una última etapa en cual la señal es visualizada en un pequeña pantalla y ciertos datos obtenidos a partir de ella.

El proyecto se vincula con la actual en función ya que muestra cómo debe estructurarse el diseño del electrocardiógrafo desde un desarrollo en diferentes etapas, lo cual resulta un aporte importante ya que con esto se persigue que el diseño del electrocardiógrafo sea factible y económico.

Por otra parte Pérez Rodas., M (2015), en su investigación denominada: **“Diseño e implementación de un electrocardiógrafo portátil y del sistema de procesamiento digital de señales eléctricas del corazón, para monitoreo y análisis médico”** para optar por el título de Ingeniero Mecánico Eléctrico presentado en la Universidad de San Carlos, Guatemala. Facultad de Ingeniería. El presente trabajo consta de una solución en un sistema unificado de electrocardiografía y monitoreo de un paciente, con un dispositivo portátil, de bajo consumo de energía, poco peso y totalmente móvil, El sistema el cual fue propuesto utiliza el protocolo WIFI utiliza un microcontrolador y fue diseñado una interfaz amigable al especialista. La investigación se enmarco dentro de un proyecto factible. Por otra parte se buscó continuar con los estudios sobre la adquisición de señales bioeléctricas y su posterior procesamiento digital aportando una herramienta portátil al especialista que pueda llevar a cualquier parte y de bajo costo.

La investigación citada, se vincula con la actual en función en conocer los requerimientos de los especialistas del corazón, en como diseñar e implementar un electrocardiógrafo que monitoree al paciente. Por otra parte propone material de instrucción para el diseño e implementación sobre el electrocardiógrafo utilizando un microcontrolador.

2.2 Bases teóricas

2.2.1 Cardiología

La cardiología es la especialización de la medicina centrada en el análisis del corazón. Según Montgomery y Hunter (2012) definen como cardiología a:

“es la rama de la medicina que se especializa en el diagnóstico y tratamiento de enfermedades del corazón, los vasos sanguíneos y el sistema circulatorio. Estas enfermedades incluyen enfermedad de la arteria coronaria, problemas del ritmo del corazón e insuficiencia cardíaca” (p15).

2.2.1.2 Señales cardiacas

El corazón es un órgano capaz de producir una corriente eléctrica por sí mismo y de forma rítmica. Esta característica es muy importante pues le permite latir de forma autónoma y mantener el funcionamiento del sistema circulatorio. La fuente de esta actividad eléctrica es una red de fibras musculares cardiacas especializadas denominadas fibras automáticas, cuya principal característica es ser auto excitable.

La célula miocárdica en situación de reposo es eléctricamente positiva a nivel extracelular y negativa a nivel intracelular. Cualquier estímulo produce un aumento de permeabilidad de los canales de sodio, que conlleva a que se cambie la polaridad, siendo positiva intracelularmente y negativa extracelularmente esto se le conoce como despolarización. Luego posteriormente vuelve a su polaridad inicial (Repolarización). Este proceso se inicia en un punto de la membrana de la célula miocárdica y de forma progresiva, se va extendiendo por toda ella hasta que está despolarizada por completo. Inmediatamente se va produciendo la repolarización secuencial de aquellas zonas que se habían despolarizado previamente. Este movimiento de cargas se puede representar por un vector, que de manera

convencional apunta hacia la región de carga positiva. Si registramos la actividad eléctrica por un electrodo, inicialmente obtendremos un trazado ascendente al aproximarse la corriente de despolarización hacia el mismo, para posteriormente obtener una deflexión brusca (deflexión intrínseca) seguido de un trazado descendente al alejarse la corriente de despolarización. Lo mismo ocurre con la corriente de repolarización.

Cuando la célula se encuentra en reposo el registro es el de una línea isoelectrica. El estímulo eléctrico se origina en el nodo sinusal (figura 1-a), cerca de la desembocadura de la vena cava superior, desde ahí progresa por la aurícula derecha (figura 1-b) seguido de la aurícula izquierda (figura 1-c), llegando al nodo aurículo ventricular (figura 1-d y 1-e), donde sufre el retraso fisiológico de la conducción, que permite que primero se contraigan ambas aurículas (figura 1-f) y posteriormente llegue el impulso a ambos ventrículos (figura 1-h y 1-i).

La despolarización continúa por el haz de Hiss, progresando por el Septum, pared libre de ambos ventrículos y bases secuencialmente (figura 1-g). La despolarización va de endocardio a epicardio. La repolarización auricular se produce a la vez que se despolarizan los ventrículos (figura 1-j). La despolarización ventricular en lugar de iniciarse en el endocardio, como se esperaría, se inicia en epicardio, debido a que durante la sístole se produce un pequeño periodo de isquemia fisiológica en el endocardio por el colapso parcial de las arterias que lo nutren que vienen desde el epicardio, lo que favorece que se inicie la repolarización en el epicardio (figuras 1-k, 1-l, 1-m, 1-n, 1-ñ, 1-o, 1-p y 1-q). Por lo explicado la polaridad de las ondas de despolarización y repolarización auriculares será opuesta, mientras que la de las ventriculares será inicialmente de la misma polaridad.

En la figura 1 se observa la secuencia del comportamiento eléctrico del corazón de diástole a sístole. En rojo se observa el flujo de la corriente en el músculo del corazón y en azul la señal que se observaría en un electrocardiograma.

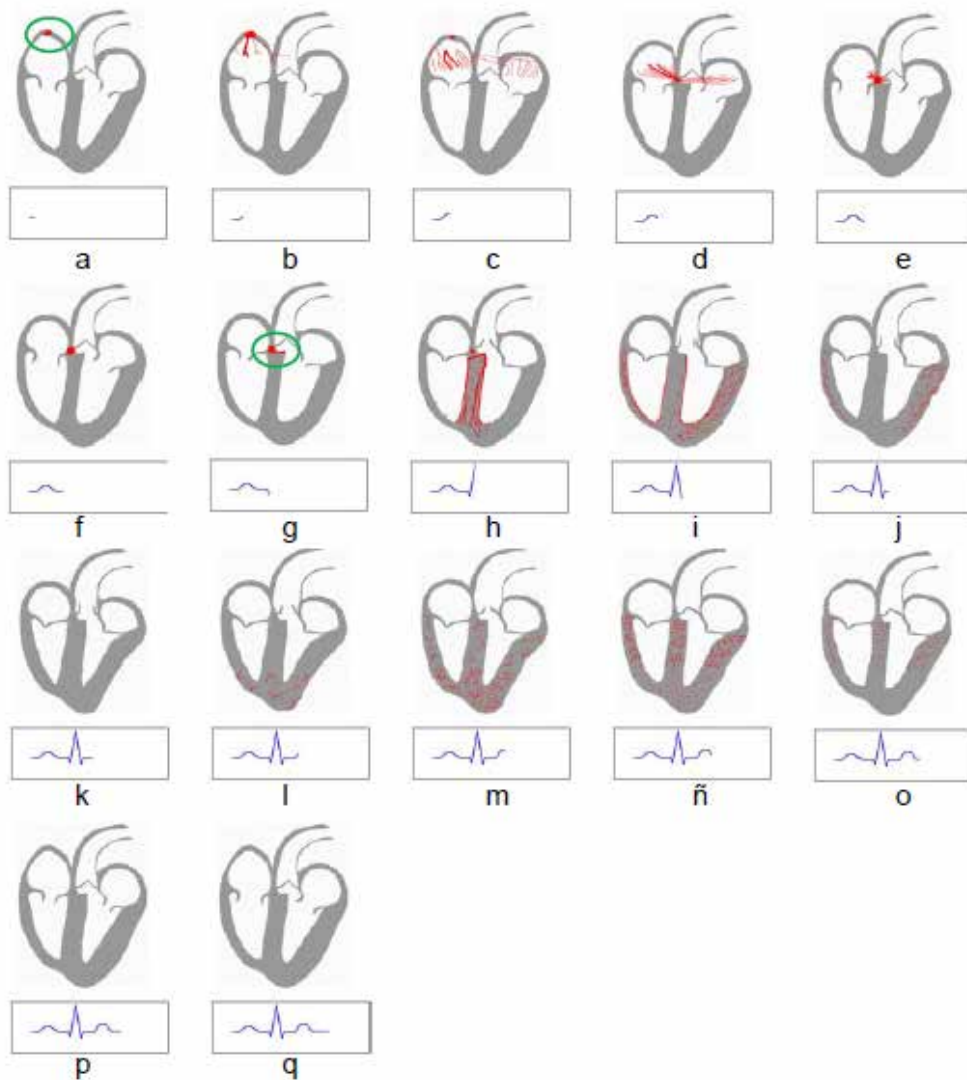


Figura 1. Comportamiento eléctrico del corazón

Fuente: Desarrollo de un dispositivo electrocardiógrafo, Enrique Rodríguez, Página 38

2.2.2 Electrocardiógrafo

Es un equipo de diagnóstico clínico que capta y amplía la señal eléctrica asociada a la actividad física del corazón. El funcionamiento se basa en la instalación de una serie de electrodos que permiten capturar la señal electrocardiográfica generada por la actividad del músculo cardíaco. Estos electrodos son ubicados en la superficie de la piel del paciente a nivel torácico para ello existen algunas

derivaciones que son en el registro de la diferencia de potenciales entre dos puntos que pueden ser dos electrodos (derivación bipolar) o entre un punto virtual y un electrodo (derivaciones mono polares). Cada derivación es un punto de vista distinto del mismo estímulo eléctrico por lo tanto no deben ser analizadas por separado.. Basado en lo anteriormente descrito Dubin (2007) definen como electrocardiógrafo a:

“El electrocardiógrafo es un aparato electrónico que capta y amplía la actividad eléctrica del corazón a través de electrodos colocados en las 4 extremidades y en 6 posiciones precordiales. El registro de dicha actividad es el electrocardiograma (ECG)”(p14).

2.2.2.1 Funcionamiento del Electrocardiógrafo

El funcionamiento del electrocardiógrafo, como equipo de diagnóstico clínico, se basa en la instalación de una serie de electrodos en la superficie de la piel del paciente a nivel de la región torácica y extremidades. Estos electrodos permiten capturar la señal eléctrica generada por la actividad del corazón del paciente.

Un electrocardiógrafo se utiliza para medir cualquier daño al corazón, si existen palpitaciones del corazón anómalas, el tamaño y posición de las cámaras del corazón y efectos de fármacos o dispositivos utilizados para controlar el corazón (tales como marcapasos).

2.2.2.2 Tipos de Electrocardiógrafo

Existen diferentes tipos de electrocardiógrafos que se utilizan dependiendo del resultado que se quiera obtener.

- **Electrocardiógrafo monocanal**

Los electrocardiógrafos monocanal captan e imprimen los impulsos eléctricos del corazón de doce derivaciones por registro, que son registradas en la secuencia seleccionada y pueden ser determinadas de manera automática.

- **Electrocardiógrafo multicanal**

Estos electrocardiógrafos pueden ser de 3, 6 o 12 canales, y permiten registrar 3, 6 o 12 derivaciones simultáneamente .Estos ofrecen numerosas ventajas frente

a los de un solo canal, ya que permiten comparar los registros de las múltiples derivaciones durante el mismo latido cardíaco, facilitando mucho la interpretación y mejorando en consecuencia la precisión del diagnóstico.

- **Electrocardiógrafo Multicanal con impresión**

Su funcionamiento es igual que el anterior, pero este usa un ordenador con patrones que es capaz de reconocer y diferenciar las señales de ECG normales de las que no lo son. Se identifica la señal completa y determina sus medidas más importantes, utilizando como base de análisis la frecuencia cardíaca, la amplitud de la señal, el tamaño de las ondas o los intervalos entre los componentes de las ondas.

2.2.2.3 Electrocardiograma

Un electrocardiograma o ECG es un registro que se realiza con el fin de observar la actividad eléctrica del corazón. Este registro puede proporcionar una gran cantidad de información sobre el músculo cardíaco y su funcionamiento. Puede ser empleado para medir el ritmo y la regularidad de los latidos del corazón así como el tamaño y la posición de las aurículas y ventrículos, mediante él es posible determinar cualquier daño al corazón. Basado en lo anteriormente descrito Dubin (2007) definen como el electrocardiograma es:

“El electrocardiograma (ECG) registra la señal eléctrica del corazón, proporcionando un registro de la actividad cardiaca eléctrica, así como también información valiosa acerca de la función y estructura del corazón” (p6).

2.2.2.4 Descripción básica de una señal eléctrica de electrocardiografía

Una señal electrocardiográfica es una representación gráfica de la actividad eléctrica cardiaca. El ECG puede separarse en dos intervalos básicos, el intervalo PR y el intervalo PQ.

- **Intervalo PR**

El intervalo PR es la distancia entre el inicio de la onda P y el inicio del complejo QRS. Este abarca la transmisión del potencial de acción desde el nodo

sinusal hasta el nodo auriculo ventricular. Lo que se ve representado como la despolarización auricular y el inicio de la despolarización ventricular. El intervalo PR también incluye a la repolarización de las aurículas. Lo que se conoce como la Onda T auricular. Sin embargo, dicha repolarización suele tener tan baja amplitud que de forma normal se ve representada de forma isoeletrica en el segmento PR.

Componentes del Intervalo PR

- **La Onda P:** La cual como ya mencionamos en otros artículos, representa la despolarización de las aurículas y el inicio del potencial de acción en el nodo sinusal. De forma general la onda P se muestra positiva en casi todas las derivaciones del electrocardiograma.
- **Segmento PR:** El Segmento PR es el espacio isoeletrico que se encuentre entre el final de la onda P y el inicio del complejo QRS. Este representa el paso del potencial de acción hasta el nodo auriculo ventricular.

- **Intervalo QT**

El intervalo QT se mide desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T. Representa la duración de la sístole eléctrica ventricular (el conjunto de la despolarización y repolarización ventricular). El intervalo QT incluye el intervalo QRS, el segmento ST y la onda T. La onda U debe ser excluida al medir el intervalo QT. La inclusión de la onda U puede “aumentar” el QTc en 80-200 ms y precipitar innecesariamente un diagnóstico de síndrome de QT largo. El intervalo QT varía dependiendo de la frecuencia cardiaca, disminuye a frecuencias cardiacas rápidas y aumenta a frecuencias lentas. Por ello, para determinar si es normal o no, debemos realizar una adecuada corrección por la frecuencia (QT corregido o QTc).

La duración del intervalo QT puede tener variaciones circadianas, de edad y de género, siendo la frecuencia cardiaca el factor más decisivo en su duración. Por tanto, su medición debe ser siempre corregida de acuerdo a ella; éste es el QT corregido. Las mediciones realizadas de manera computacional no son confiables. Para medir adecuadamente el QT basta un ECG de 12 derivaciones, tomado a la

velocidad estándar de 25 mm por segundo, en reposo. En caso de evaluar el efecto de alguna droga, el ECG debe ser tomado en el momento de la mayor concentración sanguínea de la droga.

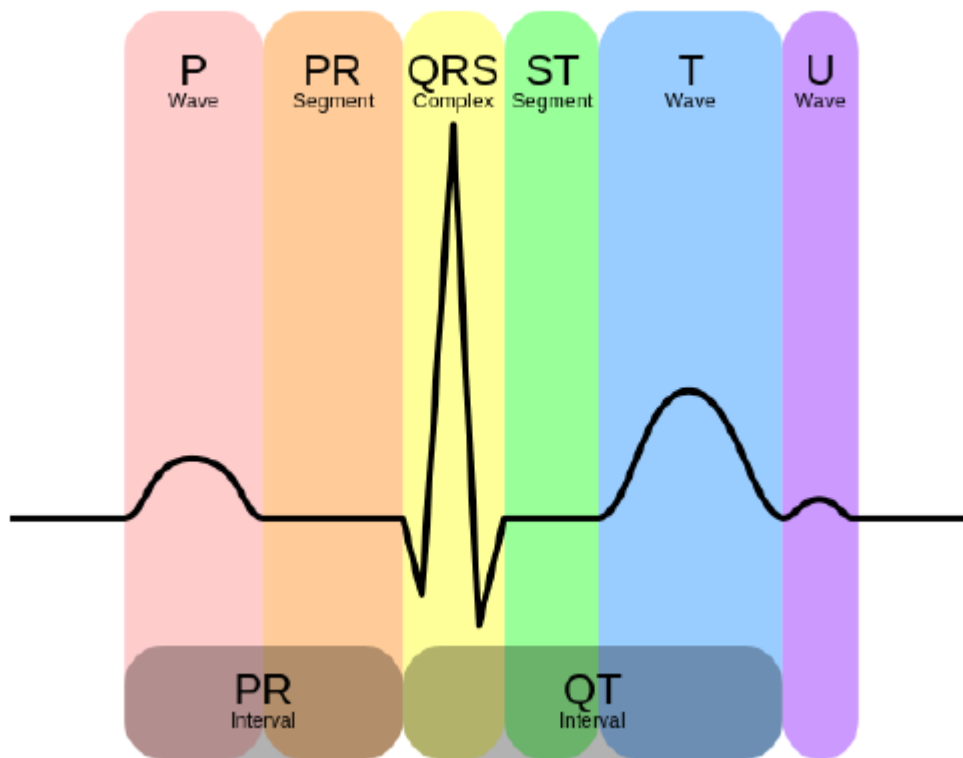


Figura 2. Intervalos del ECG

Fuente: Desarrollo de un dispositivo electrocardiógrafo, Enrique Rodríguez, Página 52

En la figura 2 se observa señal eléctrica de electrocardiografía básica, en la cual se destacan los componentes del intervalo PR y QT.

2.2.2.5 Especificaciones y requisitos de los electrocardiógrafos

Los electrocardiogramas son ampliamente utilizados, para diagnosticar, es necesario tomar en cuenta una serie de recomendaciones muy rígidas a la hora de su diseño e implementación. La Administración de Alimentos y Medicamentos de los Estados Unidos (FDA por sus siglas en inglés), hace mención de una serie de requisitos y normas para el diseño y fabricación de estos dispositivos:

1. **Circuitos de Protección:** Incluye dispositivos de protección para que en caso de altas tensiones, que pueden aparecer en la entrada del dispositivo y que bajo estas condiciones no lo dañen.
2. **Selector de Electrodo:** Cada electrodo conectado al paciente y está unido al cable selector del electrocardiógrafo. La función de este bloque es para determinar cuáles electrodos son necesarios para una ventaja particular y para conectarlos al resto del circuito. Es esta parte del electrocardiograma se hacen conexiones para el terminal central. Este bloque puede ser controlado por el operador o por el microordenador del electrocardiógrafo cuando esta opere en modo automático. Selecciona uno o más clientes potenciales a ser registrados. En modo automático, cada una de las 12 derivaciones estándar se registra para una duración corta, como de 10 segundos.
3. **Señal de Calibración:** Una señal de calibración de 1 mV se introduce momentáneamente en el electrocardiograma para cada canal que se registra.
4. **Preamplificador:** La etapa de preamplificador de entrada lleva a cabo la amplificación inicial de la ECG. Esta etapa debería tener muy alta impedancia de entrada y una proporción de modo de rechazo común de alta (CMRR). Una etapa de preamplificador típica es el amplificador diferencial que consta de tres amplificadores operacionales. Un interruptor de control de ganancia se incluye a menudo como una parte de esta etapa.
5. **Circuito Aislador:** La circuitería de este bloque contiene una barrera para el paso de corriente desde la línea de potencia (50 o 60 Hz). Por ejemplo, si el paciente entró en contacto con una línea de 120 V, esta barrera evitaría corrientes peligrosas fluya desde el paciente a través del amplificador al microordenador.
6. **Circuito de referencia (pierna derecha):** Este circuito proporciona un punto de referencia en el paciente, que normalmente se encuentra en potencial de tierra. Esta conexión se realiza normalmente a un electrodo en la pierna derecha del paciente.

7. **Circuito Amplificador:** En este bloque el circuito amplifica a un nivel en el que se puede grabar adecuadamente la señal de la memoria del sistema. Su entrada debe ser de corriente alterna acoplada de manera que compensa las tensiones amplificadas por el preamplificador. Estos voltajes dc, cuando se amplifican por esta etapa, pueden hacer que se sature. Esta etapa también realiza el filtrado de paso de banda del electrocardiograma para dar las características de frecuencia. También a menudo tiene un control de desplazamiento de cero que se utiliza para posicionar la señal a almacenar. Este control ajusta el nivel de corriente continua de la señal de salida.
8. **Memoria del Sistema:** Muchos electrocardiógrafos modernos almacenan electrocardiogramas en la memoria, así como para imprimirlos. La señal se digitaliza primero por un convertidor de analógico digital (ADC) y, a continuación muestras de cada cable se almacenan en la memoria. La información del paciente ingresado a través del teclado también se almacena. El microordenador controla esta actividad de almacenamiento.
9. **Microcomputadora:** El microordenador controla el funcionamiento global del electrocardiógrafo. Este puede seleccionar varios modos de operación mediante la invocación de un programa en particular. Por ejemplo, él o ella puede pedir a la microcomputadora para generar el electrocardiograma de 12 derivaciones estándar seleccionando tres simultáneos 10 s segmentos del plano frontal seis derivaciones seguido de tres 10 s segmentos de las seis derivaciones del plano transversal. El microordenador en algunas máquinas también puede realizar un análisis preliminar del electrocardiograma para determinar la frecuencia cardíaca, reconocer algunos tipos de arritmia, calcular los ejes de diversas características directamente y determinar los intervalos entre estas características. Un teclado y una pantalla alfanumérica permiten al operador para comunicarse con el microordenador.
10. **Impresora:** Este bloque proporciona una copia impresa del ECG registrado señal. También imprime la identificación del paciente, información clínica

introducida por el operador, y los resultados del análisis automático del electrocardiógrafo. Aunque se emplearon grabadoras de tipo osciloscopio analógicas para esta función en el pasado, la electrocardiografía moderna hace uso de las técnicas de grabación térmicos o electrostáticos en la que la única parte móvil es el papel que se transporta bajo el cabezal de impresión. Electrocardiogramas digitalizados también se pueden almacenar en la memoria permanente, tales como la memoria flash o disco, basada ópticamente tales como CD o DVD.

2.2.3 Electrodo

Los electrodos son dispositivos que permiten medir, registrar potenciales y corrientes provenientes del cuerpo, se encargan de convertir las corrientes iónicas producidas por la distribución de potencial en el interior del tejido del cuerpo en corrientes eléctricas. Los electrodos proveen la interfaz entre el cuerpo y el dispositivo. El circuito equivalente del electrodo de biopotencial es el siguiente:

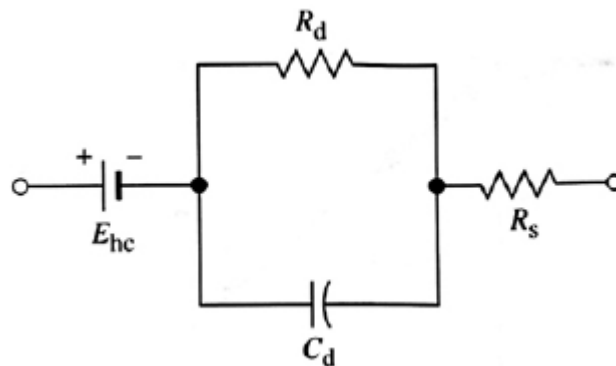


Figura 3. Circuito equivalente para un electrodo de biopotencial

Fuente: Posicionamiento de electrodos, Pérez Mario,

Se observa en la figura 3, un circuito equivalente para un electrodo de biopotencial en contacto con un electrolito quien tiene el potencial de media célula, R_d y C_d son la impedancia asociada con la interfaz electrodo electrolito y los efectos

de polarización, y R_s es la resistencia en serie asociada con los efectos de interface y debido a la resistencia en el electrolito.

Los electrodos utilizados por el dispositivo toman la señal eléctrica y llevan hasta el amplificador de instrumentación; las características de estos debe ser: proporcionar un nivel de aislamiento correcto al paciente y una resistencia muy baja, para evitar la atenuación de la señal.



Figura 4. Posición adecuada de los electrodos.

Fuente: Desarrollo de un dispositivo adquirir señales eléctricas, Álvaro Enrique Martí Rodríguez, Página 38

Estos electrodos, deben ser posicionados en la dirección de propagación de la onda eléctrica del corazón, ésta usualmente se encuentra a 60 grados en sentido horario desde una referencia horizontal al nivel del corazón. En la figura 4 se observa la forma correcta de como colocar las posiciones de los electrodos.

2.2.4 Potencial de Acción Cardíaco

La contracción del músculo cardiaco, es generada a partir de una respuesta eléctrica en la membrana denominada potencial de acción cardíaca el potencial eléctrico en las fibras cardíacas oscila entre 150 y 300ms. Este intervalo tiene importantes consecuencias funcionales, se encarga de garantizar que el músculo no pueda volver a excitarse antes de terminar la contracción cardiaca. Bajo condiciones de reposo una célula cardiaca posee carga negativa en su interior y positiva en su exterior, el equilibrio es mantenido por la permeabilidad selectiva de la membrana a

cationes, y posteriormente a la actividad de la bomba Potasio y Sodio (Na-K), la diferencia de cargas a ambos lados de la membrana se denomina potencial de reposo

Las células del Nódulo sinusal y Nódulo aurícula ventricular presentan cambios de potencial rítmicos en la membrana del tejido cardiaco, las fases en las que se desarrolla la actuación son:

- **Fase de reposo inestable:** el potencial de membrana se despolariza hasta generar un potencial de acción, lo que permite el paso de cargas positivas a través de ella. Este proceso de despolarización se conoce como potencial marcapasos o despolarización diastólica.
- **Fase de despolarización:** debido a la entrada de cationes provenientes del exterior de la membrana.
- **Fase de repolarización:** el potencial de acción se conduce por las fibras auriculares hasta llegar al Haz de His.

En la Tabla 1, se observa que la frecuencia cardiaca disminuye en el individuo con relación al aumento de su edad hasta llegar a la edad de 10 años, donde en individuos sanos es 60-100 latidos por minuto (lat/min.).

Tabla 1.Tabla de frecuencias cardiacas en distintos tipos de pacientes.
Fuente: Zambrano (2019)

Paciente	Frecuencias
Bebés (1-11 meses)	120-170 lat/min
Niños (1-2 años)	100-120 lat/min
Niños (3-4 años)	80-120 lat/min
Niños (5-6 años)	75-115 lat/min
Niños (7-9 años)	70-110 lat/min
Niños de 10 años y adultos	60-80 lat/min

Cuando el corazón está sano, este proceso suele desarrollarse con fluidez, lo cual da como resultado una frecuencia cardíaca normal en reposo de 60 a 80 latidos por minuto.

Los médicos clasifican las arritmias no solo según dónde se originan (aurículas o ventrículos), sino también según la velocidad de la frecuencia cardíaca que provocan:

- **Bradicardia:** se define como un ritmo cardíaco lento o irregular, normalmente inferior a 60 latidos por minuto. Con este ritmo, el corazón no puede bombear suficiente sangre rica en oxígeno al cuerpo durante la actividad normal o el ejercicio.
- **Taquicardia:** se refiere al latido del corazón rápido: frecuencia cardíaca en reposo superior a los 100 latidos por minuto.

Para definir los tipos de arritmias según distintos tipos de pacientes se especifica una tabla de frecuencias cardíacas.

Tabla 2.Tabla de clasificación de las arritmias en distintos tipos de pacientes.

Fuente: Zambrano (2019)

	Bradicardia	Normal	Taticardia
Recién Nacido	20-100 lat/min	120-170 lat/min	>170 lat/min
Niño de 2 a 4 años	20-100 lat/min	100-120 lat/min	>120 lat/min
Niño de 6 a 8 años	20-100 lat/min	100-115 lat/min	>115 lat/min
Adultos	20-60 lat/min	60-80 lat/min	>80 lat/min

2.2.5 Plataforma de desarrollo Arduino

Es una plataforma electrónica para prototipos de código abierto, está diseñada para hacer el uso de la electrónica en proyectos multidisciplinarios accesible fácilmente. El hardware consiste en un diseño simple para la tarjeta Arduino, con un procesador Atmel AVR y soporte de entradas y salidas de la tarjeta. El software consiste en un lenguaje de programación estándar y un boot loader que se ejecuta en

la tarjeta. El hardware es programado empleando un lenguaje basado en cableado (sintaxis + librerías), muy similar a C++ con algunas simplificaciones y modificaciones, y un entorno de desarrollo integrado basado en Processing (IDE).

El Arduino es básicamente una placa con un microcontrolador. Un microcontrolador (abreviado μ C, UC o MCU) es un circuito integrado programable, capaz de ejecutar las órdenes grabadas en su memoria. Está compuesto de varios bloques funcionales, los cuales cumplen una tarea específica. Un microcontrolador incluye en su interior las tres principales unidades funcionales de una computadora: unidad central de procesamiento, memoria y periféricos de entrada/salida.

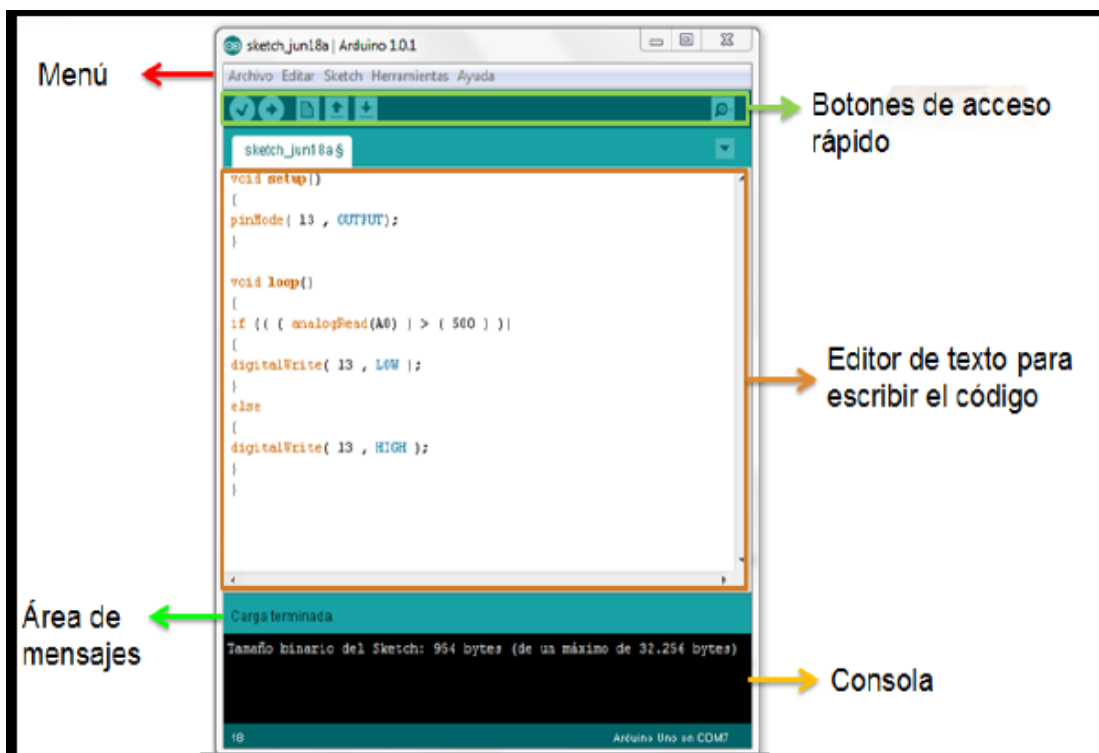


Figura 5. Plataforma de desarrollo Arduino

Fuente: Desarrollo de un dispositivo Arduino, Página 5






Para empezar a programar la placa del Arduino UNO es necesario descargarse el programa de la página web de Arduino el entorno de desarrollo IDE. Se dispone de

versiones para Windows y para MAC, en la Figura 5 se muestra el aspecto del entorno de programación, el cual está constituido por un editor de texto para escribir el código, una consola de texto, un área de mensajes, una barra de herramientas con botones para las funciones más comunes, y una serie de menús. Permite la conexión con el hardware de Arduino para cargar los programas y comunicarse con ellos.

Cuando se programa en el entorno de Arduino existe la posibilidad de buscar, reemplazar, cortar y pegar texto lo que facilita la programación. En el área de mensajes se puede observar la información mientras se ejecutan los programas y también muestra los errores de los programas. La barra de herramientas permite verificar el proceso de carga de la tarjeta Arduino, guardado de programas, y la monitorización serie, en la Tabla 2 se puede observar cada función que cumplen sus herramientas.

Tabla 3. Especificaciones técnicas del software Arduino

Fuente: Zambrano (2019)

Herramientas	Función
	Verificar Chequea el código en busca de errores.
	Cargar Compila el código y lo graba en la placa E/S de Arduino.
	Nuevo Crea un nuevo sketch
	Abrir Presenta un menú de todos los programas sketch de su “sketchbook”, (librería de sketch). Un click sobre uno de ellos lo abrirá en la ventana actual
	Guardar Guarda el programa Sketch



Monitor Serial
Inicia la monitorización serie

2.2.6 Interfaz gráfica LABVIEW

LABVIEW es un lenguaje de programación de alto nivel, de tipo gráfico, y enfocado al uso en instrumentación. Pero como lenguaje de programación, debido a que cuenta con todas las estructuras, puede ser usado para elaborar cualquier algoritmo que se desee, en cualquier aplicación, como en análisis, control, juegos, manejo de textos, etc.

Cada programa realizado en LABVIEW es llamado Instrumento Virtual (VI), el cual como cualquier otro ocupa espacio en la memoria del computador, por tanto requiere un hardware adecuado para manejo de gráficos.

La memoria usada la utiliza para cuatro bloques diferentes como son:

- **Panel frontal:** donde se ven los datos, se los manipula y controla.
- **Diagrama de bloques:** en este se aprecia la estructura del programa, su función y algoritmo, de una forma gráfica en lenguaje G, donde los datos fluyen a través de líneas.
- **Programa compilado:** cuando se escribe en LABVIEW, el algoritmo implementado en forma gráfica no es ejecutable por el computador, por tanto, LABVIEW requiere elaborar un código assembler, con base en el código fuente de tipo gráfico.
- **Datos:** como el algoritmo maneja datos, requiere de un espacio de memoria para estos, lo que hace tomar en cuenta que el computador usado debe tener la memoria suficiente para manejarlos. Por ejemplo, como ya se vio en el capítulo anterior, el computador recibe 900 datos de 8 bits en segundo, los que deben ser transformados en 300 datos de 10 bits cada segundo, filtrados y presentados, previo a recibir un nuevo paquete de datos.

2.3 Bases legales

2.3.1 COVENIN

COVENIN corresponde al acrónimo de la Comisión Venezolana de Normas Industriales, como se conoció desde 1958 hasta 2004 al ente encargado de velar por la estandarización y normalización bajo lineamientos de calidad en Venezuela.

COVENIN estableció los requisitos mínimos para la elaboración de procedimientos, materiales, productos, actividades y demás aspectos que estas normas rigen. En esta comisión participaron entes gubernamentales y no gubernamentales especialistas en un área.

2.3.2 Ley Orgánica de la Salud

La Ley Orgánica de Salud de la República Bolivariana de Venezuela es la legislación que regula todo lo relacionado con la salud en Venezuela. La ley fue decretada por el entonces senado venezolano en Caracas, el 11 de noviembre de 1998 en la Gaceta Oficial de la República Bolivariana de Venezuela número 36579,¹ durante la presidencia de Rafael Caldera, sustituyendo la Ley de Sanidad Nacional decretada el 22 de julio de 1938 y la Ley Orgánica del Sistema Nacional de Salud publicada el 23 de junio de 1987.

La Ley Orgánica de Salud establece la creación de un Consejo Nacional de Salud cuya función es establecer coordinación con el Ministerio de Sanidad y Asistencia Social (MSAS), el Presidente de la República y los demás ministerios que tengan acciones que desarrollar en relación a la política nacional de salud y bienestar social. Este Consejo Nacional de Salud, a veces identificado como CONASA, tuvo su auge durante los años 1970 menguando considerablemente hasta la presente Ley Orgánica sin que existan reportes emitidos o publicados por el organismo desde entonces. Las funciones del Consejo Nacional de la Salud han sido asumidas por quien la preside, el Ministerio de Sanidad y Asistencia Social, especialmente después de la reforma de la administración central de 1999 que fusionó al MSAS con el Ministerio de la Familia.

2.3.2.1. Artículos aplicados de la Ley orgánica de Salud.

Artículo 32.- La Contraloría Sanitaria comprende: el registro, análisis, inspección, vigilancia y control sobre los procesos de producción, almacenamiento, comercialización, transporte y expendio de bienes de uso y consumo humano y sobre los materiales, equipos, establecimientos e industrias destinadas a actividades relacionadas con la salud.

Artículo 33.- La Contraloría Sanitaria será responsabilidad del Ministerio de la Salud. El ejercicio de esta competencia podrá ser delegado por el ministro sólo a los efectos de la fiscalización y supervisión del servicio.

La contraloría sanitaria garantizará las condiciones para el funcionamiento de los materiales, equipos, edificaciones, establecimientos e industrias relacionadas con la salud.

2.3.3 Ley orgánica de ciencia, tecnología e innovación

La Ley orgánica de ciencia, tecnología e innovación, publicada en Gaceta Oficial N° 39575 de fecha 16 de diciembre de 2010, tiene por objeto dirigir la producción científica y tecnológica, y sus aplicaciones, con base en el ejercicio pleno de la soberanía nacional, la democracia participativa y protagónica, la justicia y la igualdad social, el respeto al ambiente y la diversidad cultural, mediante la aplicación de conocimientos populares y académicos. Dirigir la generación de una ciencia, tecnología, innovación y sus aplicaciones, con base en el ejercicio pleno de la soberanía nacional, la democracia participativa y protagónica, la justicia y la igualdad social, el respeto al ambiente y la diversidad cultural, mediante la aplicación de conocimientos populares y académicos. A tales fines, el Estado Venezolano formulará, a través de la autoridad nacional con competencia en materia de ciencia, tecnología, innovación y sus aplicaciones, enmarcado en el Plan Nacional de Desarrollo Económico y Social de la Nación, las políticas públicas dirigidas a la solución de problemas concretos de la sociedad, por medio de la articulación e integración de los sujetos que realizan actividades de ciencia, tecnología, innovación

y sus aplicaciones como condición necesaria para el fortalecimiento del Poder Popular.

2.4 Definición de términos básicos

Aurícula: cavidad que existe en el corazón, a donde llega la sangre procedente de los vasos sanguíneos.

Despolarización: Reducción del potencial de membrana a un valor menos negativo.

Electrocardiógrafo: Dispositivo electrónico que capta, a través de electrodos y amplifica la actividad eléctrica del corazón.

Electrocardiograma: Registro de la actividad eléctrica del corazón, captado por un electrocardiógrafo, ya sea de forma impresa o guardada por medios digitales.

Electrodo: Transductor que convierte corriente iónica en corriente eléctrica, el cual es utilizado para capturar la actividad eléctrica del corazón.

Front-end: Se refieren a la separación de intereses entre una capa de presentación y una capa de acceso a datos, respectivamente.

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

3.1 Tipo de investigación

La naturaleza propia del proyecto, hace que la investigación entre en la clasificación de proyecto factible, puesto que se desarrollará un plan de trabajo para el diseño de un electrocardiógrafo que se utilizara para monitorear la señal del corazón en tiempo real esto con fin de solventar los inconvenientes que presentan los equipos actuales. Basado en lo anteriormente descrito Mijares y García (2007) definen como proyecto factible a:

“... la investigación elaboración y desarrollo de una propuesta de un modelo operativo viable para solucionar problemas, requerimientos o necesidades de organización o grupos sociales; puede referirse a la formulación de políticas, programas tecnologías, métodos o procesos. El proyecto factible debe tener apoyo en una investigación de tipo documental, de campo o un diseño que incluya ambas modalidades...”(p5).

3.2 Diseño de la investigación

El diseño de la investigación es el conjunto de directrices que toma el investigador con el fin de observar, analizar y plantear una solución de ser posible a la problemática objeto de la investigación. Según Palella y Martins (2012) definen como investigación de campo a:

“La Investigación de campo consiste en la recolección de datos directamente de la realidad donde ocurren los hechos, sin manipular o controlar las variables. Estudia los fenómenos sociales en su ambiente natural. El investigador no manipula variables debido a que esto hace perder el ambiente de naturalidad en el cual se manifiesta....”(pag.88).

3.3 Nivel de la investigación

El nivel de investigación se refiere según Arias:(2012) “al grado de profundidad con que se aborda un objeto o fenómeno”(p.47). Así pues, el nivel de investigación establece hasta qué punto se llevará a cabo el estudio del tema o

problema planteado. Tomando en cuenta el tipo de investigación, se conocerá el nivel en el cual se basa todo el estudio. También el nivel permite saber qué factores tienen que intervenir para el desarrollo de toda la investigación.

Tomando en cuenta lo anteriormente expuesto, el nivel de investigación que se emplea es descriptiva definido por Hurtado de B. (2010), como:

“Los estudios descriptivos miden de forma independiente las variables, y aun cuando no se formulen hipótesis, las primeras aparecerán enunciadas en los objetivos de investigación” (p.223).

Lo mencionado por Hurtado, se aplica a todas las investigaciones que conllevan a diseños dirigidos a cubrir necesidades y que están basados en conocimientos anteriores.

3.4 Técnicas e Instrumentos de Recolección de datos

Los instrumentos de investigación son parte fundamental de la misma ya que son los medios por los cuales el investigador puede recolectar datos sobre la problemática en la que está trabajando, teniendo esto en cuenta Sabino (1992) lo define como:

“Un instrumento de recolección de datos es en principio cualquier recurso de que pueda valerse el investigador para acercarse a los fenómenos y extraer de ellos información. De este modo el instrumento sintetiza en sí toda la labor previa de la investigación, resume los aportes del marco teórico al seleccionar datos que corresponden a los indicadores y, por lo tanto a las variables o conceptos utilizados”(p.149,150).

Y por técnica se va a anotar la definición que nos da el diccionario de metodología anteriormente citado, el cual establece que las técnicas de investigación son: “Conjunto de mecanismos, medios y sistemas de dirigir, recolectar, conservar, reelaborar y transmitir los datos sobre estos conceptos” (p.150).

3.4.1. Técnicas empleadas

3.4.1.1. Revisión Documental

La revisión documental es hacer una recopilación de información sobre textos e investigaciones generados por otros investigadores que tienen relación directa o

indirecta con la problemática que es razón de estudio. Hurtado (2010) define este concepto como:

“... es una técnica en la cual se recurre a información escrita, ya sea bajo la toma de datos que pueden haber sido producto de mediciones hechas por otros como texto en sí mismo constituyen los eventos de estudio”(p.427).

3.4.1.2. Observación directa

La observación directa es el proceso en el cual el investigador recolecta datos directamente desde el medio ambiente del fenómeno a estudiar, por otro lado Hurtado (2010) la define como: "... un proceso de atención, recopilación, selección y registro de información para el cual el investigador se apoya en sus sentidos”(p.459).

3.4.2. Instrumentos empleados

3.4.2.1. Instrumento de registro

Permite poseer un soporte de la información en periodos de tiempo relativamente largos de modo que el investigador pueda recuperar la información cuando lo necesite.

3.4.2.2. Instrumento de observación técnicamente asistida

Principalmente se contara con el empleo de algún dispositivo de medición de variables físicas de interés presentes en la realización de todas las experiencias que tenga el investigador con el fenómeno a estudiar.

3.5 Fases de la Investigación

Fase I: Estudiar el funcionamiento de los electrocardiógrafos comerciales.

Se realizará el estudio del funcionamiento de los electrocardiógrafos. Para ello primeramente se precisa recurrir a una profunda y asertiva revisión bibliográfica Por otra parte también se realizara el estudio de la posición adecuada de los electrodos ya que ellos se encargan de tomar la señal ECG. Para culminar la fase I es importante realizar distintas entrevista a varios especialistas.

Fase II: Seleccionar los componentes para el diseño de un electrocardiógrafo.

Se procederá a realizar el estudio del front-end el circuito electrónico que conforma la etapa analógica del electrocardiógrafo, también se estudiar la utilización del dispositivo arduino como parte del diseño. Al realizar esta evaluación se tomaran en cuenta las mejores opciones para el proyecto.

Fase III: Establecer la arquitectura del Hardware del electrocardiógrafo.

Mediante la fase anterior se seleccionaron los componentes para el diseño de electrocardiógrafo, por consiguiente y se procederá a establecer la arquitectura del hardware del electrocardiógrafo.

Fase IV: Implementar una interfaz gráfica para observar la señal en el software.

Siguiendo el estudio anteriormente se procederá a realizar una interfaz gráfica el cual permita monitorear la señal de corazón en tiempo real. Para implementar la interfaz se utilizara el programa LABVIEW.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

4.1 Fase I: Estudiar el funcionamiento de los electrocardiógrafos comerciales.

4.1.1 Observación directa.

El electrocardiógrafo es un instrumento médico electrónico que capta y amplía los impulsos eléctricos del corazón. Para ello se conectan electrodos en las extremidades superiores e inferiores y en seis posiciones precordiales. Como resultado se obtiene el electrocardiograma (ECG). En general el electrocardiógrafo tiene distintos parámetros los cuales hay que tener en cuenta para el diseño como la magnitud de la señal, el tipo de electrodos a utilizar, amplificación de la señal, frecuencia de muestreo, tipo de transmisión, en general, todos los aspectos por lo que pasa la señal hasta llegar al computador, que en este caso es el que realiza el análisis propiamente dicho. Sin embargo el correcto análisis digital de una señal bioeléctrica depende en gran parte de la prolijidad y el cuidado que se tenga al momento de la adquisición de la misma, es decir, al momento de seleccionar o diseñar el sistema de adquisición de datos. Por lo tanto esta información es necesaria porque permitirá que el diseño sea apropiado para obtener una señal manejable y confiable proveniente del corazón. Desde el punto de vista Técnica hablando el estudio acerca del procesamiento, caracterización y análisis de los diferentes registros electrocardiográficos, se realizan mediante técnicas variadas como lo son la Transformada de Fourier (FFT). Para este diseño es fundamental el análisis de la frecuencia de muestreo que es usada para la adquisición de las señales, que para el caso de las señales bioeléctricas es de 1000 muestras por segundo, por otro lado la amplitud de esta señal oscila en el rango de los mili voltios entre 500 y 600 mv. Por lo tanto es importante tener en cuenta que el diseño de electrocardiógrafo debe colaborar con las características propias de cada elemento mencionado anteriormente.

De esta manera y con la ayuda de la interfaz gráfica computarizada el especialista observara de manera clara la señal del corazón, posteriormente obtendrá la frecuencia cardiaca que según este valor podrá detectar distintas patologías en el paciente.

4.1.2 Revisión documental del funcionamiento de un electrocardiógrafo.

El electrocardiógrafo es un equipo en el cual su sistema básico consiste en un módulo de protección del usuario, un módulo de amplificación de la señal eléctrica y un módulo de filtrado. Aunado a esto, el sistema desarrollado cuenta con un dispositivo programable que permite transmitir la información a un equipo de cómputo para su posterior análisis. Procesando y generando toda la información se divide la estructura interna del sistema de adquisición de señales cardiacas en cuatro módulos que interconectan al usuario con el equipo electrónico (computadora):

- Transductor.
- Etapa de amplificación y pre-filtrado.
- Etapa de digitalización y filtrado.
- Etapa de almacenamiento y transmisión de datos.

Es importante mencionar que entre el usuario y la primera etapa existe un sistema de protección que lo previene de posibles corrientes de fuga.

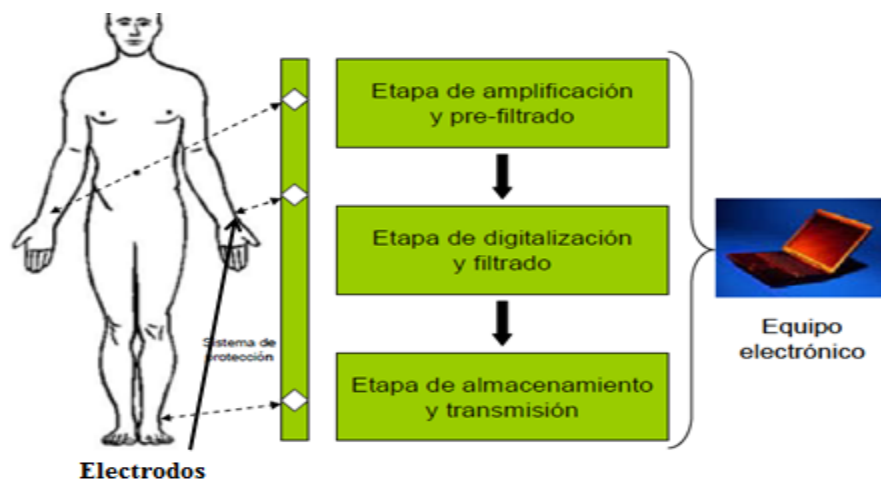


Figura 6. Sistema de adquisición y procesamiento de señales electrocardiográficas.

Fuente: Desarrollo de un dispositivo adquirir señales eléctricas, Álvaro Rodríguez, Página 53

4.1.2.1 Transductor

Es un dispositivo el cual proporciona una salida utilizable en respuesta a una magnitud física, propiedad o condición específica que se desee medir, generalmente se trata de un dispositivo utilizado para convertir un fenómeno físico en una señal eléctrica. El nombre del transductor ya nos indica cual es la transformación que realiza por ejemplo: electromecánica, transforma la señal eléctrica en mecánica o viceversa). Este dispositivo es utilizado principalmente en la industria, medicina, robótica, etc.

En el electrocardiógrafo para representar las señales ECG, es necesario transformar las corrientes iónicas en corriente eléctrica para que el dispositivo pueda procesar la señal, esto se logra mediante el uso de los electrodos.

- **Electrodos**

Los electrodos, son los elementos primarios de un ECG, estos son dispositivos en el cual permiten medir las señales eléctricas del corazón. Convierten las corrientes iónicas del cuerpo humano en corrientes eléctricas, estos dispositivos cumplen con las siguientes características: baja impedancia, potencial de contacto estable y pequeño, duradero en el tiempo, transformar corrientes con poca pérdida de información.

- Tipos de Electrodos

Placas Metálicas: Este electrodo consiste de un botón metálico de contacto hecho de plata - cloruro de plata en la parte alta de la columna, el cual se rellena con el gel o pasta conductiva. Este electrodo se mantiene en su posición mediante un disco de hule espuma cuya superficie tiene una sustancia adhesiva. El uso del relleno de gel o pasta conductiva en la columna, lo cual mantiene al electrodo sin contacto directo con la superficie de la piel, reduce los artefactos de movimiento. Es utilizado para monitoreo de Electroencefalograma (EEG), Electromiograma (EMG) y Electrocardiograma (ECG).

Electrodos de succión: Este tipo de electrodos no requiere cintas ni adhesivos para conservarse en su lugar; estos se utilizan para electrocardiografía

(mediciones en el pecho). Consiste de un electrodo cilíndrico metálico hueco que hace contacto con la piel en su base, se le adhiere un gel electrolítico en la placa el cual hace contacto con la piel.

Electrodos flotantes: son electrodos flotantes, son prácticamente inmune. En ellos se elimina el contacto directo del electrodo con la piel. La parte metálica es un disco o una bolita de plata recubierta con cloruro de plata, que entra en contacto eléctrico con la piel sólo a través de la pasta electrolítica contenida en su cavidad. Cuando el paciente se mueve, la pasta electrolítica permanece estática respecto al disco metálico, por lo tanto no se alteran las capas de carga de la interface. El electrodo flotante es estable y adecuado para múltiples usos. En los electrodos flotantes desechables, la pasta electrolítica está embebida en una esponja. La esponja está en contacto con la piel por una cara y por la otra firmemente adherida al electrodo metálico.

Dependiendo de la posición de los electrodos se puede captar distintas posiciones del vector electrográfico y por tanto poder observar distintas actividades del corazón. Existen una gran variedad de posiciones para colocar los electrodos a lo largo del cuerpo sin embargo sólo se utilizan un número establecido de estas. Se pueden dividir en tres grupos:

- Las 3 derivaciones estándar: I, II y III.
- Las 3 derivaciones aumentadas: aVR, aVL y aVF.
- Las 6 derivaciones precordiales: V1, V2, V3, V4, V5 y V6.

En conjunto, todas ellas nos permiten registrar la actividad eléctrica del corazón desde 12 puntos de vista diferentes y complementarios, seis de miembros y seis de precordiales.

- **Derivaciones estándar**

Las derivaciones unipolares o estándar son las derivaciones cardiacas clásicas del electrocardiograma, descritas por Einthoven. Registran la diferencia de potencial entre dos electrodos ubicados en extremidades diferentes.

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

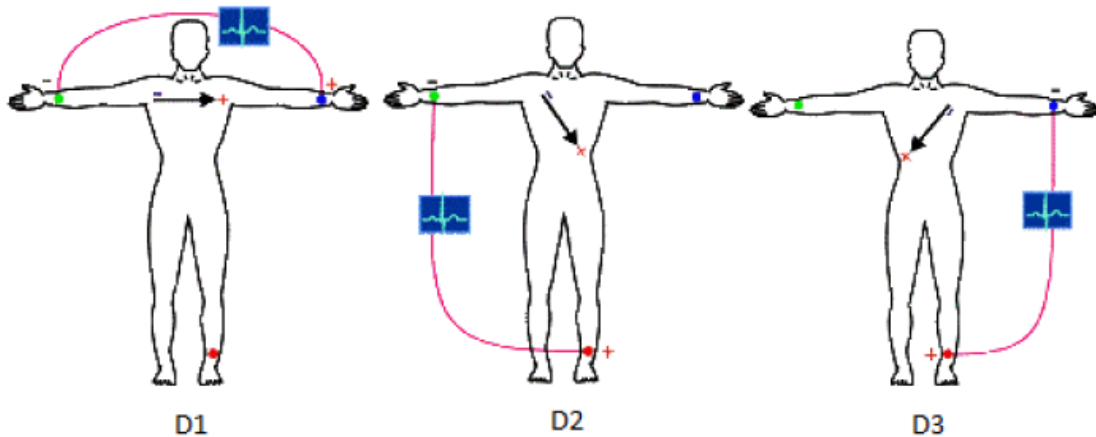


Figura 7. Derivaciones Bipolares.

Fuente: Desarrollo de un dispositivo adquirir señales eléctricas, Álvaro Rodríguez, Página 63

En la figura 7 se observa las derivaciones bipolares, es decir las señaladas en rojo, estas captan la diferencia de potencial entre brazo izquierdo y el derecho (I), brazo derecho y pierna izquierda (II) y brazo izquierdo y pierna izquierda (III).

Las tres derivaciones bipolares forman, en su conjunto, lo que se denomina el triángulo de Einthoven (inventor del electrocardiograma). Estas derivaciones, guardan una proporción matemática, reflejada en la ley de Einthoven que nos dice: $D2 = D1 + D3$. Esta ley es de gran utilidad cuando se interpreta un electrocardiograma porque permite determinar si los electrodos de las extremidades están bien colocados, pues si se varía la posición de algún electrodo, esta ley no se cumpliría, permitiéndonos saber que el ECG está mal realizado.

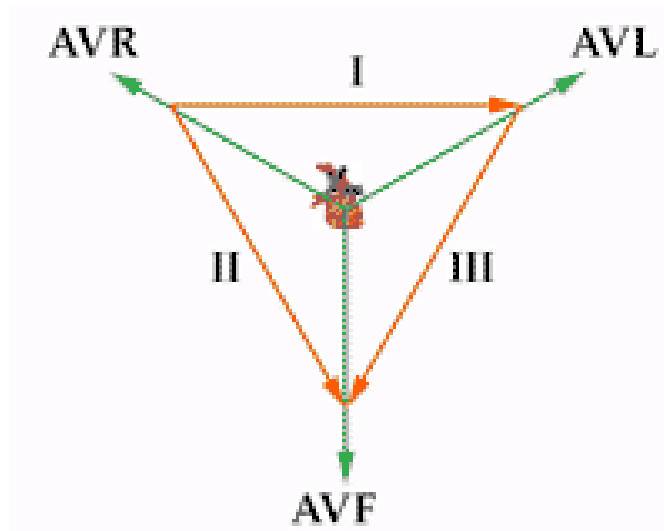


Figura 8. Derivaciones de extremidades y triángulo de Einthoven.

Fuente: Desarrollo de un dispositivo adquirir señales eléctricas, Álvaro Rodríguez, Página 64

- **Derivaciones aumentadas**

En el electrocardiograma, las derivaciones monopares o aumentadas 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). Posteriormente se añadió la **a** minúscula, que significa amplificada (las derivaciones monopares actuales están amplificadas con respecto a las iniciales).

- **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° .

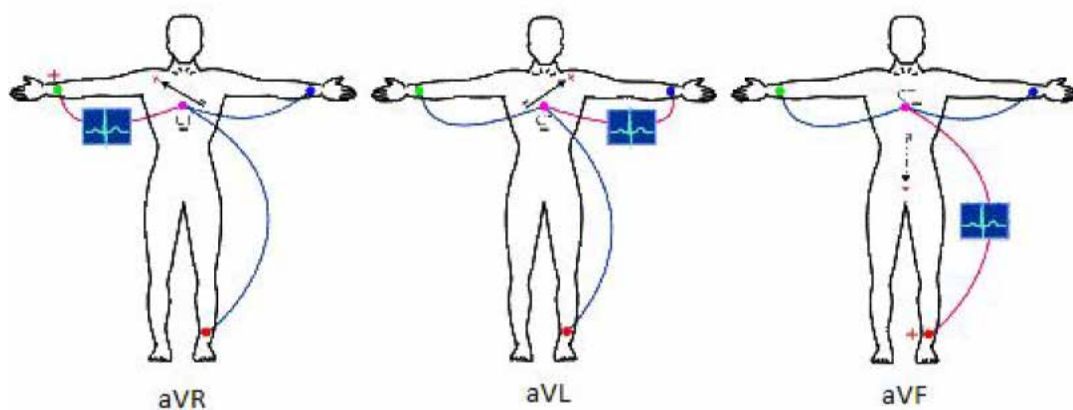


Figura 9. Derivaciones Unipolares.

Fuente: Desarrollo de un dispositivo adquirir señales eléctricas, Álvaro Rodríguez, Página 63

En la figura 9 se observa las derivaciones unipolares, es decir las verdes, estas captan el potencial del brazo derecho (aVR), brazo izquierdo (aVL) y pierna izquierda (aVF).

- **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. Son las mejores derivaciones del electrocardiograma para precisar 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).

- **V1:** esta derivación registra potenciales de las aurículas, de parte del tabique y pared anterior del ventrículo derecho. El 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 EKG, por estar el electrodo sobre el septo interventricular. La onda R y la onda S suelen ser casi iguales.
- **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 del electrocardiograma 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.

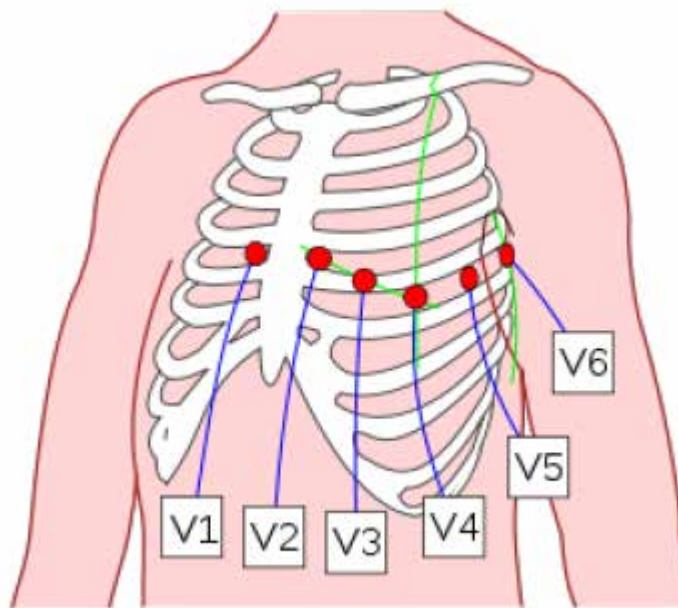


Figura 10. Derivaciones Precordiales.

Fuente: Desarrollo de un dispositivo adquirir señales eléctricas, Álvaro Rodríguez, Página 64

4.1.2.2 Amplificación y Pre-Filtrado

Los electrocardiógrafos normalmente contienen módulos de adquisición y pre-procesamiento de las señales eléctricas del corazón. Estos módulos son requeridos debido a que dichos sistemas necesitan que la señal obtenida sea lo más clara posible y libre de errores en el proceso de adquisición. Para realizar un correcto análisis de las señales cardiacas es necesario diseñar un módulo de adquisición de señales cardiacas que permita obtener una señal eléctrica del corazón con el mínimo de ruido posible. Este módulo de adquisición de señales podría permitir en algunos casos, además de adquirir y registrar la actividad eléctrica del corazón, amplificar las señales, fíltalas y pre-procesarlas mediante la utilización de distintas técnicas.

Por lo tanto el módulo de adquisición de señales consta con las siguientes etapas:

- Amplificación.
- Pre-Filtrado.

A continuación, se representa un diagrama de bloques con las etapas de un módulo de adquisición de señales de un ECG. (Ver figura 11)

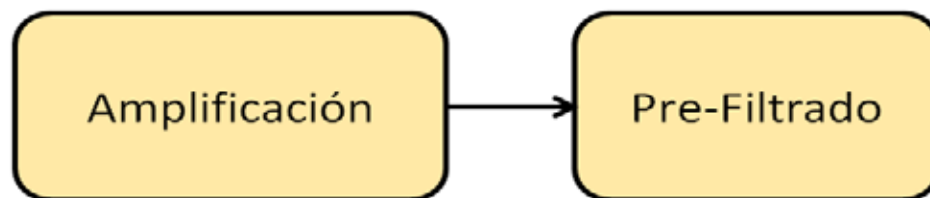


Figura 11. Diagrama de bloques del módulo de adquisición de señales.

Fuente: Zambrano (2019)

- **Amplificación**

El potencial registrado por el electrocardiógrafo tiene una amplitud aproximada de 1mV y se obtiene aplicando electrodos de registro de biopotenciales. Este potencial supone un inconveniente para el procesado de la señal ya que la visualización se hace muy complicada a estos niveles de voltaje y las hace

susceptibles a la interferencia y el ruido. Por este motivo dichas señales se deben amplificar, aislar y filtrar para tener una correcta lectura de los puntos de interés.

Por lo tanto para que el electrocardiógrafo registre de manera correcta la señal del corazón es necesaria la utilización de un amplificador de instrumentación, el cual se encargara de amplificar la señal en el orden de los voltios.

- **Amplificador de Instrumentación.**

El amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial, cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y ha sido optimizado para que opere de acuerdo a sus propias especificaciones 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 funcionales propias e independientes de los restantes elementos con los que interacciona.

Estos circuitos amplifican la diferencia entre dos señales de entrada y rechazan cualquier señal que sea común a ambas señales. Estos circuitos se utilizan principalmente para amplificar señales diferenciales muy pequeñas en muchos procesos industriales, medición, adquisición de datos y aplicaciones médicas. Ante las exigencias de medida que imponen los sensores, estos circuitos deben cumplir unos requisitos generales:

- Ganancia: seleccionable, estable y lineal.
- Entrada diferencial: con CMMR alto.
- Error despreciable debido a las corrientes y tensiones offset.
- Impedancia de entrada alta.
- Impedancia de salida baja.

Para trabajar con la señal bioeléctrica tomada por los electrodos, esta debe ser amplificada ya que la de una persona es demasiado pequeña, la cual varía entre los 0.5mV y 4mV en función del tiempo-amplitud, a esta señal se le amplifica dándole una ganancia de 1000.

En la figura 12 se observa el diagrama del amplificador de instrumentación, el cual normalmente el electrocardiógrafo utiliza en su etapa de amplificación. Hay que tomar en

cuenta las señales eléctricas extracardíacas como es (corriente alterna, movimiento muscular y la respiración) ya que estas pueden interferir en la medición del ECG, para obtener lo más importante de la señal hay que establecer el rango de frecuencia entre 0.05 a 150Hz, añadiendo capacitores al diseño del amplificador de instrumentación.

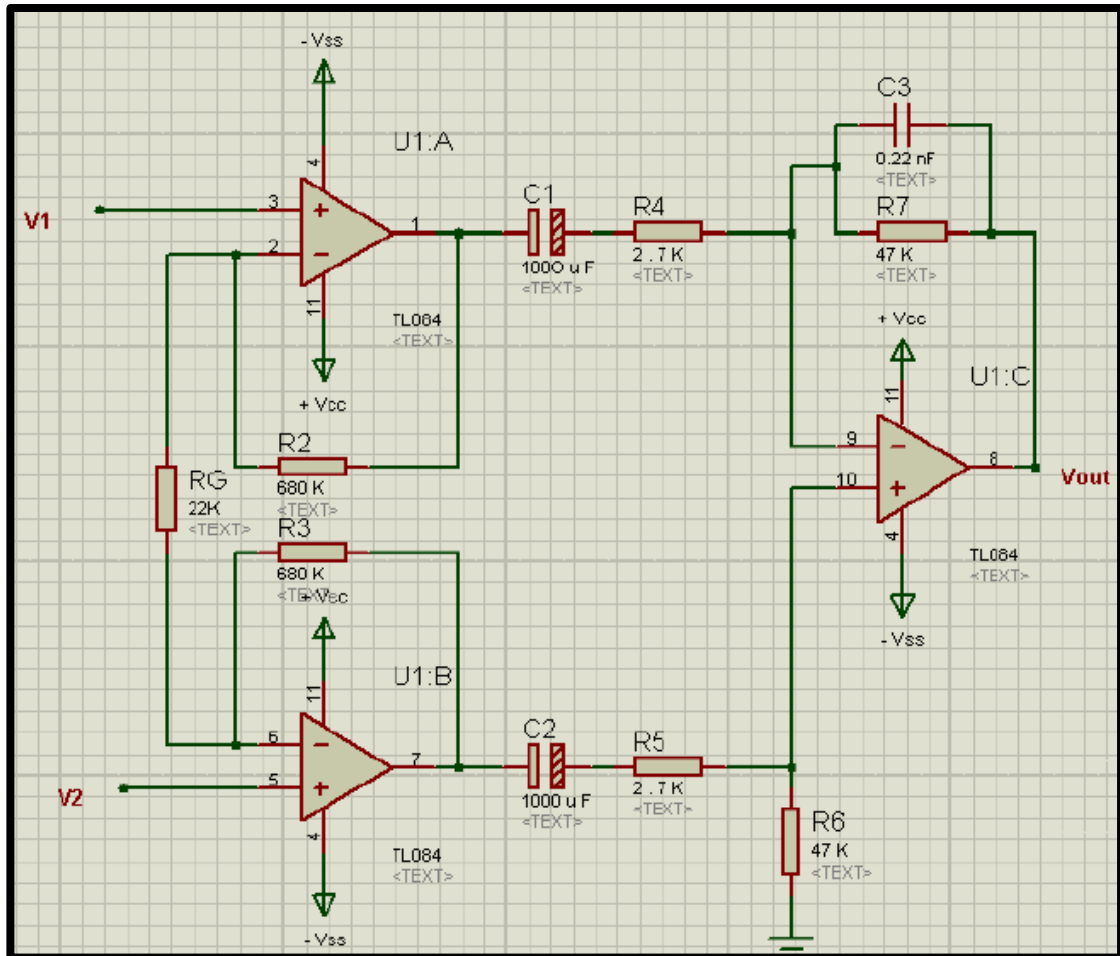


Figura 12. Diagrama del Amplificador de Instrumentación.

Fuente: Zambrano (2019)

· Filtrado

El ruido del ambiente puede interferir en la señal del ECG, y para conseguir una señal con el mínimo ruido se debe implementar un conjunto de filtros que permite obtener una señal electrocardiográfica aceptable.

Para reducir las frecuencias indeseables o ruido generado por el ambiente que se introduce en la señal electrocardiográfica, se deberán emplear dos tipos de filtros un filtro rechaza banda (figura 13), que normalmente su frecuencia de rechazo está centrada en 60Hz. Esta frecuencia es generada por la línea de potencia, este circuito se ve expuesto al ruido ambiental que proviene de las lámparas fluorescentes y otros ruidos que emiten ruido a través de ondas de 60Hz. Por lo tanto este filtro se encargara de rechazar exclusivamente el ruido de 60Hz.

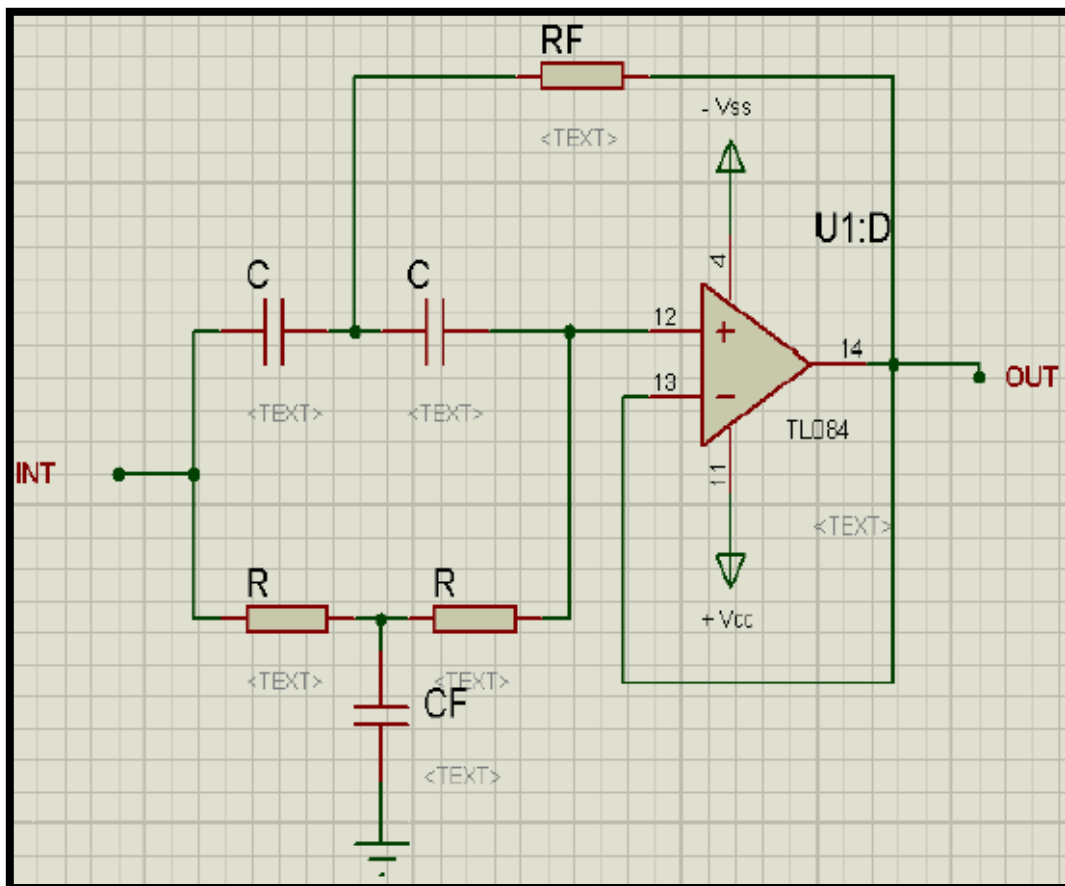


Figura 13. Filtro Rechaza Banda.

Fuente: Zambrano (2019)

Un segundo filtro el cual es un pasabanda de (0.5-150Hz), de tal manera que el uso de este filtro permite solamente el paso de frecuencias entre 0.5 y 150Hz. El electrocardiógrafo utiliza un filtro de sexto orden Butterworth. (Figura 14).

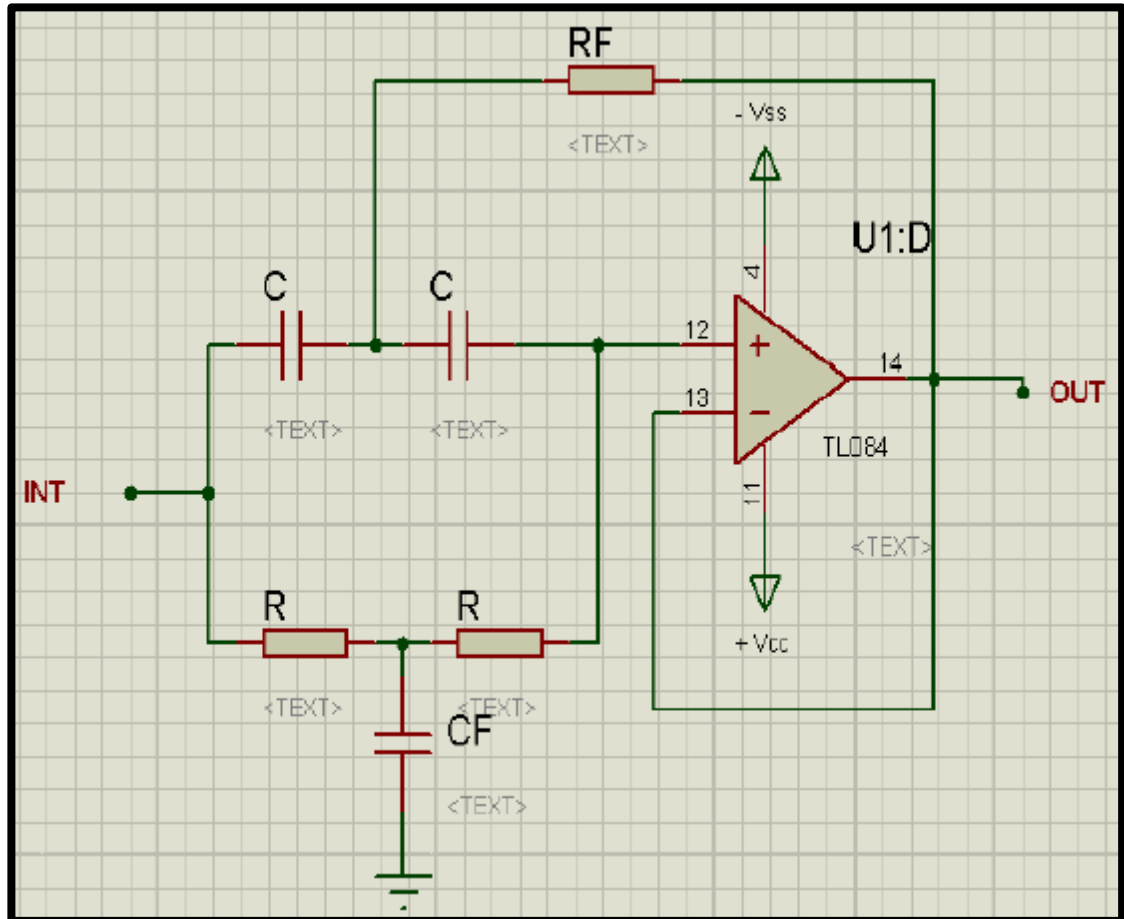


Figura 14. Filtro de sexto orden Buttherworth.

Fuente: Zambrano (2019)

4.1.2.3 Etapa de digitalización y filtrado.

El Electrocardiógrafo, posee filtros relativamente sencillos que evitan distorsionar la señal eléctrica (ECG) y que permiten reducir al mínimo la cantidad de ruido agregado a la señal en el proceso de adquisición. Aunado a esto, también necesita un convertidor análogo – digital (ADC), que permite digitalizar la señal para que ésta pueda ser procesada por un controlador lógico programable.

Conversión Analógico-Digital (ADC)

El objetivo básico de un ADC es transformar una señal eléctrica análoga en un número digital equivalente. De la misma forma, un DAC transforma un número

digital en una señal eléctrica análoga. Esta función exige que los pasos intermedios se realicen de forma óptima para no perder información. Según el tipo de componente y su aplicación existen distintos parámetros que lo caracterizan, éstos pueden ser: la velocidad de conversión, la resolución, los rangos de entrada, etc. Por ejemplo, una mayor cantidad de bit, implica mayor precisión, pero también mayor complejidad.

Un transductor permite relacionar las señales del mundo real y sus análogas eléctricas. Para compatibilizar la información con un sistema digital, se requiere de convertidores de datos del tipo ADC o DAC, según corresponda. El diagrama de bloques de la Fig.15 muestra la secuencia desde que la variable física entra al sistema hasta que es transformada a señal digital (código binario). Para dicha señal ingrese al convertidor análogo - digital, ésta debe ser muestreada, es decir, se toman valores discretos en instantes de tiempo de la señal análoga, lo que recibe el nombre de *sampling*. Matemáticamente es el equivalente a multiplicar la señal análoga por una secuencia de impulsos de periodo constante. Como resultado se obtiene un tren de impulsos con amplitudes limitadas por la envolvente de la señal analógica.

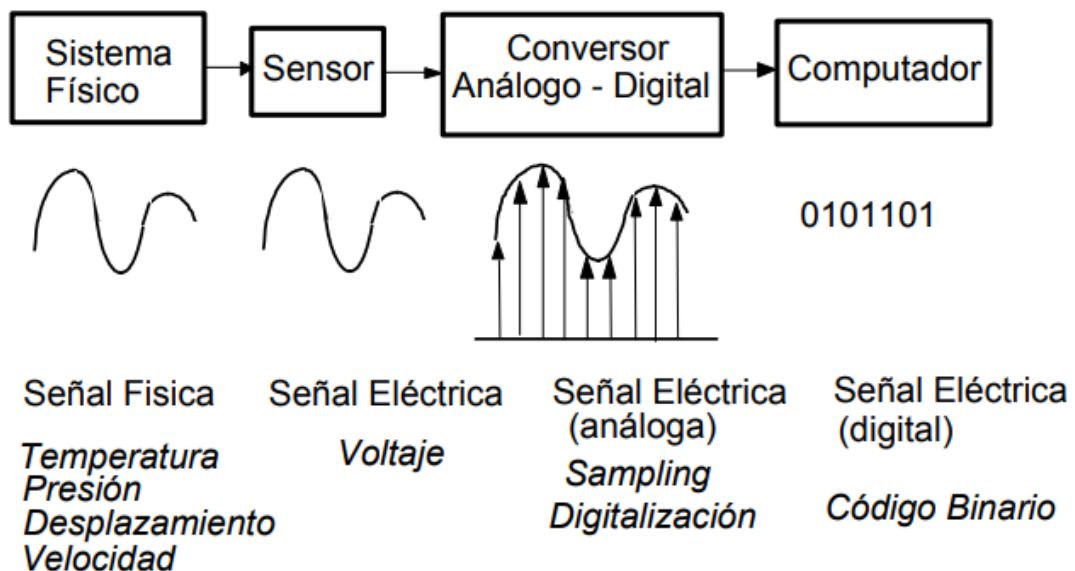


Figura 15. Sistema para la conversión analógico- digital.

Fuente: Conversor analógico – digital. Méndez Francisco.

Para realizar esa tarea, el conversor ADC (Conversor Analógico Digital) tiene que efectuar los siguientes procesos:

1. Muestreo de la señal analógica

Definimos muestreo como la cantidad de veces que medimos el valor de la señal en un periodo de tiempo (usualmente en 1 segundo). Según el teorema de Nyquist-Shannon la cantidad de veces que debemos medir una señal para no perder información debe de ser al menos el doble de la frecuencia máxima que alcanza dicha señal. En otras palabras, si deseamos grabar una conversación telefónica, como el ancho de banda de la red telefónica es de 3khz, para no perder información deberemos tomar del orden de 6.000 muestras/segundo

2. Cuantización de la señal obtenida.

Definimos cuantificación como el número de símbolos que utilizamos para guardar una medida de una señal. Para guardar la medida la codificamos con un conjunto de bits. A mayor número de bits empleados para guardar la medida mayor exactitud. Habitualmente se emplean valores de 8 y 16 bits por canal de información para almacenar los valores de las medidas adquiridas.

3. Codificación del resultado de la Cuantización.

Codificación digital consiste en la traducción de los valores de tensión eléctrica analógicos que ya han sido cuantificados (ponderados) al sistema binario, mediante códigos preestablecidos. La señal analógica va a quedar transformada en un tren de impulsos de señal digital (sucesión de ceros y unos). Esta traducción es el último de los procesos que tiene lugar durante la conversión analógica-digital. El resultado es un sistema binario que está basado en el álgebra de Boole.

4.1.2.4 Almacenamiento y transmisión de datos.

La transmisión de datos digitales es la transferencia física de datos (un flujo digital de bits) por un canal de comunicación punto a punto o punto a multipunto. Ejemplos de estos canales son cables de par trenzado, fibra óptica, los canales de comunicación inalámbrica y medios de almacenamiento. Los datos se representan

como una señal electromagnética, una señal de tensión eléctrica, ondas radioeléctricas, microondas o infrarrojos.

Tipos de transmisión

- **Transmisión analógica:** estas señales se caracterizan por el continuo cambio de amplitud de la señal. En ingeniería de control de procesos la señal oscila entre 4 y 20 mA, y es transmitida en forma puramente analógica. En una señal analógica el contenido de información es muy restringido; tan solo el valor de la corriente y la presencia o no de esta puede ser determinado.
- **Transmisión digital:** estas señales no cambian continuamente, sino que es transmitida en paquetes discretos. No es tampoco inmediatamente interpretada, sino que debe ser primero decodificada por el receptor. El método de transmisión también es otro: como pulsos eléctricos que varían entre dos niveles distintos de voltaje. En lo que respecta a la ingeniería de procesos, no existe limitación en cuanto al contenido de la señal y cualquier información adicional.

4.2 Fase II: Seleccionar los componentes para el diseño de un electrocardiógrafo.

Conociendo los resultados obtenidos en la fase I se procederá a seleccionar los componentes para el diseño de un electrocardiógrafo. El cual poseerá las características mínimas y necesarias para que la lectura y procesamiento de la señal biomédica, para que esta se logre de manera satisfactoria. Para esta elección se han tenido en cuenta el cumplimiento de las especificaciones anteriormente estudiadas además de otros factores como el tamaño y precio. En consecuencia a esto se seleccionaron los siguientes componentes:

4.2.1 Electrodo

Para seleccionar los electrodos hay que tener en cuenta que existen distintos tipos de electrodos (Ver apartado 4.1.2.1), por lo que la selección queda de parte del especialista por si prefiere que estos sean desechables o permanentes. Por otro lado

hay que tener en cuenta que los metales elegidos estarán en contacto con tejidos vivos y estos no deben de ser tóxicos para el paciente.

Los electrodos que se usaran para el proyecto son electrodos de superficie (ver figura 16), compuestos por un electrodo de metal y unidos a la superficie del cuerpo mediante un electrolito. Estos electrodos son electrodos desechables pre-gelificados con contenido de plata-cloruro de plata. Estos están diseñados para mejorar el contacto de la piel, estos evitan los ruidos aleatorios ya que poseen una capa amortiguadora de alta absorbencia compuesta por un electrolito isotónico. Esta capa absorbe los efectos del movimiento del electrodo respecto a la piel y mantiene la polarización asociada con el potencial constante. Se ha encontrado que este tipo de electrodos, de plata-cloruro de plata, son los más estables respecto a las fluctuaciones de tensión que pueden producir los electrodos sin señal fisiológica alguna, es decir, al ser más estables producen menos ruido en la señal eléctrica.

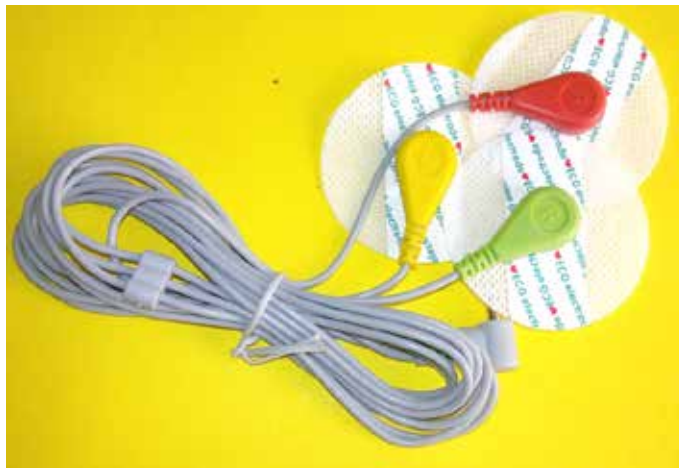


Figura 16. Electrodos.
Fuente: Zambrano (2019)

Para la adquisición de la señal los electrodos deben ir ubicados de la manera en que se desee implementar el ECG. Es posible implementar distintos tipos de sistema como lo son: de tres derivaciones, derivaciones aumentadas o derivaciones precordiales (Ver apartado 4.1.2.1). Para este trabajo se ha diseñado un

electrocardiógrafo parcial el cual consiste en un sistema de tres derivaciones. De esta manera los electrodos deberán ser colocados específicamente de la siguiente manera.

Derivación I: El polo negativo del electrocardiógrafo se conecta al brazo derecho y el polo positivo, al izquierdo. Por tanto cuando el brazo derecho se une al tórax, es electronegativo con respecto al punto de unión del brazo izquierdo, y se registrarán potenciales positivos (por encima de la línea de voltaje cero del ECG). Cuando se den las circunstancias opuestas, se registrarán potenciales negativos.

Derivación II: El polo negativo se conecta al brazo derecho, y el positivo a la pierna izquierda. Como el brazo derecho es electronegativo con respecto a la pierna izquierda, se registrarán potenciales (u ondas) positivas.

Derivación III: El polo negativo está conectado al brazo izquierdo, y el positivo a la pierna izquierda. Esto significa que el electrocardiógrafo registra ondas positivas cuando el brazo izquierdo.

4.2.2 Front-end Analógico

El front-end de un circuito electrónico corresponde a aquella parte que entra en primer contacto con la señal de medida tras su captura, realizando el procesamiento básico adecuado de esta señal para posteriormente tratarla satisfactoriamente (Ver apartado 4.1.2.2). Normalmente, un front-end incluye las tareas de amplificación y reducción de ciertas componentes de ruido. Uno de los front-end más utilizados actualmente son los de la serie ADS119x de Texas Instruments. Esta serie se caracteriza por ser una etapa de amplificación y reducción de ruido incorporando además los conversores analógico-digitales para su procesamiento digital posterior (Instruments, 2015), sin embargo, en el presente proyecto, se ha tomado como front-end el AD8232 por tener unas características bastante buenas para adquirir la señal cardiaca que lo convertirá a señal digital y así se podrá realizar la comunicación con Arduino , y además presentar un precio mucho mejor que otras opciones, como las citadas ADS119x.

En la figura 17 se observa Diseño del dispositivo del sistema de adquisición de potenciales de ECG de la empresa sparkfun.

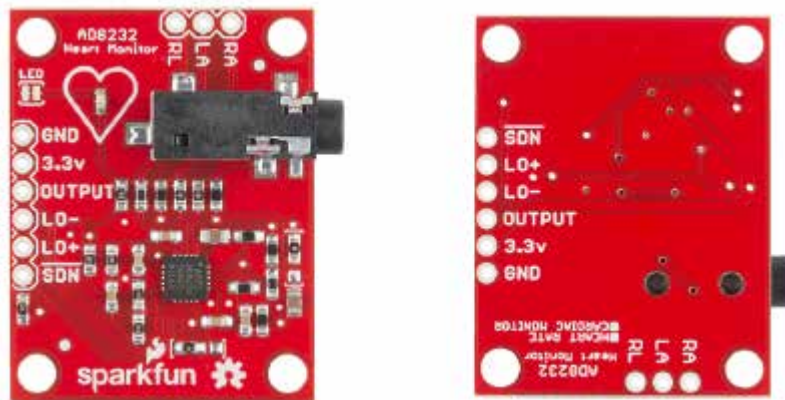


Figura 17. Diseño de la PCB del sistema de adquisición de potenciales de ECG de la empresa sparkfun.
Fuente: Zambrano (2019)

Las características de este front-end se muestran en la tabla 3 Para poder seleccionar correctamente qué front-end se utiliza, se debe realizar una comparativa de ciertas características como se realiza a continuación.

Tabla 4.Tabla de características principales del Front End
Fuente: Zambrano (2019)

Característica	AD8232	AD1198	AD1293
Tensión de alimentación (V)	3.6	5.25	5.5
CMRR(dB)	80	97	100

En la tabla 3 se realiza la comparación de ciertas características que se han considerado interesantes para este proyecto. Se debe decir que el AD8232 tiene unas características por encima de las otras opciones para ser elegido como el front end de este proyecto. En primer lugar, tiene una baja alimentación lo que permite ser alimentado por la placa de desarrollo Arduino que se va a utilizar sin suponer problemas de potencia para ella. En segundo lugar, la amplificación de este front-end es bastante alta y permite realzar bastante la señal, aunque también el ruido, pero se puede filtrar posteriormente para eliminar esos efectos. No obstante, el factor determinante ha sido el precio. El AD8232 tiene un precio bastante accesible. Por lo

tanto, se ha elegido este front-end AD8232 para el diseño de la parte analógica de este proyecto.

4.2.3 Plataforma de desarrollo Arduino

Para realizar el proceso de comunicación, recopilación de datos y posible visualización, se utiliza una plataforma de desarrollo digital que permita realizar estas tareas. La plataforma de desarrollo elegida para este proyecto es Arduino, debido a su bajo costo y la existencia de una gran comunidad, desarrollando numerosos proyectos de distintos ámbitos, incluyendo el sanitario. Esta última característica es muy importante pues existen una gran variedad de proyectos realizados por diversos desarrolladores de los que se puede extraer bastante información específica sobre diversos aspectos. Esta plataforma de hardware de código abierto, basada en una sencilla placa con entradas y salidas, analógicas y digitales, cuenta con un entorno de desarrollo que está basado en el lenguaje de programación Processing (Hodges et al., 2012). Se trata de un dispositivo que conecta el entorno analógico con el digital. Arduino se basa en un microcontrolador Atmel AVR de 8 bits, existiendo de diferentes tipos dependiendo del modelo de placa que se adquiera. En el presente proyecto, se emplea la versión Arduino UNO, con un microcontrolador ATmega328.

Tabla 5. Especificaciones técnicas de la placa Arduino UNO

Fuente: Zambrano (2019)

Especificación	Valor
Microcontrolador	ATmega328
Voltaje Operativo	5V
Tensión de entrada (recomendada)	7-12V
Tensión de entrada (limites)	6-20V
Pines de E/S digitales	14
Pines de entrada analógica	6
SRAM	2KB
Memoria Flash	32KB
EEPROM	1KB
Frecuencia reloj	16MHz

Como se puede observar en la tabla 4, la tensión de funcionamiento de este dispositivo es de 5V, alimentado por una fuente externa de entre 6 y 20 V o vía USB. El problema de la alimentación de este dispositivo es que si se alimenta por debajo de los 7V se puede tener una tensión inestable en los pines de salida de la placa. Otro de los principales motivos por el que se ha elegido la plataforma de desarrollo de Arduino para este proyecto es el precio. Mientras que otras plataformas de desarrollo ofrecen poca variedad de artículos con diferentes características, Arduino presenta una gran variedad de placas con distintas funcionalidades. Existen algunas con posibilidad de módulo de conexión WIFI ya incorporado, aunque siempre se puede conectar uno externo, otras con mayor velocidad de procesamiento de datos y otras con menos, y muchas otras funciones.

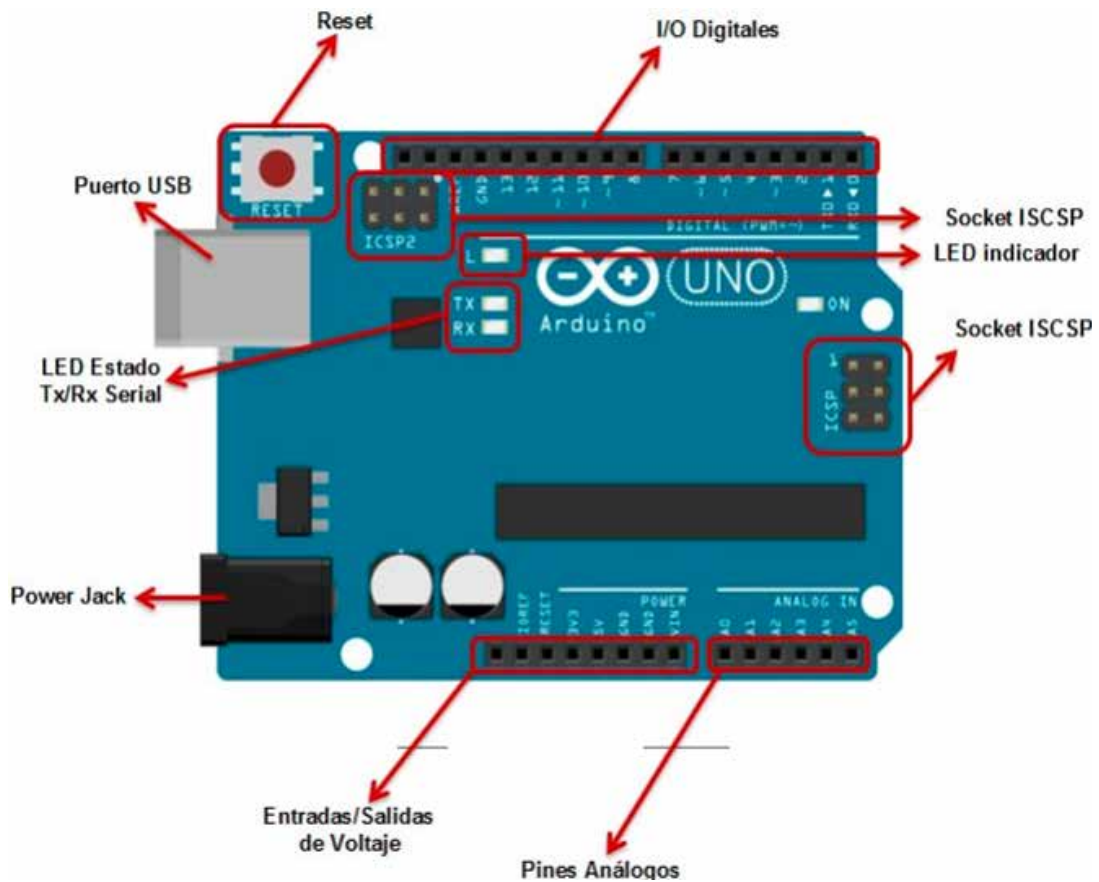


Figura 18. Placa Arduino UNO

Fuente: Manual Arduino Uno. Caceres Carlos. Página 8

4.2.4 Software de Programación LABVIEW

Para realizar el almacenamiento de la señal, adquisición de datos, análisis de mediciones y presentación de datos, se seleccionó el software de programación LABVIEW, que por sus siglas especifica Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench. El cual este es un entorno de programación grafico, que posee funciones integradas para efectuar control de instrumentos. Este software de programación nos permite directamente obtener la señal biomédica por medio del arduino y de esta manera realizar un análisis y procesamiento de la misma. Por otro lado nos permite realizar la interfaz usuario donde es posible la visualización de datos y visualización de la señal biomédica en tiempo real.

Para el proyecto se escogió específicamente este software de programación ya que posee las siguientes características que se detallan a continuación:

- Análisis y procesamiento de datos.
- Interfaz de usuario.
- Visualización de datos.
- Almacenamiento de datos.
- Reporte de datos.

LABVIEW es un software de gran utilidad puesto que nos permite la realización de instrumentos virtuales, un instrumento virtual es aquel que no es real, se ejecuta en un computador y sus funciones quedan definidas por software. La instrumentación virtual se basa en la utilización del computador como instrumento de medición de una o varias variables físicas ya sean estas de presión, caudal, temperatura, que se representen mediante señales analógicas de voltaje o corriente, en nuestro caso la señal biomédica. El término virtual le permite al instrumento no estar limitado a realizar ciertas funciones y operaciones puntuales, ya que el programador será quien definirá la apariencia, funcionamiento, y los análisis que deberá realizar el instrumento creado .Este es un punto importante ya que no tenemos limitaciones a la hora de diseñar nuestro programa.

Por otra parte este instrumento virtual se complementara con el hardware adecuado para la adquisición de datos (DAQ), la cual en el apartado anterior fue seleccionada la placa Arduino, lo cual da una gran flexibilidad para crear una variedad de aplicaciones que puedan ser manipuladas por software. El instrumento virtual queda definido como el hardware y software, que sumado a un computador, permite a una persona interactuar con esta como si estuviera utilizando un equipo o instrumento electrónico hecho a su gusto.

4.3 Fase III: Establecer la arquitectura del Hardware del electrocardiógrafo.

Para establecer el diseño del hardware del electrocardiógrafo se escogió el software Proteus el cual este es una compilación de programas de diseño y simulación electrónica, desarrollado por Labcenter Electronics. El Proteus 7.1 es una herramienta poderosa para simular programas escritos en alto nivel. Que integra dos programas para la realización y simulación de circuitos esquemáticos y tarjetas de circuito integrado. El primero de ellos es el ISIS Software, encargado de realizar circuitos esquemáticos con una gran cantidad de periféricos, con una librería que contiene numerosos tipos de microcontroladores que están en el mercado pasando por una gran cantidad de elementos pasivos, hasta llegar a muchos elementos periféricos como pantallas, osciloscopios, amperímetros, entre otros; que permiten a su vez una simulación fiel del proyecto que se va a realizar. El segundo es el ARES Software que se combina por una interfaz con el ISIS software para el diseño de las tarjetas de circuito impreso (por sus siglas en inglés PCB) con una gran cantidad de características que ayudan a mejorar el diseño de las tarjetas hasta llevarlo al nivel profesional que el usuario necesite.

4.3.1 Diseño del esquemático de la arquitectura del electrocardiógrafo

Para el diseño del esquemático del electrocardiógrafo, es importante tener en cuenta primeramente la conexión entre el arduino y el AD8232, ya que esta es la comunicación entre la sección analógica del sistema con la sección digital. El monitor del ritmo del corazón AD8232 cuenta con seis conexiones, cinco de estas seis conexiones van con la tarjeta Arduino (ver figura 19). Los cinco pines que necesita

están etiquetados GND, 3.3v, SALIDA, LO-, y LO+, como se indica en la tabla 5 junto también su conexión con la tarjeta arduino.

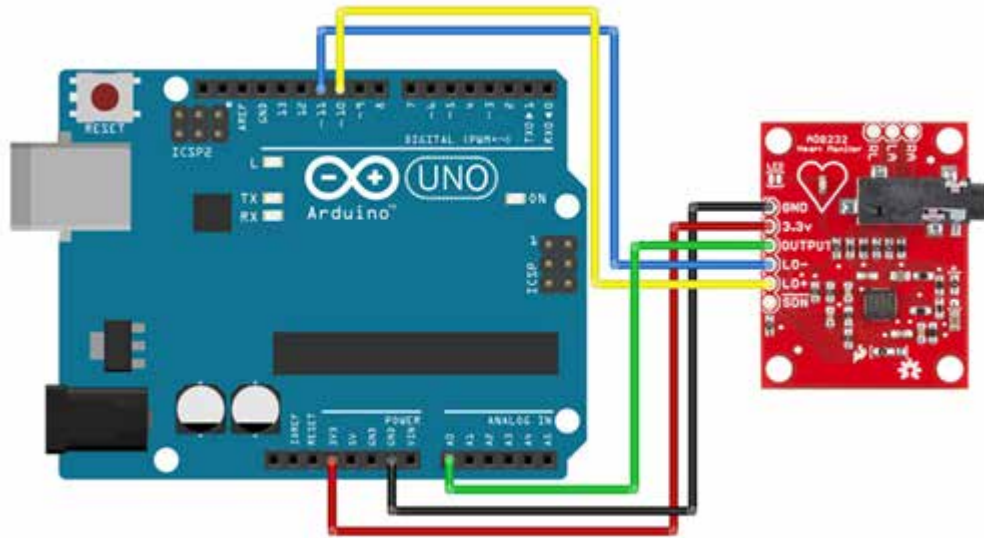


Figura 19. Conexión Arduino y AD8232
Fuente: Zambrano (2019)

Tabla 6. Tabla de conexión entre Arduino y el AD8232

Etiqueta del AD8232	Función del pin	Conexión con el Arduino
GND	Tierra	GND
3.3V	Fuente de alimentación	3.3V
Salida	Señal de salida	A0
LO -	Detección de derivaciones-	11
LO +	Detección de salidas	10
SDN	Apagar	No utilizado

Para el diseño del esquemático se utilizó Isis el cual permite realizar desde la colocación de componentes en un circuito esquemático, el programa ISIS permite crear cualquier dispositivo partiendo de uno ya existente y modificar cualquier tipo de características que se desee y agregar el paquete PCB de su preferencia para así

conseguir cualquier diseño posible; éste y todos los elementos que se creen se colocan en una librería especial para el usuario que tiene conexión con el ARES.

Primeramente para el diseño del esquemático se estableció la conexión entre la tarjeta Arduino y el AD8232, siguiendo las especificaciones de la tabla 5. Para simular los pines del AD8232 se utilizó un Tblock-5, el cual este es un conector de 5 pines, cada pin especificado con la etiqueta del AD8232. Para la alimentación del arduino también se utilizó un Tblock-2 el cual este conector es de dos pines, el pin 1 indica una fuente de voltaje de 5V, y el pin 2 especificado como la tierra (GND). Para la salida del arduino en el pin 13 se conectó un diodo que muestra las pulsaciones, y por último el pin 11 y 12 conectando una pantalla LCD, el cual este módulo permite la visualizaciones de las BPM. (Observar figura 20)

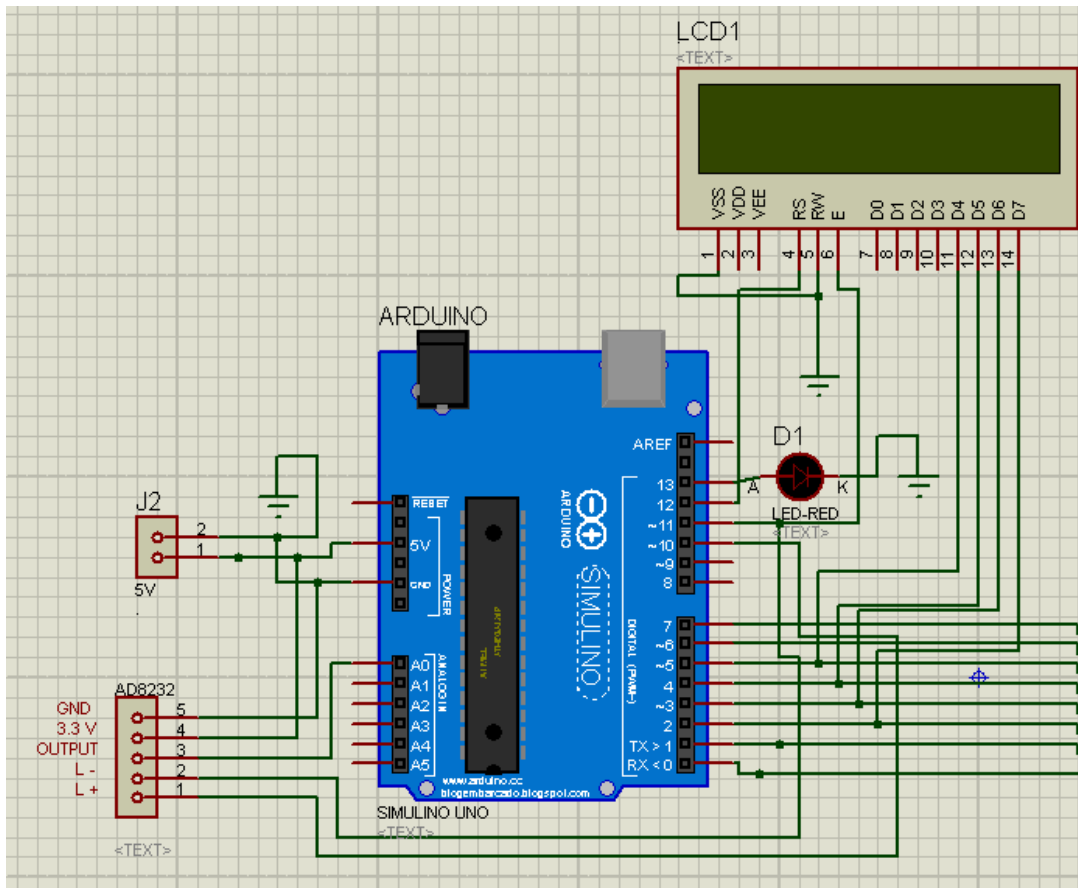


Figura 20. Esquemático Arduino y AD8232
Fuente: Zambrano (2019)

Para culminar el diseño del esquemático se conecta un convertor digital analógico al puerto binario del arduino, de manera que a la salida se pueda observar en un osciloscopio la señal del corazón (Observar figura 20). El esquemático completo del diseño del electrocardiógrafo se encuentra en el Anexo C.

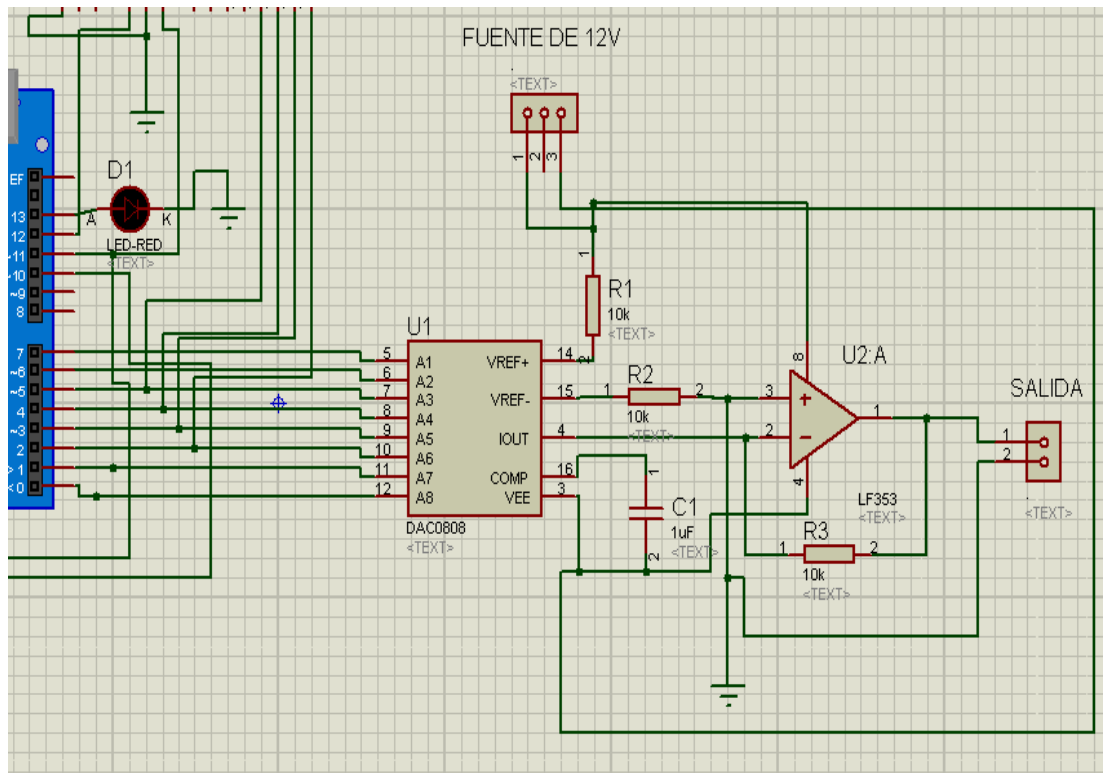


Figura 21. Esquemático Arduino y convertor D-A.
Fuente: Zambrano (2019)

4.3.2 Diseño del PBC de la arquitectura del electrocardiógrafo

El último paso para establecer el diseño del electrocardiógrafo es la realización del PCB, el cual en este se tiene que garantizar que los parámetros del diseño sean los adecuados, debiéndose cumplir varias características físicas en cuanto a la distribución de los elementos, ancho de las pistas, separación de las pistas, aislamientos, entre otros.

El software Proteus consta con un programa principal el cual es Ares el cual permite el diseño del PCB, este presenta una gran variedad de configuraciones y

herramientas, las cuales con cierto grado de conocimiento permiten diseñar placas electrónicas con precisión en cada una de las características con las que estas tenga que cumplir, para así obtener placas con buenos terminados físicos y eléctricos.

Las librerías que se encuentran en Proteus poseen la gran mayoría de componentes existentes en el mercado y también con la posibilidad de descargar otras adicionales. En nuestro caso algunos componentes en específico no cuentan con dichas librerías como lo es el AD8232, pero fue suplido por un conector de 5 pines explicado en el esquemático.

En primer lugar para la construcción del PCB se tuvieron que agregar todas estas librerías a cada uno de los componentes que se encuentran en el diseño del electrocardiógrafo en el software ISIS, una vez configurado todas la librerías, el tamaños de los componentes y la separación entre los pines se realiza la exportación hacia el software ARES. Luego de la exportación en el ARES se mostrara el listado de todos los componentes del diseño. Es importante tener en cuenta la ubicación de cada uno de los elementos porque si esta es realizada de una manera adecuada se pueden evitar los cruces innecesarios de pistas así como acortar la longitud de estas.

Existen varios criterios de diseños que han sido tomados como base para la realización del PCB. Los criterios de base con los que se partió para el diseño de la placa fueron:

- El ancho de las pistas es de 3mm por amperio.
- Planos de tierra para la eliminación de ruidos, aislados entre sí.
- Los componentes del diseño lo más cercano posibles entre sí, sin que obstruya ninguna de las pistas.

Por medio de estos criterios se realizó la creación de las pistas entre los distintos elementos dando como resultado un PCB de buenas características y tamaño aceptable para la aplicación requerida. El resultado del PCB se muestra en la figura 22.

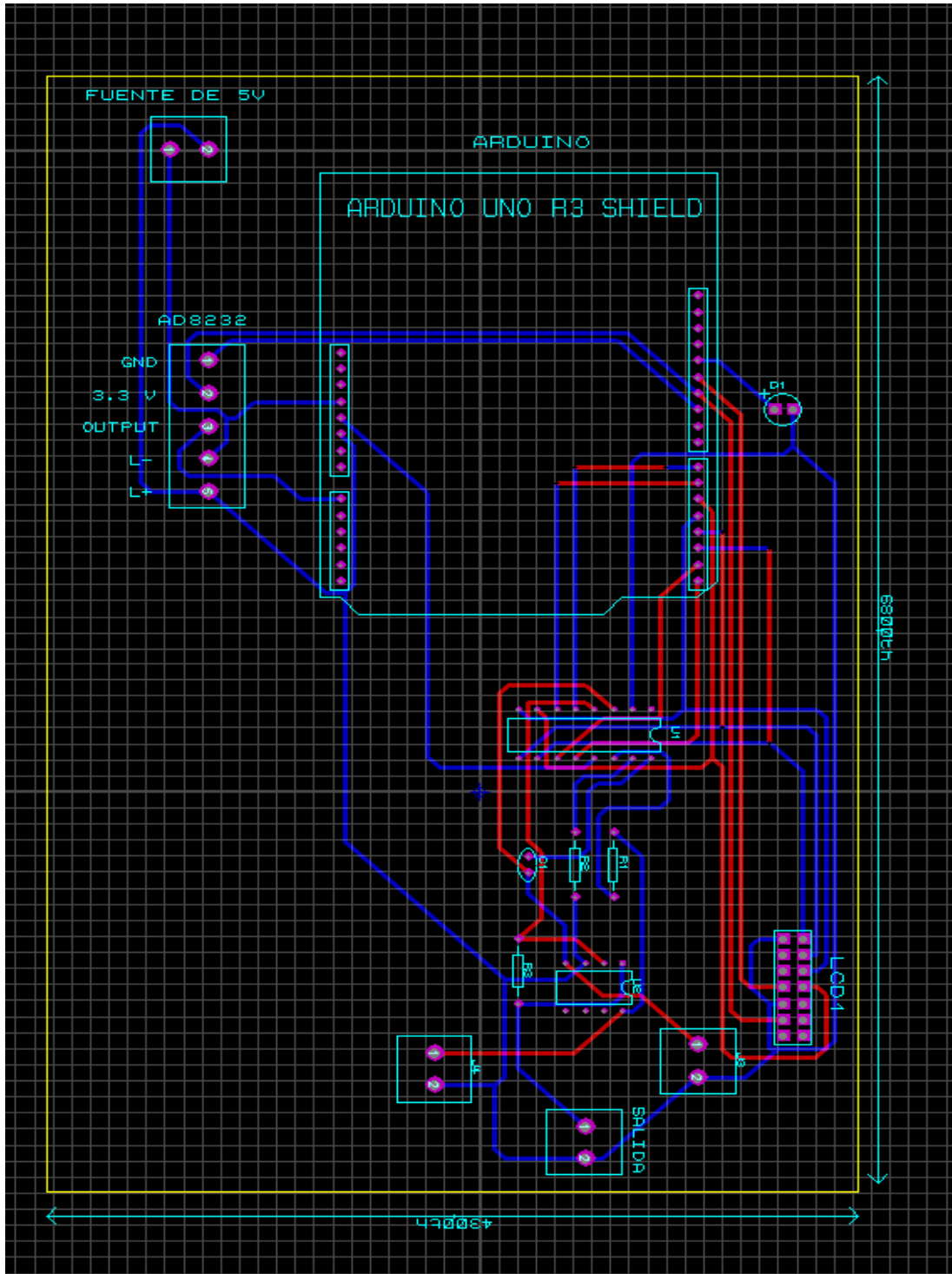


Figura 22. Diseño del PCB de la arquitectura del electrocardiógrafo
Fuente: Zambrano (2019)

A continuación se muestra la visualización de la placa.

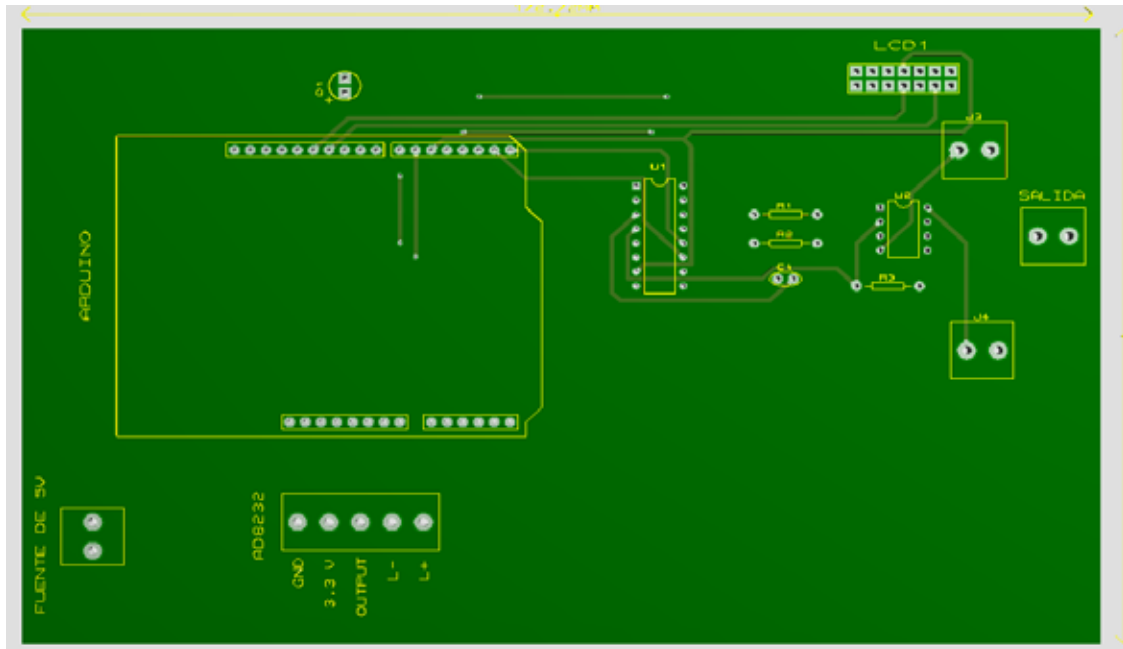


Figura 23. PCB capa superior
Fuente: Zambrano (2019)

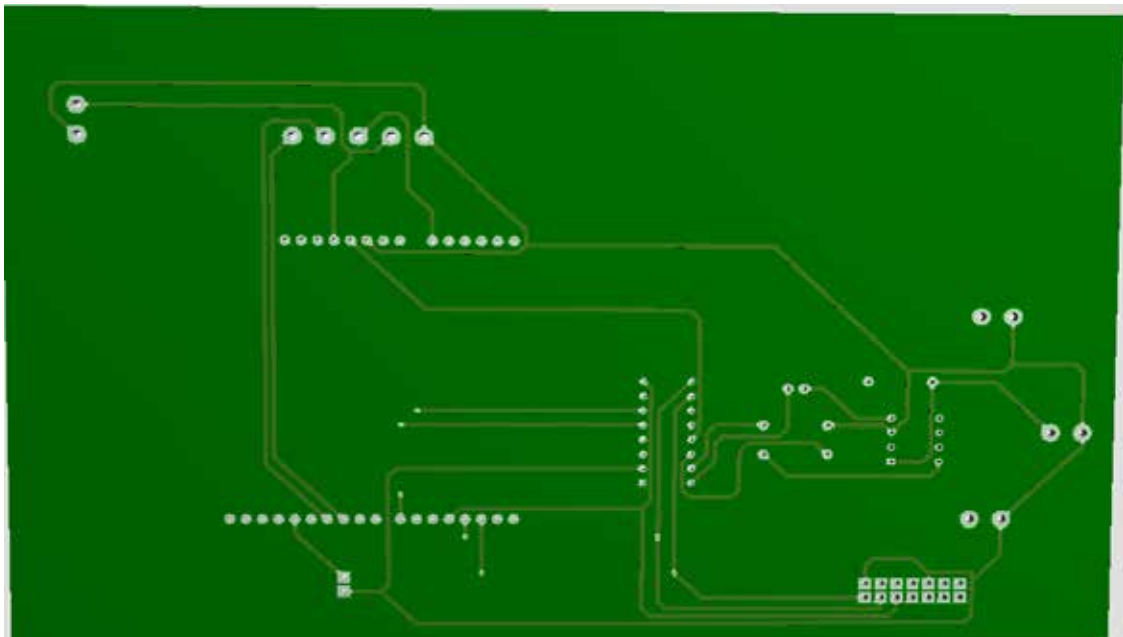


Figura 24. PCB capa inferior
Fuente: Zambrano (2019)

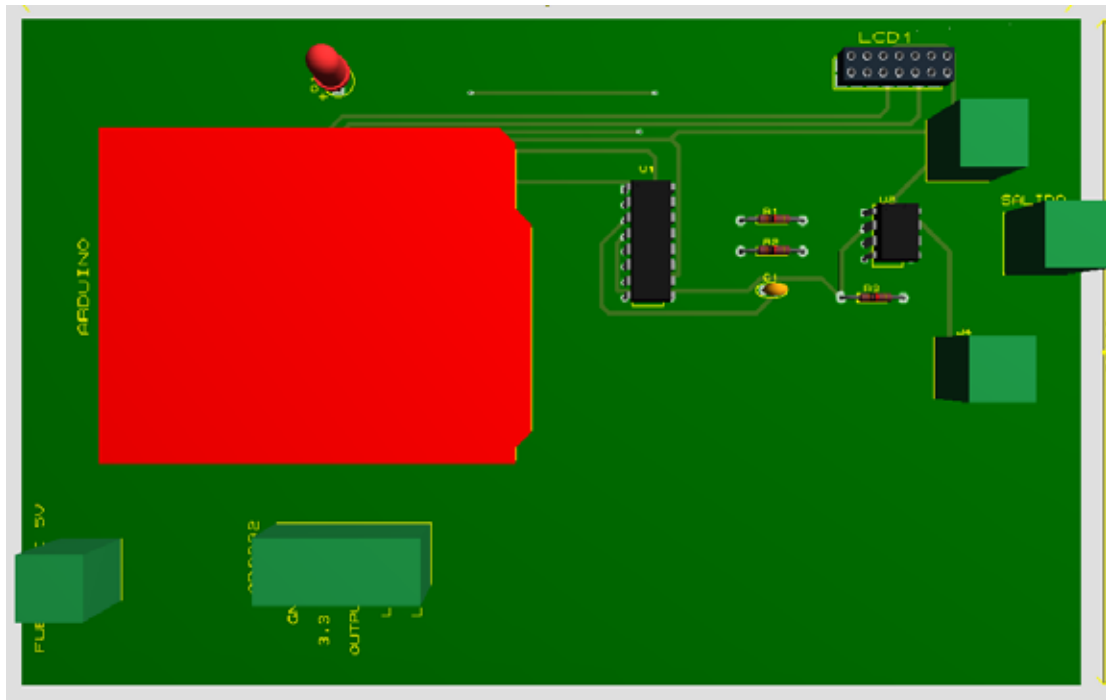


Figura 25. PCB visualización en 3D
Fuente: Zambrano (2019)

4.4 Fase IV: Implementar una interfaz gráfica para observar la señal en el software.

Estableciendo la arquitectura del Hardware en la fase III se procederá a la implementación de la interfaz gráfica para observar la señal biomédica. Para lograr esto se dividirá el trabajo en tres secciones:

- Diseño de la conversión analógica-digital en el software arduino.
- Diseño de la comunicación entre Arduino y LABVIEW.
- Diseño de la interfaz en el software LABVIEW.

4.4.1 Diseño de la conversión analógica-digital en el software arduino

Para establecer una comunicación entre el front end AD8232, y la interfaz electrónica Arduino Uno, se hace necesario el uso de un firmware, es decir, un código que debe ser cargado a la placa arduino para que ésta interprete adecuadamente las señales que el dispositivo envíe, además de que el software pueda reconocer el puerto

de la computadora adecuadamente y se establezca una comunicación exitosa entre ellos. Antes de proceder con el desarrollo del código fuente se elaboró un diagrama de flujo en donde se detalla los procesos que conlleva cada etapa de programación, ver figura 26. Para este sistema se ha hecho uso de varias funciones que ejecutan una tarea específica del sistema.

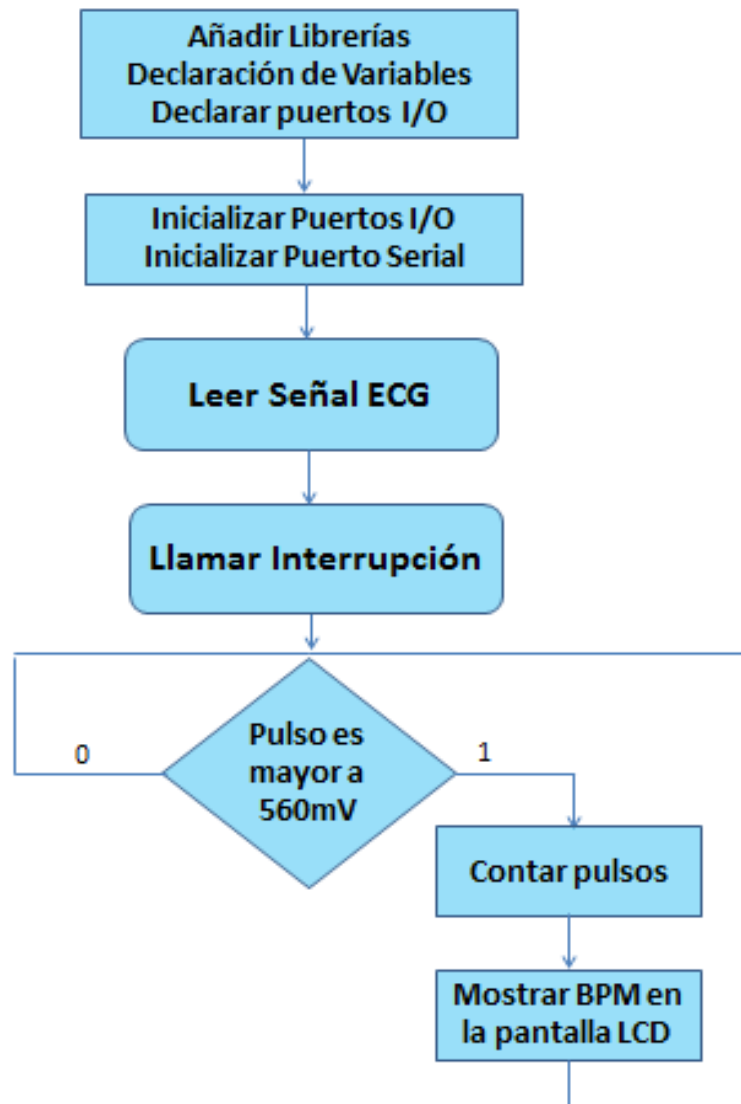


Figura 26. Diagrama de flujo del programa Arduino.
Fuente: Zambrano (2019)

Para dar una salida al pantalla LCD primeramente se debe declarar la librería (#include) en la cabecera del programa (ver figura 27), posteriormente definimos las variables para observar la señal de entrada, y las variables para poder calcular las pulsaciones por minuto. Estas variables son las siguientes:

Pulso: variable utilizada para leer el sensor que está conectado en el pin A0.

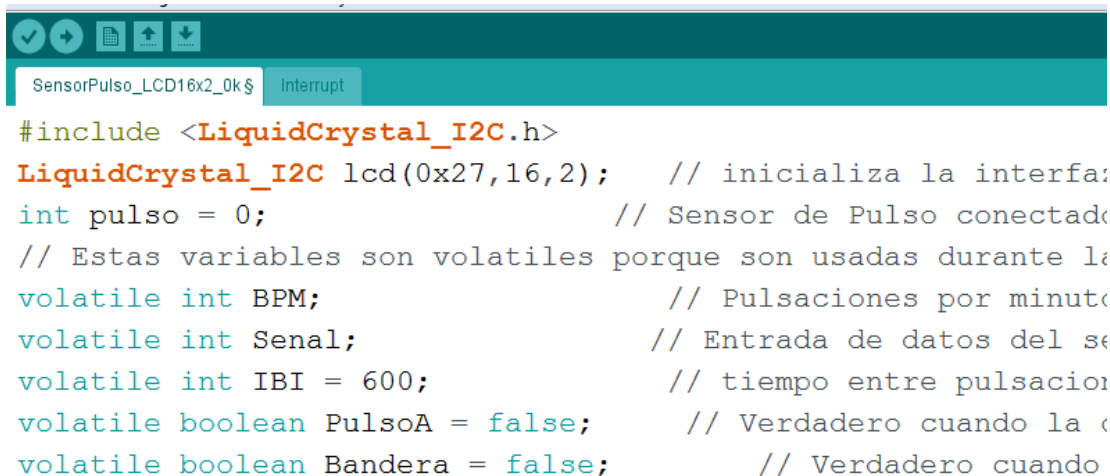
BPM: salida de las pulsaciones por minuto.

Senal: Entrada de datos del sensor de pulso.

IBI: tiempo entre las pulsaciones por minuto.

Pulso A: Verdadero cuando la onda de pulsos es alta, falso cuando es baja.

Bandera: utilizada para la interrupción.



```
SensorPulso_LCD16x2_0k$ Interrupt
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,16,2); // inicializa la interfaz
int pulso = 0; // Sensor de Pulso conectado
// Estas variables son volatiles porque son usadas durante la interrupción
volatile int BPM; // Pulsaciones por minuto
volatile int Senal; // Entrada de datos del sensor
volatile int IBI = 600; // tiempo entre pulsaciones
volatile boolean PulsoA = false; // Verdadero cuando la onda de pulsos es alta
volatile boolean Bandera = false; // Verdadero cuando se genera una interrupción
```

Figura 27. Declaración de librerías y variables en el programa Arduino.

Fuente: Zambrano (2019)

Considerando que en la placa arduino la comunicación se establece por el puerto serial, lo inicializamos en 9600 (ver figura 28), esto establece la velocidad de trasmisión de la comunicación, colocamos el pin 13 como salida, inicializamos la pantalla LCD y configuramos la interrupción que esta es la que se encarga de calcular las BPM.(En el Anexo D se encuentra el código de la interrupción).

```

void setup() {
  pinMode(13, OUTPUT);
  lcd.init(); // Se inicializa el LCD 16
  lcd.backlight();
  lcd.clear();
  Serial.begin(9600); // Puerto serial configurad
  interruptSetup(); // Configura la interrupcion
}

```

Figura 28. Inicialización de las variables de entrada en el programa Arduino.

Fuente: Zambrano (2019)

Por ultimo entramos en el ciclo loop (bucle principal del programa), en el cual leemos la señal biomédica por el pin A0 mediante la variable pulso, luego convertimos la salida a un variable binaria e imprimimos la señal para observarla en el puerto serial. Por otra parte si la variable pulso es mayor a 530 da una salida prendiendo el led, si es menor apaga el led el cual este se puede interpretar como el pulso del paciente. Por otro lado podemos imprimir por el puerto serial la variable pulso para ver la señal o podemos activar el serial para ver el valor de las BPM.

```

void loop() {
  int pulso = analogRead(A0); //Lee el valor del pulso
  binary = byte (pulso);
  PORTD = binary;
  delay(5);
  Serial.println(pulso); // envia el val
  |
  if (pulso >= 530) { // Enciende led 13 cuando
    digitalWrite(13, HIGH);
  }
  else{
    digitalWrite(13, LOW);
  }
}

```

Figura 29. Ciclo loop en el programa Arduino.

Fuente: Zambrano (2019)

Para la ejecución del programa será necesario conectar el arduino a la computadora, establecer el puerto de conexión en nuestro caso COM11,y posteriormente cargar el programa explicado anteriormente.

4.4.2 Diseño de la comunicación entre Arduino y LABVIEW.

Una vez establecido el código en Arduino para detectar la señal bioeléctrica, vamos a realizar una primera comunicación direccional, en este caso solo enviaremos datos desde el Arduino hacia el LABVIEW.

En la figura 30, se muestra un diagrama de bloques entre el Arduino y el software LABVIEW.

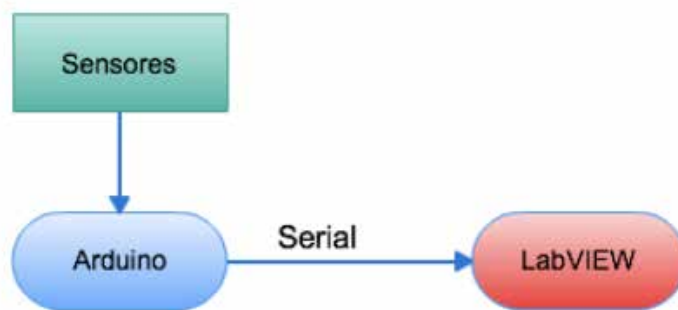


Figura 30. Comunicación unidireccional.

Fuente: Zambrano (2019)

Para establecer el acceso al puerto serial desde LABVIEW se debe iniciar una sesión VISA añadiendo un bloque “VISA configure serial port”, para realizar esto seguimos los siguientes pasos:

- 1) Abrir la pantalla LABVIEW y escoger como plantilla un documento en blanco Pulsamos con el botón derecho sobre ella, desplegando el menú de funciones y nos desplazamos hasta la categoría Instrument I/O -> Serial.

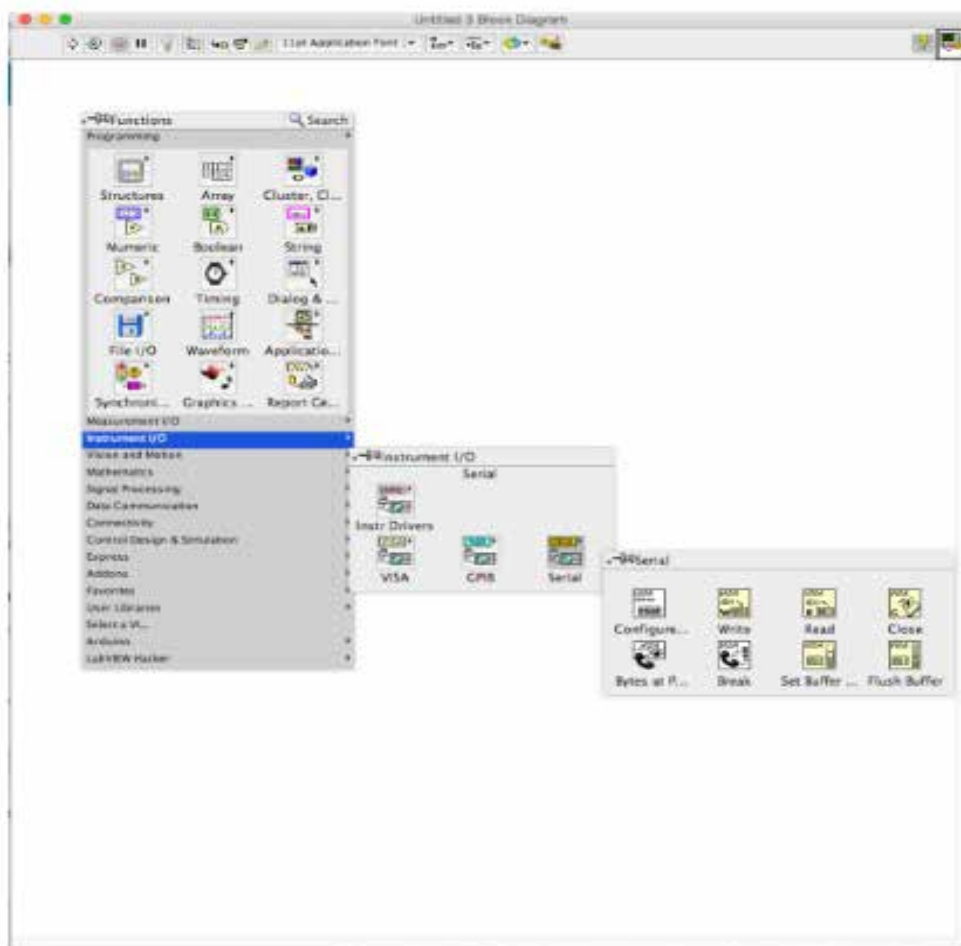


Figura 31. Comunicación Arduino- LabView (paso #1).
Fuente: Zambrano (2019)

2) Luego insertamos los bloques Configure Serial Port, Read, Close y Bytes at Port.(Observar figura 32).



Figura 32. Comunicación Arduino- LabView (paso #2).
Fuente: Zambrano (2019)

- 3) Lo siguiente es crear el bucle While (Functions -> Programming -> Structures -> While Loop) donde ejecutaremos el programa e introducimos en él los bloques de Read y Bytes at Port.



Figura 33. Comunicación Arduino- LabView (paso #3).
Fuente: Zambrano (2019)

- 4) Se utilizaron dos controles para poder seleccionar el tipo de placa que utilizaremos y la velocidad de transmisión. Para ello, en el bloque Configure Serial Port hacemos clic derecho sobre la opción que deseamos y seleccionamos Create -> Control. De esta manera creamos los controles el primero VISA resource name, el cual sirve para escoger el puerto COM por el cual está conectado el dispositivo Arduino, el segundo baud rate la velocidad de conexión del puerto serial por defecto se coloca en 9600 ya que inicialmente en el código de Arduino se estableció de esta manera y para que la comunicación sea efectiva estos valores deben coincidir.

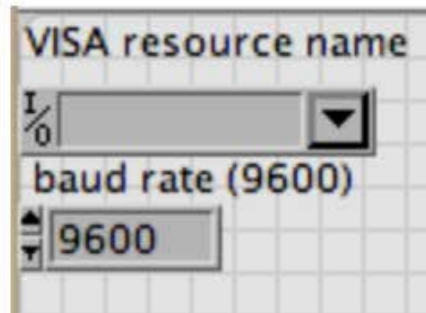


Figura 34. Comunicación Arduino- LabView (paso #4).
Fuente: Zambrano (2019)

5) Finalmente conectamos todo, en la figura 35 se observa como quedo la comunicación entre el Arduino y LabView.

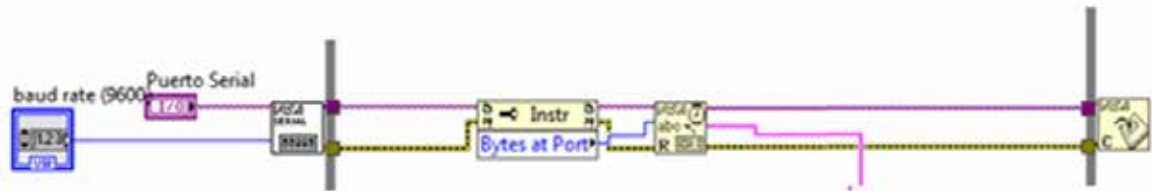


Figura 35. Comunicación Arduino- LabView (paso #5).
Fuente: Zambrano (2019)

4.4.3 Diseño de la interfaz en el software LABVIEW.

Después de haber establecido la conexión entre el Arduino y el software LABVIEW explicado anteriormente, empezaremos a diseñar la interfaz el cual nos permitirá observar la señal biomédica.

Primeramente configuramos el bloque Read, el cual este nos permite leer el puerto serial, entonces para mostrar los datos que hemos recibido colocamos un indicador a la salida del bloque Read (Ver figura 36). Por medio de este read buffer podemos ir observando todos los valores en tiempo real que se van enviando a través de la comunicación serial.



Figura 36. Lectura del bloque Read.
Fuente: Zambrano (2019)

Luego como es necesario poder graficar los valores que se envían por el puerto serial necesitaremos realizar una conversión de string a numérico, esto es necesario ya que los datos son enviados de manera string por el puerto serial y si no se realiza esta conversión no es posible observar la gráfica, después por el panel de control agregamos un Waveform Graph un osciloscopio digital, este permitirá

observar la señal biomédica en tiempo real. El código utilizado para esta sección se observa en la figura 37.

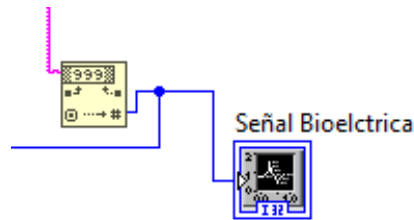


Figura 37. Salida de la señal bioeléctrica.

Fuente: Zambrano (2019)

Primordialmente la interfaz se basa en tres objetivos en específicos los cuales son los siguientes:

- Contar los pulsos de la señal bioeléctrica.
- Calcular las BPM.
- Dependiendo de la edad del paciente y sus BPM establecer ciertas patologías.

Para contar los pulsos de la señal bioeléctrica, establecemos el promedio sobre el pico más alto de la señal y si los valores son mayores a este valor promedio se empezaran a contar. En el software LABVIEW utilizamos un contador y la señal de referencia, si la señal de referencia está por encima del valor promedio que en nuestro caso es 200mV se empezara a contar. Para ir registrando los valores utilizamos un control el cual se llama shift register y por último con un indicador mostramos los pulsos obtenidos por la señal bioeléctrica. (Ver figura 38).

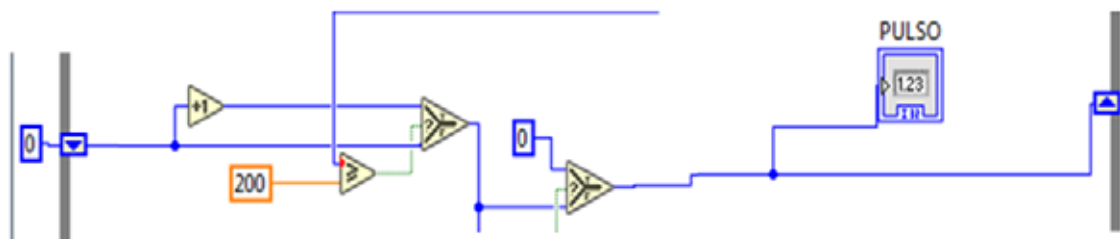


Figura 38. Pulsos de la señal bioeléctrica.

Fuente: Zambrano (2019)

El cálculo de las BPM por sus siglas beats por minuto, la cual esta se interpreta pulsos por minutos de la señal bioeléctrica. En el software LABVIEW para poder realizar este cálculo primeramente se hizo un contador de tiempo específicamente de un minuto, contamos los pulsos que son enviados en un minuto y lo vamos registrando por medio del shift register, cuando pase el tiempo de un minuto el valor de los pulsos se envía a un indicador el cual este se especifica como BPM, cabe destacar que este valor se actualiza por minutos. (Ver figura 39)

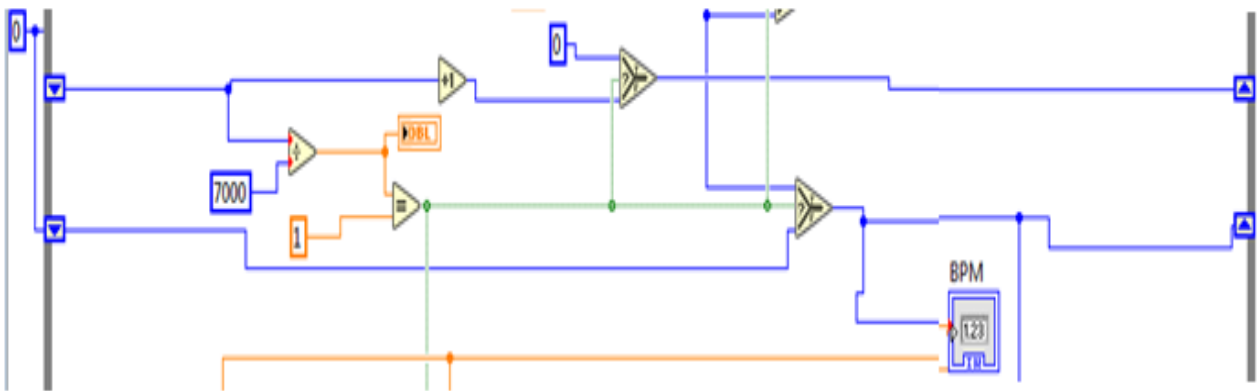


Figura 39. Calculo de las BPM.

Fuente: Zambrano (2019)

Para generar un diagnóstico médico en las personas que deseen conocer su situación. El diagnóstico que es generado va de acuerdo a los límites de BPM para cada tipo de persona según sus edades.

En la Figura 40, muestra un diagrama para el diagnóstico de recién nacidos. Como se ha observado anteriormente, el diagnóstico se determina a partir de los límites de las BPM establecidos previamente (ver cuadro 1). Esto se hace a partir de comparaciones entre esos valores, si el paciente rebasa esos límites de BPM, ya sea por debajo o por encima, se llega al diagnóstico donde la persona presenta pulso cardiaco normal, taquicardia o bradicardia.

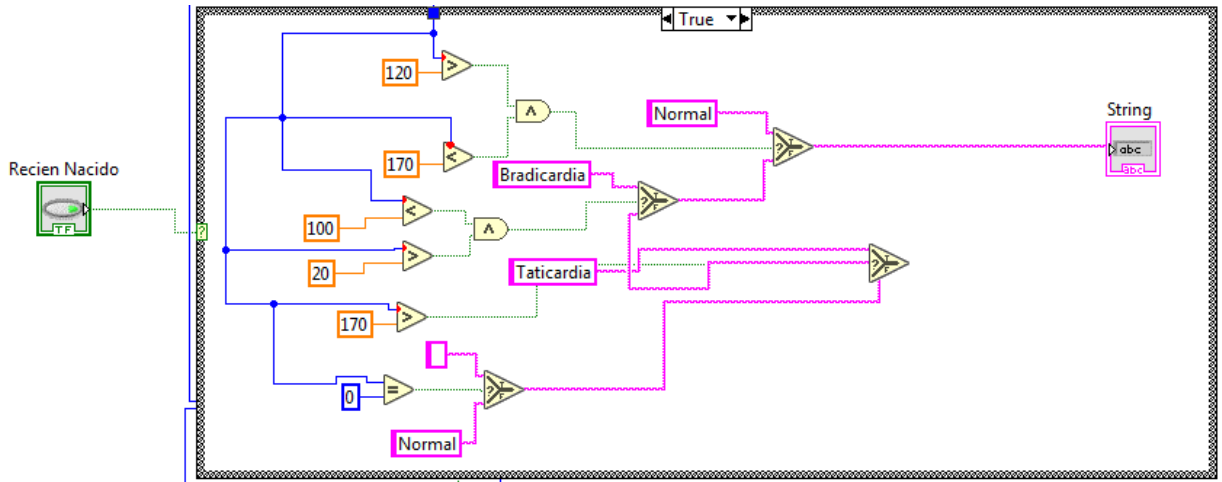


Figura 40. Diagnóstico para Recién nacido.
Fuente: Zambrano (2019)

En la Figura 41, muestra un diagrama para el diagnóstico de niños de 2 a 4 años.

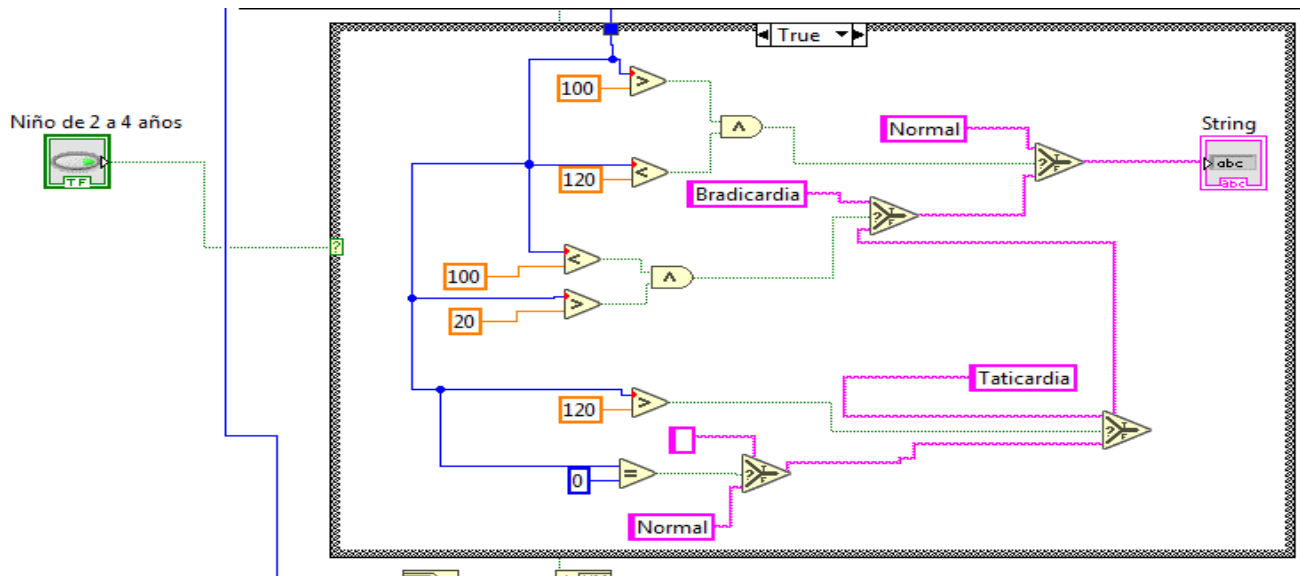


Figura 41. Diagnóstico para Niño de 2 a 4 años.
Fuente: Zambrano (2019)

En la Figura 42, muestra un diagrama para el diagnóstico de niños de 6 a 8 años.

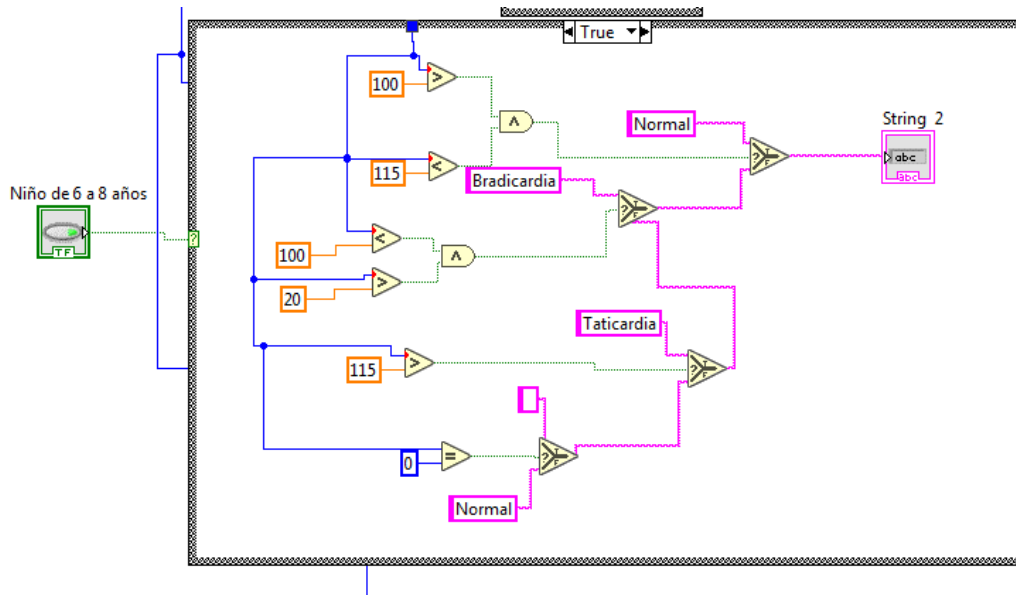


Figura 42. Diagnóstico para Niño de 6 a 8 años.

Fuente: Zambrano (2019)

En la Figura 43, muestra un diagrama para el diagnóstico para adultos.

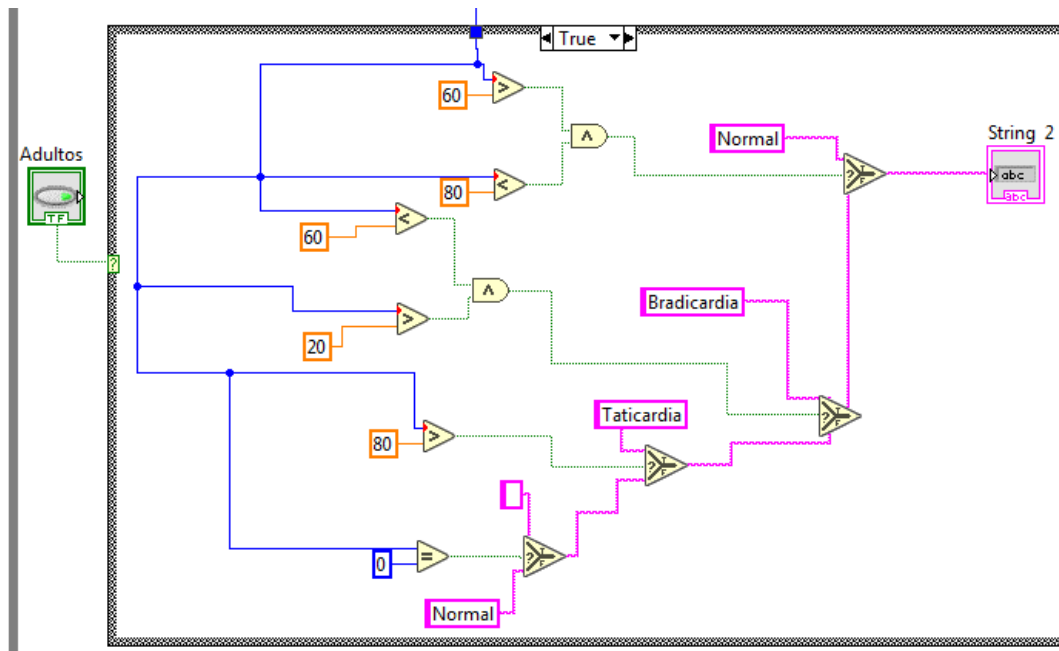


Figura 43. Diagnóstico para Adultos.

Fuente: Zambrano (2019)

Los valores establecidos para obtener un diagnostico fueron tomados de la tabla 1.

En la figura 44 se observa la configuración por el medio del cual se lleva a cabo el registro de los pacientes, el cual toma el nombre y la edad al inicio de la interfaz, estos datos son mandados y guardados en un archivo TXT, el archivo también registra los valores de las pulsaciones por minutos.

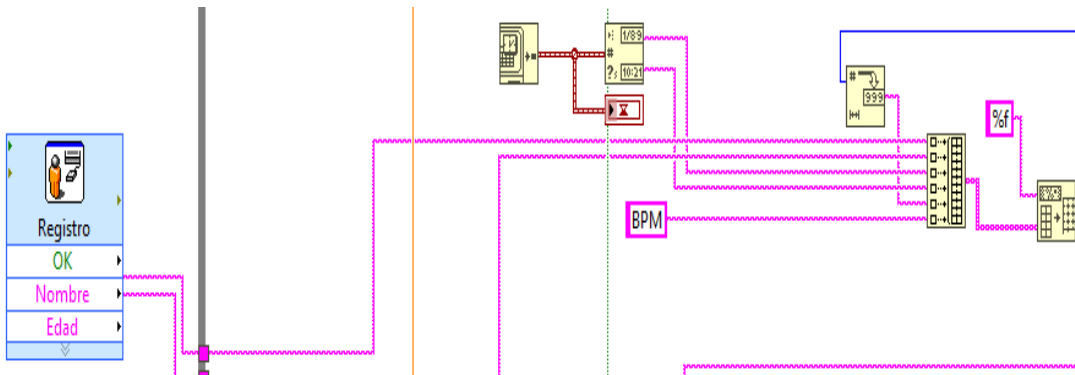


Figura 44. Diagrama para registro de datos.
Fuente: Zambrano (2019)

La interfaz gráfica que se desarrolló en el software LabView, consta de tres paneles con los cuales se configuran y se ordenan todos los datos para su posterior análisis y gráfica, estos paneles son: panel de control, panel gráfico y latidos del corazón y panel para indicar que tipo de diagnóstico tiene el paciente.

El panel de control es uno de los más importantes puestos que en este se configura las características del dispositivo de entrada las cuales son: velocidad de transmisión de datos y puerto serial. Por otro lado se observan los valores leídos de la señal bioeléctrica y por último se selecciona el archivo TXT donde se guardan ciertos valores.

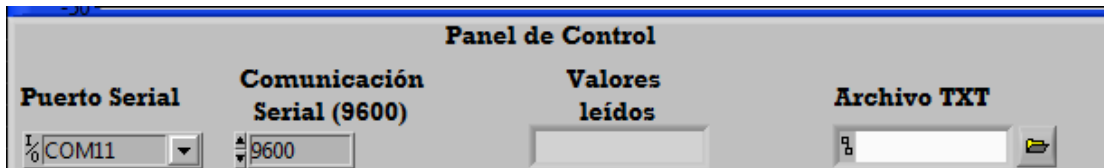


Figura 45. Panel de Control de la interfaz.
Fuente: Zambrano (2019)

En la parte media se muestra el comportamiento gráfico de la señal bioeléctrica, también se observa el contador de los pulsos cardiacos y el tiempo por minutos en el cual contrala la variable BPM, esta variable se encuentra en el lado superior izquierdo.

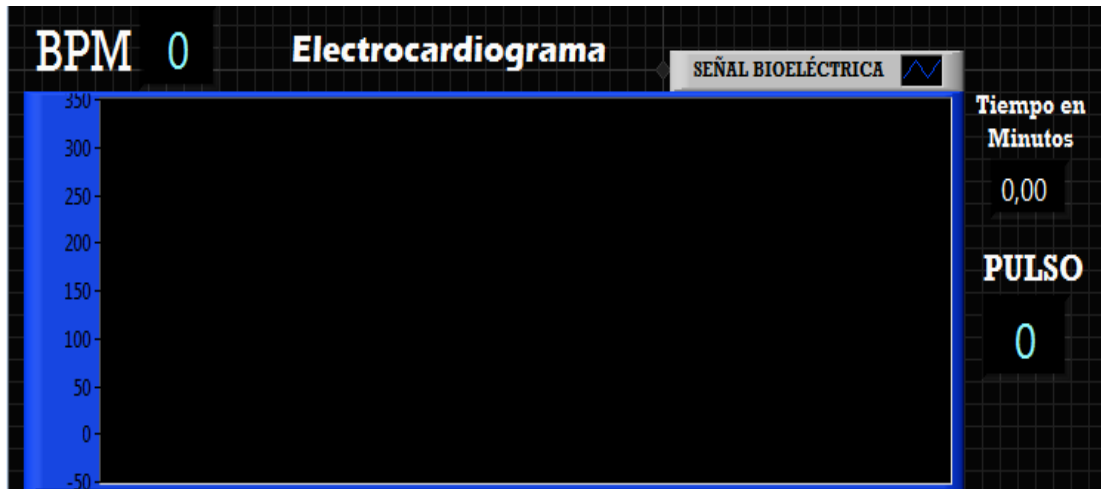


Figura 46. Panel central de la interfaz.

Fuente: Zambrano (2019)

Del lado derecho se presentan los controles para indicar que tipo de paciente se diagnostica (Recién nacido, niños de 2 a 4 años, niños de 4 a 8 años y adultos) y el diagnóstico generado es mostrado al lado del pulsador.

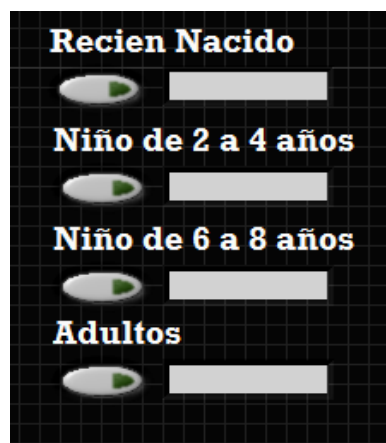


Figura 47. Panel de diagnóstico del paciente.

Fuente: Zambrano (2019)

Finalmente en la figura 48 se muestra la interfaz final desarrollada en el software LABVIEW.

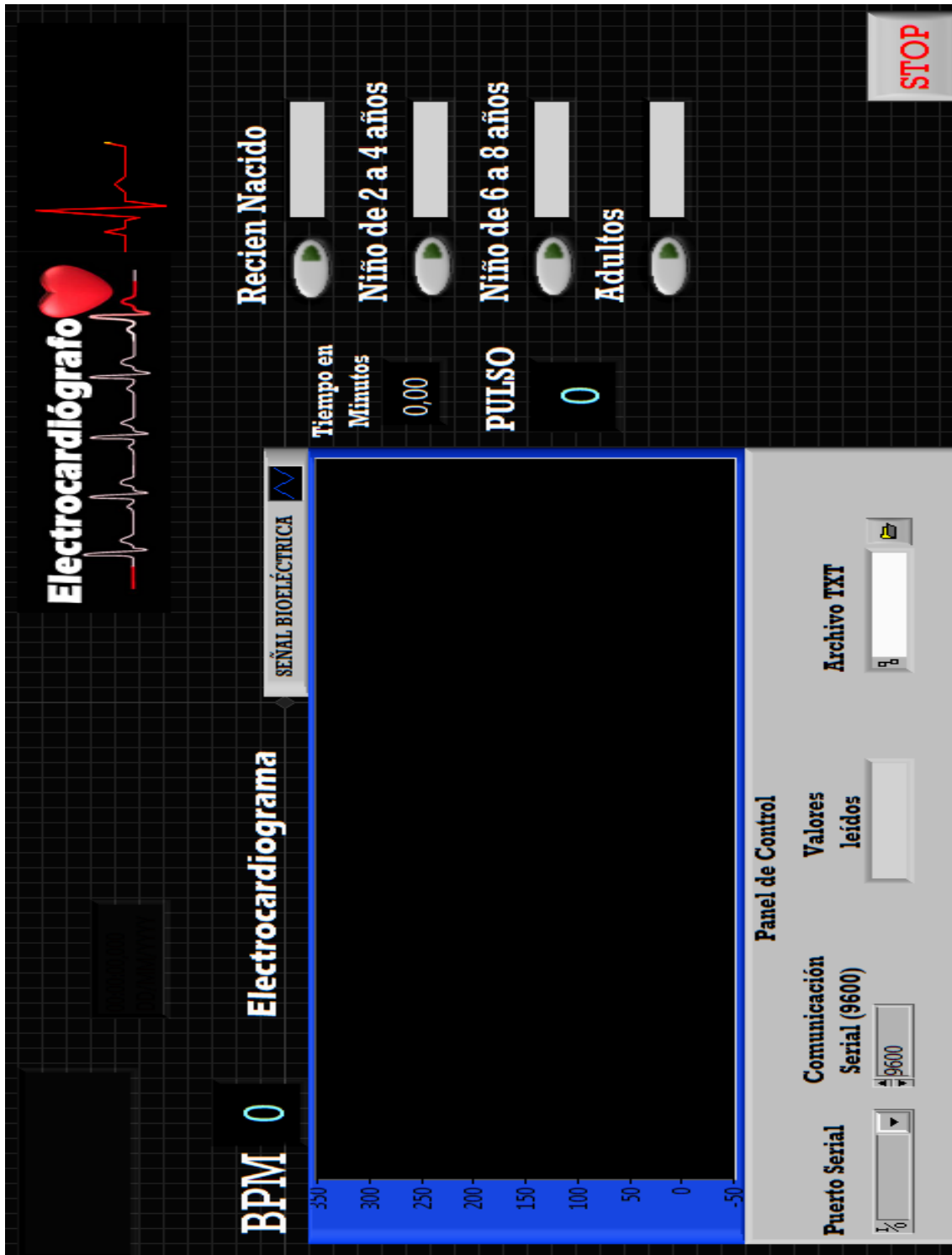


Figura 48. Interfaz Final.
Fuente: Zambrano (2019).

4.4.4 Pruebas de la Interfaz.

La base de datos seleccionada para analizar las señales electrocardiográficas (ECG) es una base de datos de "Cajero Automático" de PhysioBank es un centro de auto-servicio para explorar PhysioNet utilizando su navegador web. En la actualidad, su Toolbox incluye un software que puede mostrar formas de onda anotadas, series de tiempo del intervalo RR e histogramas, convertir archivos de señal WFDB a texto, CSV, EDF, o archivos mat (para uso con Matlab u Octave), y mucho más. En nuestro caso utilizamos la base de datos para obtener una señal de electrocardiografía en datos txt y posteriormente realizar su simulación por Arduino y LABVIEW.

```
98,95,92,89,87,84,81,79,77,76,75,74,73,72,70,69,68,67,67,67,68,68,68,69  
72,72,71,71,71,71,71,71,71,70,70,70,69,69,69,69,69,70,70,70,69,68,68,67  
65,64,64,64,64,64,64,64,64,65,65,65,66,67,68,69,71,72,73};
```

Figura 49. Tabla de datos.

Fuente: Zambrano (2019)

En la imagen 49 se muestra parte de los 250 datos que se utilizaron para recrear la señal bioeléctrica. Seguidamente fueron simulados por el software arduino dando así como resultado la señal del corazón (ver figura 50).

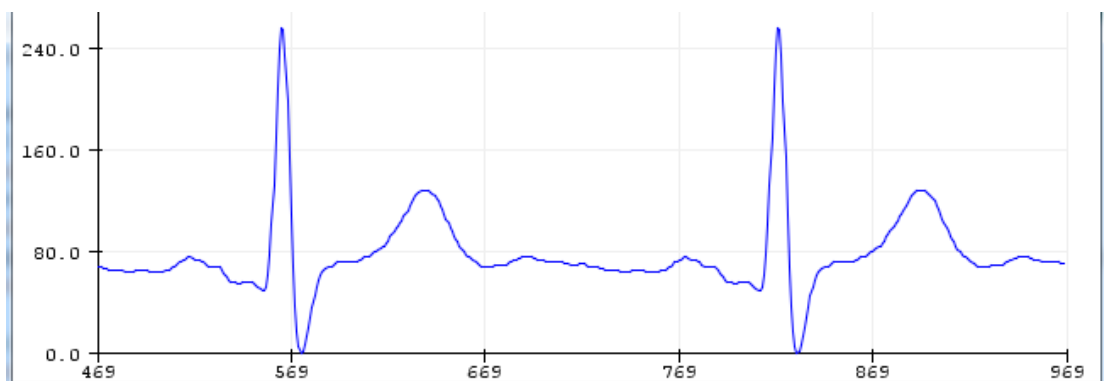


Figura 50. Señal ECG en el software Arduino.

Fuente: Zambrano (2019)

En la figura 51 se observa el puerto serial exportado de arduino.

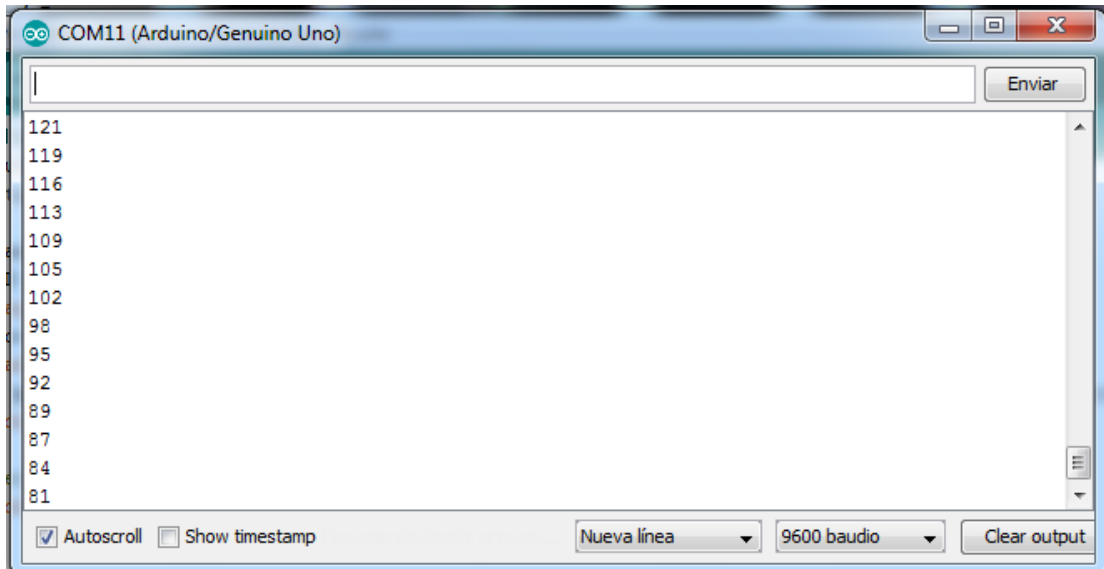


Figura 51. Puerto Serial software Arduino.

Fuente: Zambrano (2019)

Luego realizamos la conexión con el LABVIEW y vemos el señal cardica en tiempo real. (Ver figura 52).

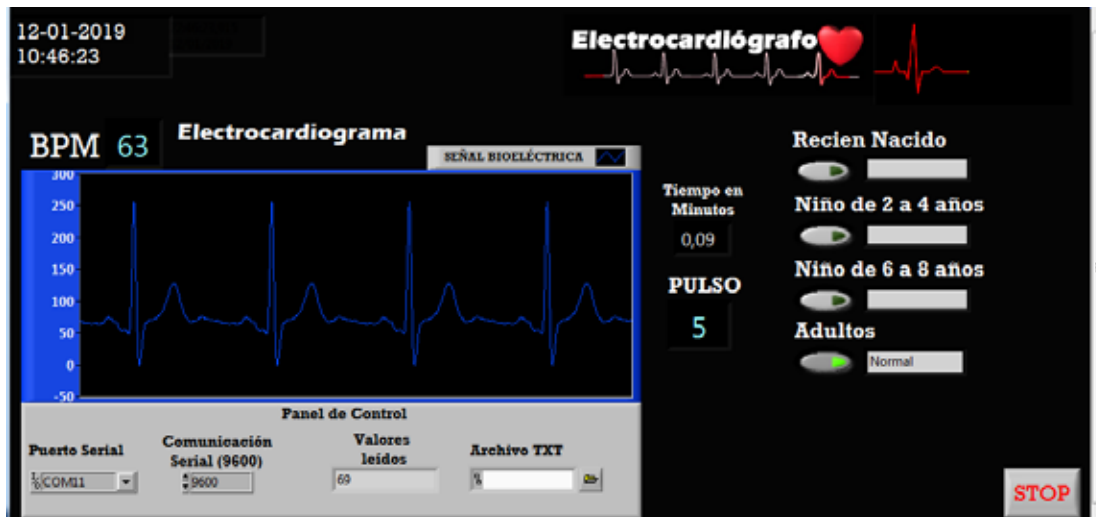


Figura 52. Interfaz.

Fuente: Zambrano (2019)

CONCLUSIONES

En el presente trabajo de grado se ha realizado el diseño de un electrocardiógrafo el cual es un canal de instrumentación completo desde el sensado hasta la visualización de los datos. Puesto que esto realiza la lectura de la señal mediante el front-end AD8232, pasando por la placa Arduino, y estableciendo la comunicación entre la computadora y el interfaz desarrollado.

Sin embargo para el diseño de instrumentación biomédica hay tres puntos básicos los cuales son, el sensado, procesamiento y el despliegue gráfico de las señales. La interfaz aquí propuesta cae en la parte de despliegue gráfico y nos servirá para simular señales cardíaca, calcular las frecuencias cardíacas, así como, el diagnóstico de una posible patología, esto se lleva a cabo en la plataforma de programación LABVIEW. En un futuro esta interfaz puede ser adaptada a un instrumento real de adquisición de señales biomédicas.

De la investigación y el trabajo desarrollado se desprenden una serie de conclusiones como son:

- La señal biomédica que se desea medir y observar presenta importantes dificultades. Es una señal de muy pequeño valor que oscila entre los 100 y 400 mV, puesto es lo que nos lleva a necesitar una gran amplificación, requiriendo esto un esfuerzo mayor.
- La visualización y el guardado de datos se han realizado mediante un lenguaje de alto nivel, de tipo gráfico, y enfocado al uso en instrumentación. Realizarlo de esta forma nos permite la posibilidad de que el programa sea utilizado por un usuario sin conocimientos previos, y que este programa sea fácil de llevar a otros PCs puesto que no requiere de instalación al bastar con un ejecutable.
- La interfaz desarrollada en este proyecto permite presentar de forma clara los resultados de las mediciones cardíacas, brindando a los médicos especialistas la posibilidad de consultar los datos de forma rápida desde la computadora. Es

importante destacar que no debe asumirse que los especialistas posean conocimientos en el área de la electrónica y telecomunicaciones, es por eso la interfaz diseñada, se realizó con la idea de lograr un ambiente intuitivo y gráfico, que permita al usuario interactuar de forma rápida y sencilla con el sistema de procesamiento, de manera de emitir un diagnóstico lo antes posible.

Finalmente, refiriéndose a los costos de construcción de este equipo, se ha hecho una gran diferencia con respecto al utilizar otras soluciones como por ejemplo el caso de utilizar un AD8232, el cual este dispositivo cuesta alrededor de 13USD, por otro lado diseñando el dispositivo con compuertas lógicas, resistencias y capacitores, superaría el costo del AD8232. Por lo tanto se demostró que el prototipo diseñado es de bajo costo, lo cual contribuye al diseño de dispositivos médicos que pueden ser adquiridos por centros de salud que no cuenten con mucho presupuesto.

RECOMENDACIONES

El electrocardiógrafo diseñado es un dispositivo de pruebas para observar las señales de onda ECG mediante una interfaz gráfica. Para lograr que este diseño tenga posibilidades de ser comercial, se tienen las siguientes recomendaciones:

- Dadas las limitaciones del Arduino Uno debido a su arquitectura, sería de gran utilidad reemplazarlo por otro tipo mucho más potente de mayores recursos, como lo es un Arduino Mega, el cual contiene más memoria RAM, más módulos periféricos y más puertos.
- Integrar una memoria del tipo SD a la tarjeta Arduino, de forma de darle portabilidad a la información almacenada.
- Para el diseño del esquemático colocar una pantalla LCD que indique si el paciente sufre de alguna patología.
- Agregarle al equipo un sistema de alimentación de respaldo, para que cuente con autonomía en los casos en que se corte la alimentación principal.
- Diseñar una aplicación Android de manera que se observe la señal del corazón, y el dispositivo pueda ser portátil.
- En la interfaz diseñada dar un aviso o alarmar si el paciente sufre de algún tipo de arritmia.
- Expandir el diseño de un electrocardiógrafo a 12 derivaciones.

REFERENCIAS

Bibliográficas

- Arias, F. (1999). **El proyecto de investigación: Introducción a la metodología científica**. 3ra Edición. Caracas: Editorial Episteme.
- Arias, F. (2012). **El proyecto de investigación. Introducción a la metodología científica**. Caracas: Editorial Episteme.
- Dubs de Moya, R. (2002). **El Proyecto Factible: una modalidad de investigación**. Caracas, Venezuela.
- Hurtado, J. (2007). **El proyecto de investigación**. Caracas: Editorial Quirón.
- John G. (2010). **Medical Instrumentation, application and desing**. Cuarta Edición. Canadá: Editorial Episteme.
- Mijares, H y García, L. (2007). **Normas para la Elaboración y Presentación de los Anteproyectos, Proyectos y Trabajos de Grado**. Carabobo: Editorial UJAP
- Palella, S. y Martins, F. (2010). **Metodología de la investigación cuantitativa**. Caracas: Editorial Fedupel.
- Sabino, C. (1996). **Introducción a la Metodología de Investigación**. Caracas: Editorial: Panapo.
- Tamayo, M. (1998). **El proceso de la investigación científica**. 3ra edición. México: Editorial Limusa.
- Montgomery H. Hunter S y Morris S. (2012). **Interpretation of electrocardiograms**. Canadá. Editorial BMJ Clinical Research.

Electrónicas

- Guadalupe, A. (2013). **Diseño, desarrollo y pruebas de un electrocardiógrafo Virtual utilizando MATLAB**. Recuperado en:
http://www.rcs.cic.ipn.mx/2015_108/Diseno_%20desarrollo%20y%20pruebas%20de%20un%20electrocardiografo%20virtual%20utilizando%20LabVIEW.pdf.
- López, M. (2014). **Introducción a LABVIEW**. Recuperado en:

<http://www.ni.com/getting-started/labview-basics/>

Llamas, L. (2016). **Tutoriales Arduino**. Recuperado en:

<https://www.luisllamas.es/tutoriales-de-arduino/>

Pérez, M. (2011). **Diseño e implementación de electrocardiógrafo portátil y del sistema del procesamiento digital de señales eléctricas del corazón, para el monitoreo y análisis médico**. Recuperado en:

http://biblioteca.usac.edu.gt/tesis/08/08_0283_EO.pdf

Ruiz, J. (2007). **Arduino Manual de programación**. Recuperado en:

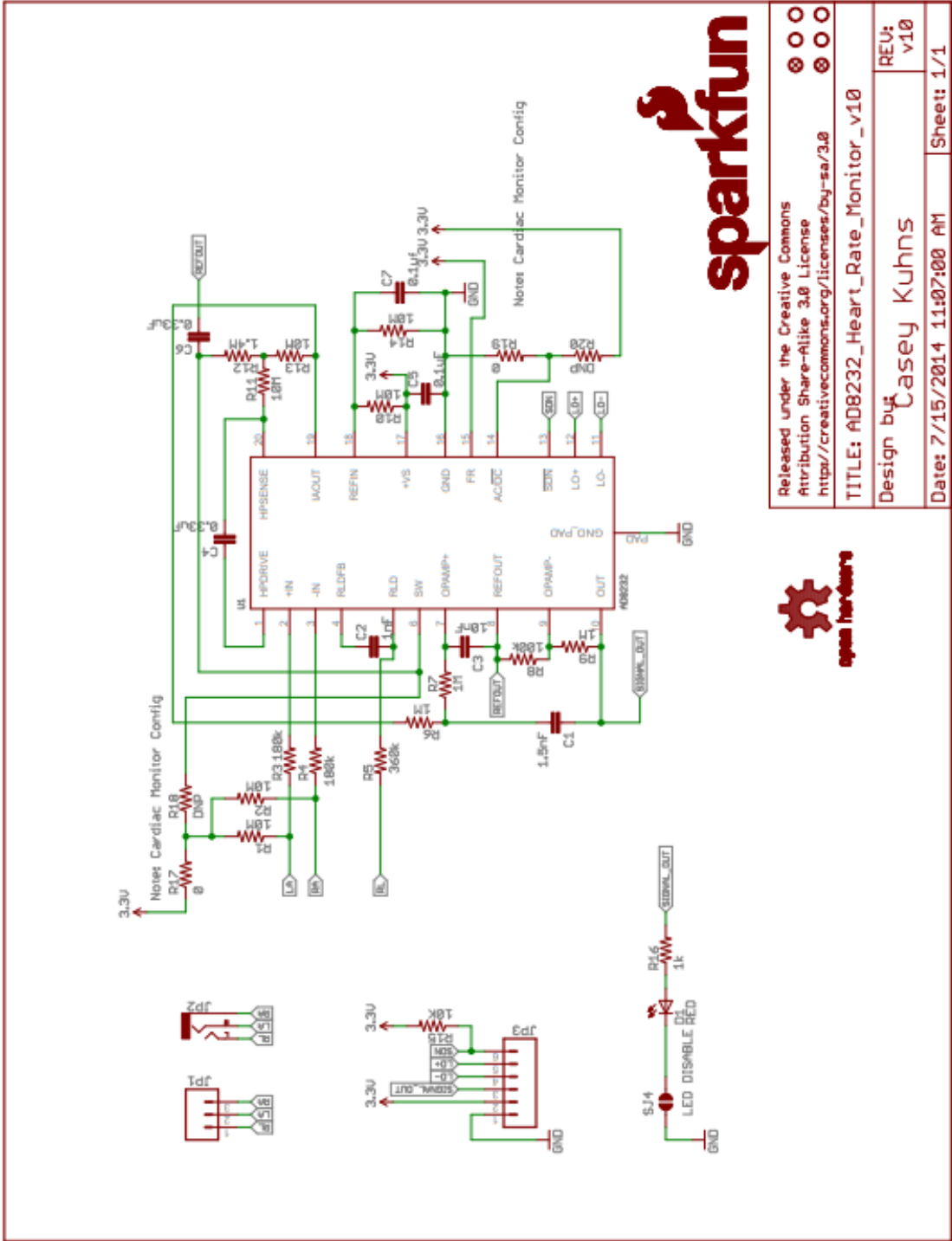
<https://arduinoobot.pbworks.com/f/Manual+Programacion+Arduino.pdf>

Hampton, J (2015). **ECG fácil**. Recuperado en:

<http://cardiacos.net/Documents/Biblioteca20Hampton-ECG%20Facil%20-%208%C2%B0%20%282014%29.pdf>

ANEXOS

ANEXO A. Diseño del esquemático del AD8232



ANEXO B. Hoja de especificaciones del AD8232



Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End

Data Sheet

AD8232

FEATURES

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

APPLICATIONS

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

GENERAL DESCRIPTION

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

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

An uncommitted operational amplifier enables the AD8232 to create a three-pole low-pass filter to remove additional noise. The user can select the frequency cutoff of all filters to suit different types of applications.

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

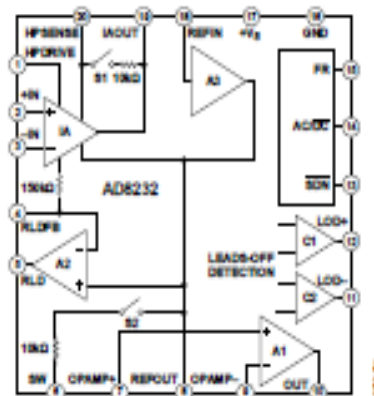


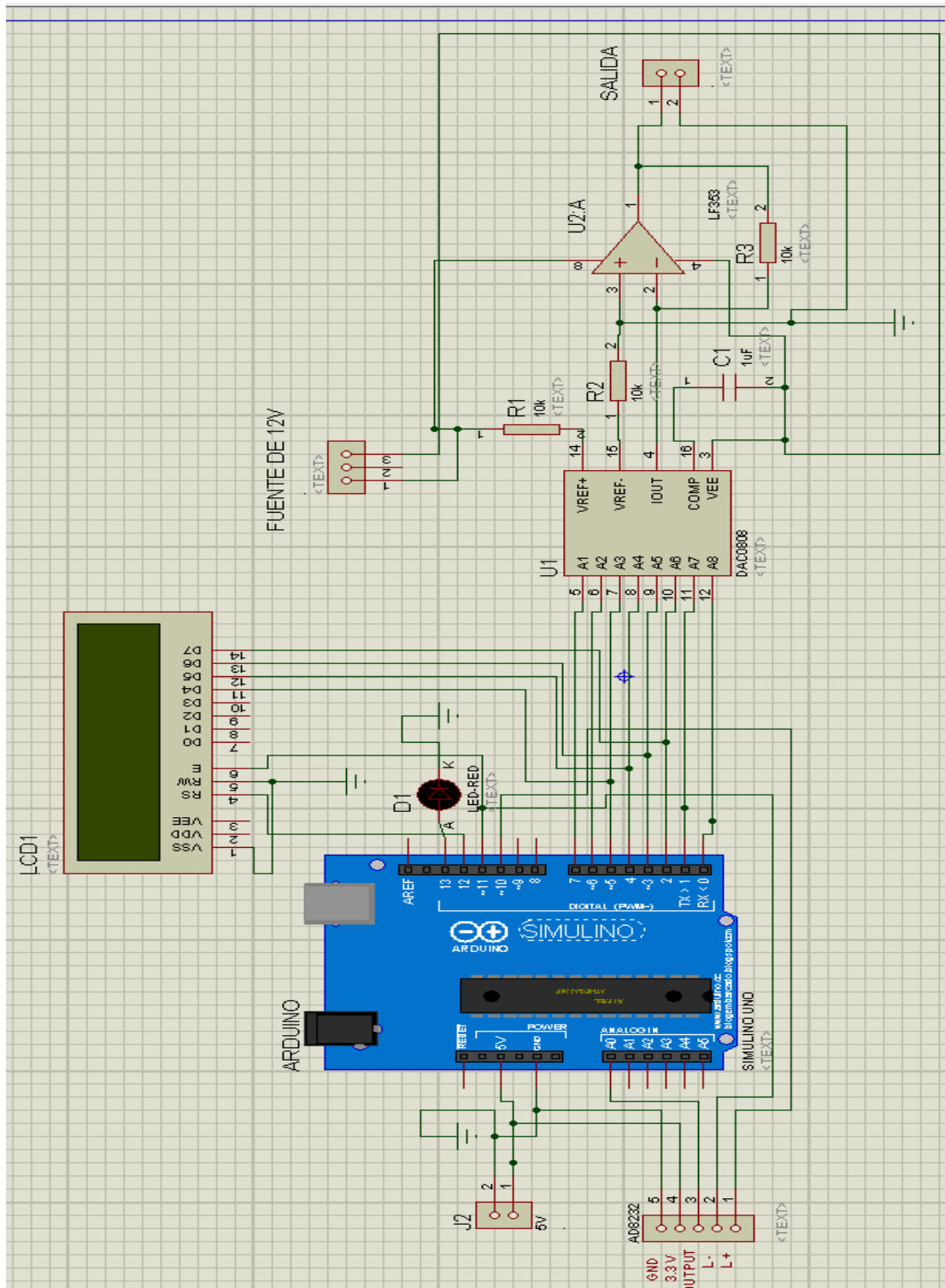
Figure 1.

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

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

The AD8232 is available in a 4 mm \times 4 mm, 20-lead LFCSP package. Performance is specified from 0°C to 70°C and is operational from -40°C to $+85^\circ\text{C}$.

ANEXO C. Esquemático del diseño del electrocardiógrafo.



ANEXO D. Código en Arduino establecido para la Interrupción.

```

SensorPulso_AD8232 - Interruptino | Arduino 1.8.7
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
SensorPulso_AD8232 Interrupt
|
volatile int rate[10]; // array to hold last ten IBI values
volatile unsigned long sampleCounter = 0; // used to determine pulse timing
volatile unsigned long lastBeatTime = 0; // used to find IBI
volatile int P = 512; // used to find peak in pulse wave, seeded
volatile int T = 512; // used to find trough in pulse wave, seeded
volatile int thresh = 512; // used to find instant moment of heart beat, seeded
volatile int amp = 100; // used to hold amplitude of pulse waveform, seeded
volatile boolean firstBeat = true; // used to seed rate array so we startup with reasonable BPM
volatile boolean secondBeat = false; // used to seed rate array so we startup with reasonable BPM

void interruptSetup(){
  // Initializes Timer2 to throw an interrupt every 2mS.
  TCCR2A = 0x02; // DISABLE PWM ON DIGITAL PINS 3 AND 11, AND GO INTO CTC MODE
  TCCR2B = 0x06; // DON'T FORCE COMPARE, 256 PRESCALER
  OCR2A = 0x7C; // SET THE TOP OF THE COUNT TO 124 FOR 500Hz SAMPLE RATE
  TIMSK2 = 0x02; // ENABLE INTERRUPT ON MATCH BETWEEN TIMER2 AND OCR2A
  sei(); // MAKE SURE GLOBAL INTERRUPTS ARE ENABLED
}

// THIS IS THE TIMER 2 INTERRUPT SERVICE ROUTINE.
// Timer 2 makes sure that we take a reading every 2 milliseconds
ISR(TIMER2_COMPA_vect){ // triggered when Timer2 counts to 124
  ...
}

```

```

SensorPulso_AD8232 - Interruptino | Arduino 1.8.7
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
SensorPulso_AD8232 Interrupt
if (N > 250){ // avoid high frequency noise
  if ( (Signal > thresh) && (Pulse == false) && (N > (IBI/5)*3) ){
    Pulse = true; // set the Pulse flag when we think there is a pulse

    IBI = sampleCounter - lastBeatTime; // measure time between beats in mS
    lastBeatTime = sampleCounter; // keep track of time for next pulse

    if(secondBeat){ // if this is the second beat, if secondBeat == TRUE
      secondBeat = false; // clear secondBeat flag
      for(int i=0; i<=9; i++){ // seed the running total to get a realistic BPM at startup
        rate[i] = IBI;
      }
    }

    if(firstBeat){ // if it's the first time we found a beat, if firstBeat == TRUE
      firstBeat = false; // clear firstBeat flag
      secondBeat = true; // set the second beat flag
      sei(); // enable interrupts again
      return; // IBI value is unreliable so discard it
    }

    // keep a running total of the last 10 IBI values
    ...
  }
}

```

```

SensorPulse_AD8232 - Interruptino (Arduino 1.8.7)
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
SensorPulse_AD8232 Interrupt
    BPM = 60000/runningTotal; // how many beats can fit into a minute? that's BPM!
    QS = true; // set Quantified Self flag
    // QS FLAG IS NOT CLEARED INSIDE THIS ISR
  }
}

if (Signal < thresh && Pulse == true){ // when the values are going down, the beat is over

  Pulse = false; // reset the Pulse flag so we can do it again
  amp = P - T; // get amplitude of the pulse wave
  thresh = amp/2 + T; // set thresh at 50% of the amplitude
  P = thresh; // reset these for next time
  T = thresh;
}

if (N > 2500){ // if 2.5 seconds go by without a beat
  thresh = 512; // set thresh default
  P = 512; // set P default
  T = 512; // set T default
  lastBeatTime = sampleCounter; // bring the lastBeatTime up to date
  firstBeat = true; // set these to avoid noise
  secondBeat = false; // when we get the heartbeat back
}
}

```

```

SensorPulse_AD8232 - Interruptino (Arduino 1.8.7)
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
SensorPulse_AD8232 Interrupt
    // QS FLAG IS NOT CLEARED INSIDE THIS ISR
  }
}

if (Signal < thresh && Pulse == true){ // when the values are going down, the beat is over

  Pulse = false; // reset the Pulse flag so we can do it again
  amp = P - T; // get amplitude of the pulse wave
  thresh = amp/2 + T; // set thresh at 50% of the amplitude
  P = thresh; // reset these for next time
  T = thresh;
}

if (N > 2500){ // if 2.5 seconds go by without a beat
  thresh = 512; // set thresh default
  P = 512; // set P default
  T = 512; // set T default
  lastBeatTime = sampleCounter; // bring the lastBeatTime up to date
  firstBeat = true; // set these to avoid noise
  secondBeat = false; // when we get the heartbeat back
}

}

sei(); // enable interrupts when you're done!
} // end isr

```