



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA ISRAEL

TRABAJO DE TITULACIÓN EN OPCIÓN AL GRADO DE:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA DIGITAL Y TELECOMUNICACIONES

TEMA: ELECTROCARDIÓGRAFO DE TRES DERIVACIONES CON SISTEMA DE VISUALIZACIÓN E IMPRESIÓN DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS Y GRAFICACIÓN DE REGISTROS

AUTOR: REDROVÁN ARMENDÁRIZ CARLOS RENATO

TUTOR: Ing. FIDEL DAVID PARRA BALZA (Ph.D)

QUITO- ECUADOR

AÑO: 2018

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA ISRAEL

APROBACIÓN DEL TUTOR

En mi calidad de tutor del trabajo de titulación certifico:

Que el trabajo de titulación “**ELECTROCARDIÓGRAFO DE TRES DERIVACIONES CON SISTEMA DE VISUALIZACIÓN E IMPRESIÓN DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS Y GRAFICACIÓN DE REGISTROS**”, presentado por la **Sr. Carlos Renato Redrován Armendáriz**, estudiante de la carrera de Electrónica Digital y Telecomunicaciones, reúne los requisitos y méritos suficientes para ser sometido a la evaluación del Tribunal de Grado, que se designe, para su correspondiente estudio y calificación.

Quito D.M. Septiembre del 2018

TUTOR

.....
Mg. Fidel David Parra Balza

AGRADECIMIENTO

A mis padres quienes han sido mi motor y mi mayor inspiración, que a través de su amor, paciencia, buenos valores, ayudan a trazar mi camino.

A mi esposa y mis hijos por ser el apoyo incondicional en mi vida, ya que con su amor y respaldo, me ayudan alcanzar mis objetivos.

Y por supuesto a mi querida Universidad y a todas las autoridades, por permitirme concluir con una etapa de mi vida, gracias por la paciencia, orientación y guiarme en el desarrollo de esta investigación.

DEDICATORIA

Llegar a esta etapa nunca hubiera sido posible sin el apoyo de mi padre Carlos Humberto por confiar y creer en mí y en mis expectativas, tengo presente en mi corazón que desde el cielo continuará siendo la guía y ejemplo de mi vida.

A mi viejita Martha Susana que se sacrificó en pos de mi bienestar, guió mis pasos con mucho amor, y me enseña a continuar luchando para vencer los obstáculos, sin perder la esperanza de conseguir las metas propuestas.

Dedico este trabajo a mi esposita Paulina, por su paciencia, apoyo y ánimo que me brinda día tras día para alcanzar nuevas metas, tanto profesionales como personales.

A mis adorados hijos Daniel y Sarahí a quienes siempre cuidaré y formaré para hacer de ellos personas responsables y con visión de superación personal.

A mis hermanas, Silvia, Isabel, Susana, Ligia y Cristina, quienes constituyen mi apoyo desde la infancia.

TABLA DE CONTENIDO

APROBACIÓN DEL TUTOR.....	i
AGRADECIMIENTO.....	ii
DEDICATORIA.....	iii
LISTA DE FIGURAS.....	vii
LISTA DE TABLAS.....	x
RESUMEN.....	xi
ABSTRACT.....	xii
INTRODUCCIÓN.....	1
1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA.....	6
1.1. Parámetros para la adquisición de biopotenciales.....	7
1.2. Estándares para ECG.....	8
1.3. Electrodo.....	9
1.3.1. Disposición de electrodos para ECG.....	9
1.3.2. Tipos de electrodos.....	10
. Electrodo de cloruro de plata (Silver-Silver Chloride).....	10
. Electrodo de oro.....	10
. Electrodo polímero conductor.....	11
. Electrodo de metal o carbón.....	12
. Electrodo de aguja.....	12
. Electrodo de base Nasicon.....	12
. Electrodo activo.....	13
1.4. Ruido en un electrocardiograma.....	13
1.5. Tarjeta de adquisición de datos.....	14
1.5.1. Amplificación.....	14
. Amplificador de instrumentación.....	16
1.5.2. Guarda activa.....	18
1.5.3. Filtrado del ruido.....	19
1.5.4. Acondicionamiento de la señal.....	22

1.6. Digitalización.....	23
1.6.1. Conversor analógico digital ADC.....	23
1.7. Arduino Mega 2560.....	24
1.7.2. Especificaciones Técnicas Arduino Mega 2560.....	26
1.7.3. Programación de la placa Arduino Mega 2560.....	27
1.7.4. Conexión de entradas analógicas en Arduino.....	28
1.7.5. Visualización de registros.....	28
1.8. Convertidores DC-DC.....	30
1.8.1. Convertidor BUCK.....	30
1.8.2. Convertidor directo (forward).....	30
1.9. Cargador de baterías.....	31
1.10. Impresión de señales bioeléctricas.....	32
2. METODOLOGÍA EMPLEADA EN EL ESTUDIO.....	33
2.1. Metodología de desarrollo.....	33
Fase I: Identificar y definir el problema.....	33
Fase II: Definir los requerimientos del sistema.....	34
Fase III: Seleccionar la tecnología adecuada.....	34
Fase IV: Elaborar la documentación del proyecto.....	34
Fase V: Diseñar el prototipo.....	35
Fase VI: Validar mediante un prototipo.....	35
3. PROPUESTA.....	36
3.1. Justificación.....	36
3.2. Beneficiarios de la propuesta.....	37
3.3. Objetivos.....	37
3.4. Metodología de la propuesta.....	38
3.5. Factibilidad de la propuesta.....	39
3.6. Conclusión.....	42
4. IMPLEMENTACIÓN.....	44
4.1. Tarjeta de adquisición y tratamiento de señales biométricas de ECG.....	47
4.1.1. Adquisición de la señal de ECG.....	47
4.1.2. Amplificación.....	47
. Amplificador de Instrumentación.....	48

4.1.3. Guarda activa.....	52
4.1.4. Filtrado.....	52
. Filtro supresor de banda.....	53
. Filtro pasa altas pasivo.....	55
. Filtro pasa bajas activo.....	57
4.1.5. Acondicionamiento TTL.....	65
4.1.6. Circuito de alimentación, mantención y carga de batería.....	69
4.1.7. Fuente de alimentación diferencial.....	71
4.1.8. Encendido/ apagado de circuitos.....	72
4.1.9. Integración de circuitos.....	73
4.1.10. Circuito impreso.....	75
4.2. Conversión analógica digital.....	76
4.2.1. Características del conversor ADC del Arduino Mega 2560.....	77
4.2.2. Lectura de valores analógicos en el Arduino.....	78
4.2.3. Resultados de la digitalización de la señal ECG.....	79
4.2.4. Visualización de registros.....	80
4.3. Pruebas y resultados.....	88
4.3.1. Impresión de señales bioeléctricas	89
CONCLUSIONES.....	92
RECOMENDACIONES.....	94
BIBLIOGRAFÍA.....	95
ANEXOS.....	97

LISTA DE FIGURAS

Figura. 1.1. Disposición para electrodos de ECG.....	10
Figura. 1.2. Electrodos de cloruro de plata.....	10
Figura. 1.3. Electrodos de oro.....	11
Figura. 1.4. Electrodos de polímeros conductivos.....	11
Figura. 1.5. Electrodos de metal carbón.....	12
Figura. 1.6. Electrodos de aguja.....	12
Figura. 1.7. Electrodos de nasicon.....	13
Figura. 1.8. Electrodos activos.....	13
Figura. 1.9. Potenciales señal de ECG.....	15
Figura. 1.10. Amplificador de instrumentación.....	16
Figura. 1.11. Blindaje o apantallamiento eléctrico.....	18
Figura. 1.12. Guarda activa.....	19
Figura. 1.13. Respuesta de frecuencia sistemas de filtrado.....	20
Figura. 1.14. Filtro pasa altas pasivo.....	21
Figura 1.15. Filtro pasa bajas activo.....	21
Figura 1.16. Filtro rechazo de banda activo.....	21
Figura. 1.17. Cambio de referencia a 2.5 Vcc para conexión con ADC TTL.....	22
Figura. 1.18. Ajuste de referencia y ganancia.....	22
Figura. 1.19. Conversión analógica digital.....	24
Figura. 1.20. Diagrama de pines tarjeta Arduino Mega.....	25
Figura. 1.21. Tarjeta Arduino Mega 2560.....	26
Figura. 1.22. Diagrama de bloques tarjeta Arduino Mega.....	27
Figura. 1.23. Entorno Arduino.....	27
Figura. 1.24. Biblioteca Arduino.....	28
Figura. 1.25. Conexión entrada analógica para Arduino.....	28
Figura. 1.26. Pantalla TFT 3.2" para Arduino Mega.....	29
Figura. 1.27. Pantalla TFT 3.2", shield y Arduino Mega 2560.....	29
Figura. 1.28. Convertidor buck.....	30

Figura. 1.29. Convertidor directo (forward).....	31
Figura. 1.30. Autonomía de energía.....	31
Figura. 1.31. Impresión vía bluetooth WiFi.....	32
Figura. 4.1. Etapas de sistema de electrocardiografía propuesto.....	46
Figura. 4.2. Electrocardiograma normal-fisiología de Guyton.....	47
Figura. 4.3. Amplificador operacional TL084.....	48
Figura. 4.4. Amplificador de instrumentación diseñado.....	50
Figura. 4.5. Simulación amplificador de instrumentación.....	51
Figura. 4.6. Respuesta amplificador de instrumentación.....	51
Figura. 4.7. Guarda activa sugerida por Texas Instruments.....	52
Figura. 4.8. Guarda activa adaptada al circuito.....	52
Figura. 4.9. Diseño filtro supresor de banda.....	53
Figura. 4.10. Simulación filtro Notch diseñado.....	54
Figura. 4.11. Respuesta filtro Notch diseñado.....	54
Figura. 4.12. Diagrama de Bode filtro Notch diseñado.....	55
Figura. 4.13. Diseño filtro pasa altas.....	55
Figura. 4.14. Simulación filtro pasa altas diseñado.....	56
Figura. 4.15. Respuesta filtro pasa altas diseñado.....	56
Figura. 4.16. Diagrama de Bode filtro pasa altas diseñado.....	57
Figura. 4.17. Configuración filtro pasa bajas.....	57
Figura. 4.18. Diseño filtro pasa bajas.....	58
Figura. 4.19. Filtro pasa bajas diseñado.....	58
Figura. 4.20. Respuesta pasa altas diseñado.....	59
Figura. 4.21. Diagrama de Bode filtro pasa altas diseñado.....	59
Figura. 4.22. Sistema de filtrado.....	60
Figura. 4.23. Respuesta sistema de filtrado sin inyección de ruido.....	61
Figura. 4.24. Respuesta sistema de filtrado con inyección de ruido.....	61
Figura. 4.25. Diagrama de Bode sistema de filtrado.....	62
Figura. 4.26. Sistema de filtrado doble etapa supresora.....	62
Figura. 4.27. Respuesta sistema de filtrado doble etapa supresora e inyección de ruido....	63
Figura. 4.28. Diagrama de Bode sistema de filtrado doble etapa supresora.....	63
Figura. 4.29. Sistema de amplificación y filtrado doble etapa supresora.....	64
Figura. 4.30. Respuesta amplificación y filtrado doble etapa supresora e inyección de ruido.....	64

Figura. 4.31. Diagrama de Bode sistema de amplificación y filtrado doble etapa supresora.....	65
Figura. 4.32. Diagrama de Bode sistema de amplificación y filtrado doble etapa supresora.....	65
Figura. 4.33. Circuito acondicionador propuesto.....	66
Figura. 4.34. Diseño acondicionador de señal.....	67
Figura. 4.35. Sistema de acondicionamiento final se señal.....	68
Figura. 4.36. Respuesta sistema final de acondicionamiento de señal.....	68
Figura. 4.37. Circuito de alimentación y carga de batería.....	70
Figura. 4.38. Polarización de convertidor DC-DC.....	72
Figura. 4.39. Circuito interno NE555.....	72
Figura. 4.40. Circuito encendido apagado con pulsador.....	73
Figura. 4.41. Integración de circuitos.....	74
Figura 4.42. Circuito impreso.....	75
Figura 4.43. Presentación de componentes.....	75
Figura 4.44. Circuito impreso real.....	76
Figura 4.45. Presentación de componentes real.....	76
Figura. 4.46. Serial Plotter de Arduino.....	80
Figura. 4.47. Señal digital tomada desde un osciloscopio.....	80
Figura. 4.48. Arreglo TFT, shield y Arduino Mega 2560.....	81
Figura. 4.49. Integración de módulos.....	86
Figura. 4.50. Sistema en funcionamiento.....	87
Figura. 4.51. Equipo encapsulado.....	87
Figura. 4.52. Pruebas del equipo en paciente.....	88
Figura. 4.53. Aplicación Android.....	89
Figura. 4.54. Complemento impresoras Hp.....	90
Figura. 4.55. Funcionalidad de complemento instalado.....	90
Figura. 4.56. Impresora utilizada.....	92
Figura. 4.57. Impresión del electrocardiograma.....	91

LISTA DE TABLAS

Tabla 1.1. Especificaciones técnicas Arduino Mega 2560.....	26
Tabla 3.1. Costos para el desarrollo del producto.....	40

RESUMEN

Este documento presenta el desarrollo de un electrocardiógrafo de tres derivaciones con sistema de visualización e impresión de señales bioeléctricas y graficación de registros. Los resultados obtenidos mediante el proceso de simulación y montajes de pruebas, han sido implementados en una tarjeta electrónica que se compone de las etapas de amplificación, guarda, filtraje y acondicionamiento de la señal de ECG, así como los componentes para el suministro de voltaje a los circuitos que lo conforman. Por otra parte, el proceso de digitalización de la señal ha sido realizado con la placa base de Arduino Mega2560 y sus accesorios de visualización. La impresión de registros está dada a través de una aplicación móvil.

El trabajo presentado constituye el proyecto de fin de carrera para optar por el título profesional de Ingeniero en Electrónica Digital y Telecomunicaciones en la Universidad Tecnológica Israel de la ciudad de Quito.

***Palabras claves* — Amplificador operacional, arduino, biopotencial, conversor análogo digital (ADC), ECG, electrodos, filtros activos, Multisim.**

ABSTRACT

This document presents the development of a three-lead electrocardiograph with a system for visualizing and printing bioelectric codes and graphing records. The results obtained by the process of simulation and assembly of tests, have been implemented in an electronic card that consists of the stages of amplification, storage, filtering and conditioning of the ECG signal, as well as the components for the supply of voltage to the circuits that make it up. On the other hand, the process of digitalization of the signal has been made with the base of Arduino Mega2560 and its visualization accessories. The printing of records is given through a mobile application.

The presented work is the end-of-career project to opt for the professional title of Engineer in Digital Electronics and Telecommunications at the Israel Technological University of Quito.

***Keywords* — Operational amplifier, arduino, biopotential, digital analog converter (ADC), ECG, electrodes, active filters, Multisim.**

INTRODUCCIÓN

Antecedentes de la situación objeto de estudio

A continuación se presenta como ha sido la evolución del problema en el desarrollo, es decir el estado de lo que se hecho para solventar la situación objeto de estudio, detectando avances y carencias del mismo, para esto se hizo una revisión del estado del arte el cual se detalla a continuación.

En ese sentido, de acuerdo a la investigación realizada por el Dr. Guillermo Kemper en la Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas (2005), se desarrolló un sistema de electrocardiógrafo para auto diagnóstico como instrumento médico a ser utilizado en centros médicos por su robustez y la forma de diagnosticar los bio-potenciales mediante el procesamiento de señales digitales.

El prototipo desarrollado consta de un amplificador de instrumentación INA122, un amplificador inversor y la aplicación del amplificador OPA2604 para realimentación y guarda del paciente. Emplea también filtros de sexto orden y MATLAB una vez de ingresar la señal analógica por la tarjeta de audio de una PC, posteriormente para el autodiagnóstico desarrolla un algoritmo mediante la transformada de wavelet. Los resultados experimentales demuestran la posibilidad de obtener una señal de ECG sin presencia de ruido e interferencias para digitalizarla y realizar el auto diagnóstico.

Por otra parte, la guía desarrollada por la Subdirección de Ing. Biomédica de CENETEC de México (2006) divide a los electrocardiógrafos en mono canales y multicanales, presenta los conceptos básicos de frecuencia, amplitud, amplitud de curvas, intervalos de análisis en la señal de ECG; cita las normas técnicas que llevan a una adecuada operación de un equipo. Describe las normas que debe cumplir un equipo básico y las precauciones de seguridad.

Así mismo, se da a conocer el concepto de un electrocardiógrafo, los tipos de derivaciones aplicables en un examen de ECG y presenta recomendaciones para su ejecución. Además describe varias etapas que componen un sistema de electrocardiógrafo como son: adquisición, amplificación de la señal de ECG, circuitos de protección o guardas hacia el paciente. Esta guía proporciona una fuente adecuada para el desarrollo de este tipo

de equipos. Se realiza una clasificación del desarrollo, brinda referencias bibliográficas y datos de referencia para desarrollar electrocardiógrafos y concluye con la realización de un ECG mediante en diagrama de bloques.

Por su parte Arenas Cárdenas de la I.S.T.P. IDAT (consultado 2018) desarrolla un proyecto que adquiere e interpreta bio-potenciales (ECG y temperatura), presentándolos de una manera gráfica para la interpretación del especialista. Este sistema desarrollado funciona junto a un osciloscopio pero se percibe claramente que el problema presentado es el ruido, esto debido a que las pulsaciones cardíacas son señales de amplitud reducida y eliminar el ruido constituye un reto. Entre las conclusiones destaca que para obtener y visualizar la señal de manera óptima es necesario la calibración adecuada del osciloscopio, de lo contrario se dificulta el trabajo del especialista.

En su trabajo la adquisición de señal se realiza a través electrodos, utilizando dos amplificadores de instrumentación del tipo INA122 y INA131 para amplificar cada señal de entrada; no se utiliza un sistema de guarda al paciente pero en su reemplazo se aplica un circuito de realimentación basado en dos amplificadores OPA2604, la etapa de filtraje se implementa para frecuencias de 48.22 Hz-72.34 Hz con la adecuación de filtros de primer orden y amplificadores operacionales TL082; una vez procesada la señal de ECG, el circuito presenta una salida directa para la conexión de un osciloscopio.

De los párrafos anteriores se desprende que existe una serie de trabajos relacionadas con la variables del presente estudio, pero no trabajan con electrocardiógrafos de tres derivaciones y aplicando la tarjeta base de Arduino para la conversión analógica digital para su posterior tratamiento mediante un ordenador. El presente circuito desarrollado cuenta además con una fuente de alimentación diferencial aislada para la alimentación de los amplificadores operacionales que forman parte del diseño. El proceso de alimentación es posible mediante un adaptador externo de 12 VCC o mediante baterías que lo hace portátil y fácil de transportar en ambulancias o durante el traslado de pacientes; el circuito también es capaz de cargar las baterías y posee un indicador para carga completa. Permite mediante una pantalla de cristal líquido la visualización de la señal de ECG y puede ser adaptado a una impresora para el envío de registros. El circuito está desarrollada con doble etapa en cada filtro que elimina las componentes de ruido causadas por la red de energía eléctrica comercial de 60Hz que es el principal inconveniente en este tipo de diseños con señales de tan reducida amplitud.

Planteamiento del problema

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. En el electrocardiograma se puede observar la onda P, la onda T y los complejos Q, R, S. Dependiendo de cómo se muestra la señal el especialista o el doctor podrá diagnosticar si es que la persona posee algún problema cardiaco.

El diseño de un electrocardiógrafo que entregue como resultado una señal sujeta a la interpretación por el personal médico a fin de establecer el estado cardiovascular de la persona, lo cual permitiría un diagnóstico oportuno, reduciendo el riesgo de un paro cardiaco. El dictamen obtenido mediante el análisis de los resultados entregados por este equipo señala el estado del paciente y advierte al personal médico a fin de proporcionar la atención requerida por su condición.

Al poseer autonomía, la aplicación como dispositivo portátil que podría ser instalado en ambulancias, o en camillas para traslado de pacientes hace de este proyecto una alternativa de robustez y bajo costo con muy buenos resultados.

Este proyecto busca hacer un aporte al campo de la biomedicina mediante el desarrollo de una interfaz gráfica que visualice la señal de ECG, permita el análisis médico y tenga la capacidad de identificar los parámetros necesarios para establecer la normalidad de la actividad eléctrica cardiaca.

Justificación

La importancia del desarrollar del presente proyecto está en el hecho de que en el mercado existen diversos modelos de electrocardiógrafos, que son usados en clínicas y hospitales y por lo general son sistemas simples o muy complejos que le brindan al médico información básica e incompleta acerca del estado del corazón del paciente. Se pensó que se podría desarrollar un sistema sencillo y robusto que permitiera presentar información suficiente para el profesional de la salud que le permita realizar el diagnóstico que apoye la toma de decisiones y el posterior tratamiento a seguir.

En la publicación emitida por el Diario EL COMERCIO (2016) se señala que: “Según datos recogidos por el Instituto Nacional de Estadísticas y Censos del Ecuador (INEC), en el año 2014 se reportaron un total de 4.430 muertes por enfermedades isquémicas del corazón, mientras que por insuficiencia cardíaca, los fallecimientos llegaron a 1 316. Las

arritmias cardíacas sumaron un total de 168 muertes, mientras que los fallecidos por paros cardíacos en ese mismo año fueron 106. Del total de muertes por enfermedades del corazón, que suman casi 12 000, el 51,68% de las víctimas son hombres, mientras que el 48,32% restantes son mujeres, según destacan las cifras recogidas por el INEC. En marzo de 2016, la Organización Panamericana de la Salud (OPS), llevó a cabo un estudio en Ecuador sobre las poblaciones en riesgo de padecer enfermedades cardiovasculares. La encuesta recogió datos de 2 231 personas entre 18 y 69 años. Los resultados fueron arrasadores: Un total del 30% de la población adulta entre 40 y 69 años corre riesgo de padecer alguna enfermedad asociada con el mal funcionamiento del sistema cardíaco.”

La actual investigación tiene como finalidad principal, diseñar e implementar un electrocardiógrafo (ECG) de 3 derivaciones y un software que permita visualizar y analizar las señales de bio-potencial del músculo cardíaco.

Por tal motivo, la investigación se justifica desde el punto de vista tecnológico, social y económico, ya que se desarrolla un prototipo robusto mediante el uso de dispositivos electrónicos basados en recomendaciones de fabricantes relacionadas a las seguridades y cálculos que garantizan el funcionamiento del mismo; puede ser trasladado de un sitio a otro gracias a la autonomía que brindan las baterías parte del circuito y permiten monitoreo continuo de un paciente únicamente con el uso de tres derivaciones de fácil acceso y a bajo costo por la selección de dispositivos. La utilización de materiales no contaminantes en la elaboración de nuestro prototipo contribuirá a la conservación del medio ambiente y de la humanidad.

Objetivo general

Desarrollar un electrocardiógrafo de tres derivaciones con registro de datos, visualización e impresión de señales biomédicas.

Objetivos específicos

- Definir los parámetros, características de las señales biomédicas y dispositivos para diseñar un ECG.
- Diseñar el amplificador de biopotenciales.
- Implementar la interfaz de visualización para el usuario.
- Perfilar las etapas de filtrado y digitalización de la señal de ECG.
- Desarrollar el hardware y el software para transferir los registros obtenidos hacia un

computador para su análisis.

- Crear el hardware y el software que permita la impresión de la señal de ECG obtenida.
- Realizar pruebas de medición y funcionamiento.

Alcance

El sistema electrocardiógrafo comienza por la lectura de pequeñas señales eléctricas de un paciente. Dichas señales son amplificadas y filtradas mediante circuitos integrados y componentes electrónicos comerciales dispuestos en etapas amplificadoras de instrumentación, una serie de filtros que permitan el acondicionamiento de la señal, una tarjeta de adquisición de propósito general que se encargue de la recepción de las señales biológicas en formato analógico, conversión a formato digital y por último envío de los datos y una interface gráfica que permita la visualización de los resultados obtenidos para su interpretación.

El alcance del proyecto consta de la elaboración de una placa electrónica para la adquisición de datos y la tarjeta base. La primera toma las señales del paciente, las amplifica y filtra, posteriormente las envía al sistema base que en este proyecto será Arduino. Este último convierte la señal a formato digital y realiza el envío de la señal a una pantalla de TFT para visualización y análisis. También es posible la comunicación mediante el puerto serial a través de la aplicación de software de Arduino para realizar el monitoreo más claro en tiempo real de la señal de ECG. La impresión de registros será simplificada y se lo realizará desde una aplicación móvil al ser este trabajo de titulación parte del proyecto de investigación científica de la Universidad.

Para la realización del presente proyecto, se utilizarán herramientas de software para el diseño, simulación y modelado de circuitos como lo son Proteus 7.9 de Labcenter Electronics y Multisim 14.1 de la National Instruments.

El proyecto se realizará en el periodo comprendido entre abril 2018 agosto 2018, siguiendo los planteamientos teóricos de Savant, C.J. y Jerry Fitzgerald para el diseño de circuitos y adaptado al caso particular para el desarrollo de un “electrocardiógrafo de tres derivaciones con sistema de visualización e impresión de señales bioeléctricas y graficación de registros”.

CAPÍTULO 1

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

El proceso de investigación necesita de la exploración de estudios anteriores hechos por otros investigadores. Es muy posible que ellos tengan alcances similares, siendo este el motivo para la realización de análisis detallados que permitan la ubicación de antecedentes de la variable de estudio para este proyecto: Electrocardiógrafo de tres derivaciones con sistema de visualización e impresión de señales bioeléctricas y graficación de registros.

En este sentido, H. Vallejo (2009) en su trabajo de Electromedicina titulado “Bases para el Diseño de un Electrocardiógrafo” de la Revista Saber Electrónica No. 63, tuvo como objetivo manifestar conocimientos sobre electromedicina que permiten instaurar con precisión la construcción de un electrocardiógrafo y comprender su representación con la finalidad de arrojar datos concretos y útiles para un especialista en la rama a efectos de diagnóstico y tratamiento.

Por otra parte M. Oliveri (2004) en su trabajo titulado “Elementos de diseño de circuitos de Amplificación del ECG” del XII seminario de ingeniería biomédica, facultades medicina de ingeniería, universidad de la Republica, Montevideo, Uruguay describe el procesamiento de señales de electrofisiología, en particular la señal de ECG luego de ser adquiridas por medio de sensores. Resalta las principales fuentes de error en la medida y adquisición de las mismas, como tratar dichos errores para minimizarlos y los requisitos para el procesamiento o medida en forma correcta de las mismas. En esta última parte describe los requerimientos sobre los circuitos que amplifican y filtran dichas señales.

Así mismo, para el cumplimiento de los objetivos del presente trabajo, fue de suma importancia la aplicación de nociones recibidas durante el periodo de enseñanza por parte de profesores; detalles y conocimientos nuevos alcanzados en el etapa de investigación que brindaron la mejor herramienta para el alcance de los objetivos planteados.

En éste capítulo se detallarán los conceptos teóricos válidos y fundamentales para el desarrollo de un “electrocardiógrafo de tres derivaciones con sistema de visualización e impresión de señales bioeléctricas y graficación de registros”.

1.1. Parámetros para la adquisición de biopotenciales

Durante el desarrollo de un equipo médico, puntualmente en electrocardiografía, es preciso considerar los parámetros definidos por entidades que regulan los procedimientos y dispositivos para la medición de señales bioeléctricas, esto es tanto para la protección de los pacientes y para la obtención de registros con calidad. Entre las entidades destacadas tenemos las siguientes:

IEC: “International Electrotechnical Committee”

ANSI: “American National Standards Institute”

AAMI: “Association Advancement of Medical Instrumentation”

AHA: “American Heart Association”

BSI: “British Standards Institute”

Algunos códigos y estándares importantes son:

IEC: “International Electrotechnical Comitee”

NFPA 99: “Standards for Health Care Facilities”

ANSI/AAMI ESI-1993: “Safe Current Limits for Electromedical Apparatus”

BS 5724: “Electrical Safety of Medical Equipment”

Las especificaciones más importantes se definen a continuación:

- *Earth leakage current (corriente de interferencia de tierra):* Es la corriente que fluye normalmente entre el conductor de tierra de una pieza aterrizada protegida.
- *Enclosure Leakage current (corriente de interferencia de malla):* Es la corriente que fluye por una parte conductora a la tierra a través de un conductor diferente al de tierra de protección.
- *Patient Leakage current (corriente de interferencia del paciente):* Es la corriente que fluye a través del paciente conectado a una parte eléctrica.
- *The patient auxiliaty current (corriente auxiliar del paciente):* Se define como la corriente que fluiría normalmente entre el paciente conectado a una parte eléctrica que no produce un efecto fisiológico.

1.2. Estándares para ECG

Para el desarrollo de un sistema de ECG se estiman las siguientes características según los estándares de la ANSI – AAMI EC11-1991:

- *Rango Dinámico de Entrada (Input Dynamic Range)*: “+/-5mV de señal y tolerancia para offsets dc de +/-300mV”.
- *Exactitud en la Ganancia (Gain Accuracy)*: “+/- 5% para selecciones de control de ganancia de 20mm/mV , 10mm/mV y 5mm/mV”.
- *Error del sistema (System Error)*: “Para señales de entrada limitadas a +/-5mV y un Slew Rate de 125mV/s, el error máximo permitido es +/-10%”.
- *Respuesta de Frecuencia (Frequency Response)*: “Caracterizado relativo a la respuesta de 10Hz de un número de señales de prueba. AHA recomienda un ancho de banda de 0.05Hz a 100Hz (+0.5dB,-3dB)”.
- *Respuesta al pulso (Step Response)*: “El dispositivo debe responder a un impulso de 10mm, con un sobresalto (overshoot) permitido de 10% y una constante de tiempo de decaída 3s en la medición de los primeros 320ms”.
- *Impedancia de entrada*: “Una impedancia de entrada de una sola entrada (single ended) de por lo menos 2 MOhms a 10Hz es requerida”.
- *Corrientes Directas*: “0.2mA en todas las conexiones de los electrodos del paciente”.
- *Ruido del sistema*: “40mV cuando todas las entradas están conectadas juntas”.
- *Corrientes de riesgo del Paciente*: “10mA en el evento de fallas de la red de alimentación principal”.

Los estándares de la IEC difieren un poco con los de la ANSI y se especifican mejor.

Un ejemplo de la IEC601-2-25 (1993) para ECG:

- *Corrientes de interferencia del Paciente (Patient leakage currents)*: “10 μ A. Bajo condiciones de falla simple este puede alcanzar hasta 50mA”.
- *Corrientes de interferencia de Tierra (Earth leakage currents)*: “500 μ A desde la alimentación a la tierra a través del aislamiento bajo condiciones normales de operación”.

- *Corriente Enclaustrada (Enclosure current)*: “100 μ A desde cualquier parte asequible al operador o al paciente”.
- *Aislamiento*: “>3500Vac entre el paciente y la toma principal del dispositivo”.

El equipo debe ser clasificado como cuerpo protegido (BF) o cardiaco protegido (CF). CF significa que el equipo podría estar conectado directamente al corazón.

- *Voltaje offset dc*: “+/-300mV máximo”.
- *Respuesta en Frecuencia*: “0.05-300Hz”
- *Filtro paso Alto*: “0.05 y 0.5Hz de selección en software”
- *Filtro paso Bajo*: “40, 100, 300Hz de selección en software.”
- *Sensibilidad*: “2.44mV”

CMRR: “>110dB a 50/60 Hz.”

1.3. Electroodos

Los transductores conocidos como “electroodos”, permiten convertir el potencial eléctrico generado en el cuerpo humano y ser medido por instrumentación electrónica convencional.

Son innumerables los inconvenientes en los sistemas de amplificación de señales bioeléctricas debidos al desempeño estos transductores ya que la elevada impedancia de la interfaz electrodo electrolito y piel causan distorsión. Otro problema de los electrodos es que disminuyen el CMRR del sistema global.

El uso de gel como solución salina ayuda a reducir la impedancia de la interface antes descrita y mejora la fijación de los electrodos en su sitio. La impedancia máxima del electrodo es 86.5 Kohms. Pero, por debajo de este límite en la respuesta de transferencia del amplificador de instrumentación, la impedancia del electrodo no será considerada.

1.3.1. Disposición de electrodos para ECG

La disposición de los transductores o electrodos para un ECG está establecido por el triángulo de Einthoven y por el sistema de las doce derivaciones de la manera en la que se detalla en la figura 1.1.

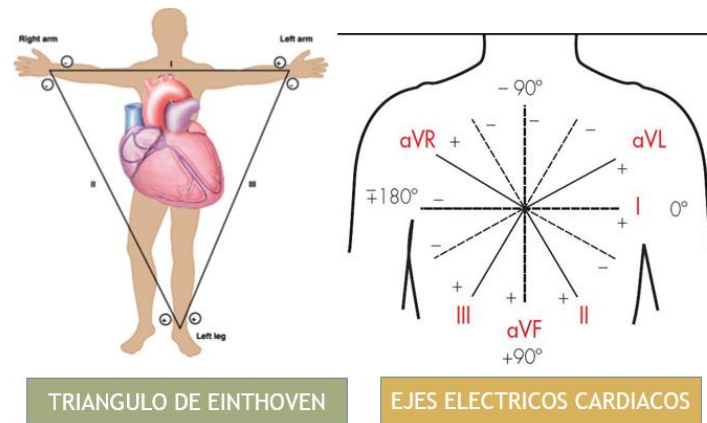


Figura. 1.1. Disposición para electrodos de ECG.

1.3.2. Tipos de electrodos

Existen varias clases de electrodos de biopotenciales, lo mismo que se diferencian principalmente por la aplicación que estos tengan. En los párrafos siguientes se realiza un resumen de los tipos más empleados:

. **Electrodos de cloruro de plata (Silver-Silver Chloride):** Es conocido por producir el más bajo y más estable potencial de juntura. Se adhieren a la piel y necesitan gel para una buena adhesión. Figura 1.2.



Figura. 1.2. Electrodos de cloruro de plata.

. **Electrodos de oro:** El oro lo transforma en un excelente conductor de biopotenciales. Son considerablemente empleados para EEG. Existen de varios tipos, entre los cuales se han desarrollado aquellos que pueden adherirse fácilmente al cuero cabelludo de forma segura.

El diseño puede incluir un capilar interno que permita el ingreso de gel conductor. Existe una desventaja respecto al uso de este tipo de electrodo en lugar de los de cloruro de plata y radica en su elevado costo. Por otro lado, esta clase de electrodos mantienen una baja impedancia que se considera una gran ventaja, no se mueven fácilmente pero no se los puede reutilizar. Figura 1.3.



Figura. 1.3. Electrodo de oro.

. **Electrodos de polímeros conductivos:** Son transductores que consisten de un material conductor y adhesivo a la vez pero que no necesitan de gel y material adhesivo adicional. Son imprecisos para mediciones de bajo ruido debido a la alta resistividad que presentan. Sin embargo, para amplitud de la señal elevada y cuando se minimiza la interferencia del movimiento muscular, estos electrodos entregan una adecuada y económica alternativa. Figura 1.4.

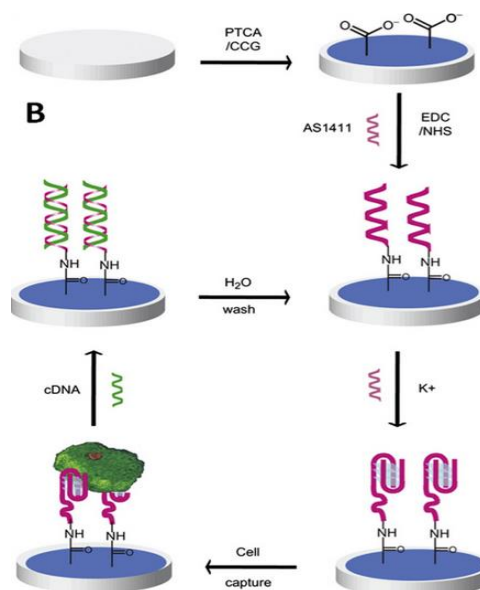


Figura. 1.4. Electrodo de polímeros conductivos.

. **Electrodos de metal o carbón:** El uso de electrodos de metal no es frecuente ya que los polímeros y de carbón son de mayor calidad y de fácil disponibilidad. La ventaja de estos es que son baratos y reutilizables. Los electrodos de carbón tienen una resistividad muy alta y son más ruidosos y más susceptible a interferencias, pero son económicos, flexibles y reutilizables. Figura 1.5.

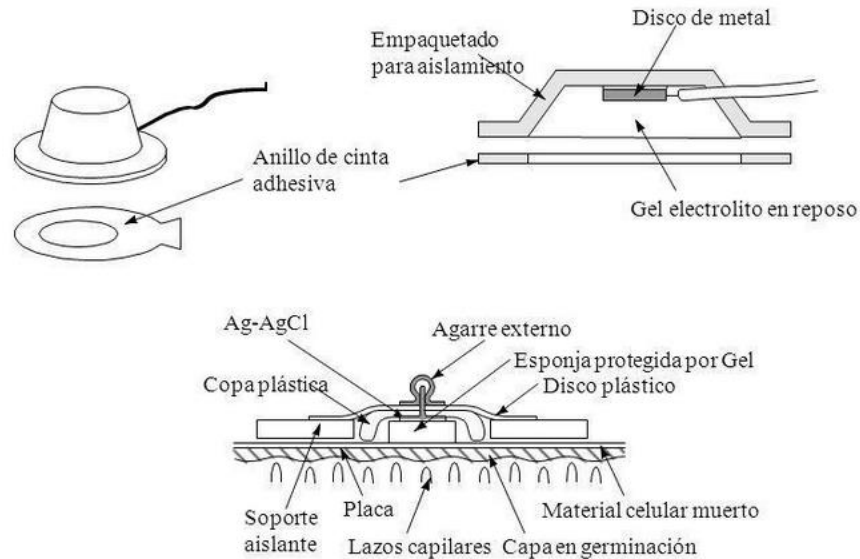


Figura. 1.5. Electrodos de metal carbón.

. **Electrodos de aguja:** Se utilizan cuando es absolutamente necesario medir un órgano en específico. La aplicación más común radica en la medición de músculos o fibras musculares. Son de uso sólo para aplicaciones de investigación especializada y supervisada.



Figura. 1.6. Electrodos de aguja.

. **Electrodos de base Nasicon:** Nasicon es un material cerámico con una muy alta

conductividad. Los tiempos de medida son rápidos. Son reutilizables y tienen un periodo de vida notable. No necesita gel electrolítico y se limpian fácilmente. Se obtienen resultados muy buenos, iguales a los del Ag-AgCl. Un problema es que generan un ruido interface/piel considerablemente alto. Figura 1.7.

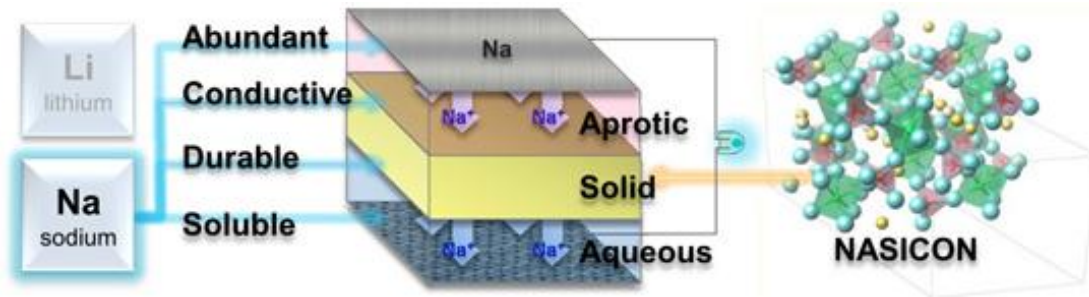


Figura. 1.7. Electrodo de nasicon.

. **Electrodos activos:** Empleados para señales EEG. Son electrodos activos miniatura integrados en un cable. Tienen amplificadores en el sitio de medida que mejoran la calidad de los registros. Estos amplificadores son localizados dentro del cable. Tienen una ganancia de 100 dB. Son de bajo ruido (0.15 uV) y alto CMRR (115 dB a 50Hz), alta impedancia (1014ohm) y con filtro pasa banda de 10kHz [40]. Figura 1.8.



Figura. 1.8. Electrodo activo.

1.4. Ruido en un electrocardiograma

El ruido eléctrico se ubica en el mismo rango del biopotencial para un ECG, por tal razón en los sistemas de electrocardiografía en los cuales no se les ha aplicado ninguna

técnica de filtrado, pueden producirse múltiples tipos de ruido, algunos de ellos posibles de eliminar y otros que en primer lugar deben de ser evitados.

Por una parte está el ruido de 60Hz insertado en la onda por efecto de la red eléctrica comercial. El uso de cables apantallados de gran calidad para conectar los electrodos es lo único que se puede hacer para minimizar este fenómeno.

Otra fuente de ruido constituye el producido por los aparatos de radiofrecuencia. Para aminorar en lo posible la interferencia causada por estos aparatos, se recomienda alejarlos de la zona donde se fuera a realizar en ECG antes de la toma de las mediciones.

El movimiento muscular de la persona a la cual se le está tomando un electrocardiograma también introduce ruido. Se debe considerar que los demás músculos al igual que el corazón, también utilizan reacciones químicas que generan señales eléctricas. La única vía para evitar esta contaminación de la señal de ECG por esta razón, es logrando que el paciente mantenga un estado de reposo y relajación muscular, evitando cualquier movimiento durante la realización del examen. Hay que aclarar que el movimiento muscular generado por el proceso de la respiración es inevitable.

1.5. Tarjeta de adquisición de datos

La función de la placa de adquisición de datos es tomar las señales de biopotencial obtenidas a través de tres electrodos conectados al paciente, amplificarlas, filtrarlas y transmitir las a la placa de digitalización.

1.5.1. Amplificación

Las señales tomadas con los electrodos son de pequeña amplitud lo que hacen que sean muy difíciles de tratar con los módulos convertidores ADC para el proceso de digitalización. La solución al problema consiste en amplificar la magnitud del voltaje de las bioseñales.

Así mismo, de la amplitud de las ondas de una señal de ECG típica es mostrado en la figura 1.9.

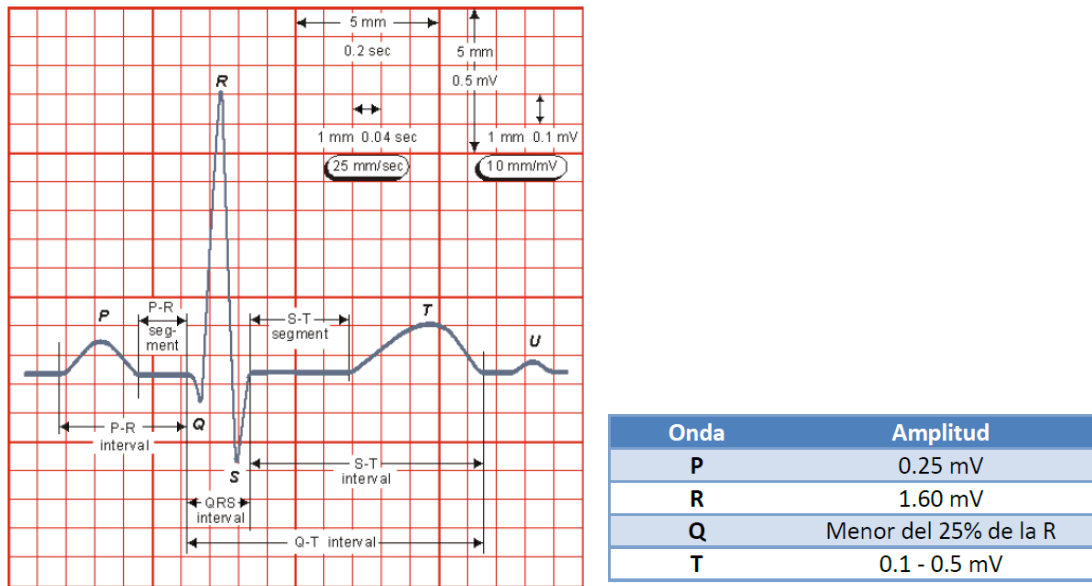


Figura. 1.9. Potenciales señal de ECG.

Las señales no deseadas de ruido se encuentran en el mismo rango de valores de potencial tomado con los electrodos, por tal razón la componente de ruido también sería amplificada, lo cual es negativo. Para amplificar únicamente la señal de biopotencial se deberá utilizar una etapa específica.

Una etapa de amplificación configurada como amplificador diferencial brinda buenos resultados. Esta etapa aumenta la diferencia entre las dos señales de entrada. Si se conectan el electrodo del brazo izquierdo y el electrodo del brazo derecho al amplificador, el resultado es la señal correspondiente a la derivación I.

Las señales de ambos electrodos mantienen las mismas oscilaciones causadas por el ruido a la entrada del amplificador; al amplificar la diferencia, las fluctuaciones del ruido se eliminarán de la señal obtenida a la salida del amplificador.

Por otra parte, el conectar los electrodos del paciente a las entradas del amplificador diferencial directamente no es lo ideal. La impedancia de entrada sería muy baja, ocasionando circulación de corriente por los cables que distorsionará la señal que se desea tomar. Para aumentar la impedancia de entrada, manteniendo el mismo comportamiento de amplificador diferencial, se usa un arreglo de amplificadores operacionales que forman una etapa conocida como “amplificador de instrumentación”.

Un amplificador de instrumentación presenta impedancia de entrada sumamente

elevada. Tal característica cancela la aparición de corrientes en las líneas conductoras parte de los electrodos y permiten que las señales que conforman el electrocardiograma permanezcan invariables durante la fase de amplificación.

. Amplificador de instrumentación

Se definen los amplificadores de instrumentación como circuitos con entrada diferencial que amplifican con precisión señales de muy bajo nivel eliminando las posibles señales de ruido en modo común.

Estos circuitos deben presentar las características señaladas a continuación:

- Estabilidad de ganancia diferencial en lazo cerrado. Ajustable externamente sin causar cambios en las características de entrada.
- Rechazo al modo común CMRR elevado. Para voltaje continuo y para las frecuencias factibles a la aparición de ruido.
- Elevada impedancia de entrada.
- Despreciable tensión y corriente de offset.
- Reducida impedancia de salida.
- Elevadas tensiones de entrada en modo común.

La figura 1.10 muestra la configuración de tres amplificadores operacionales que es la más empleada.

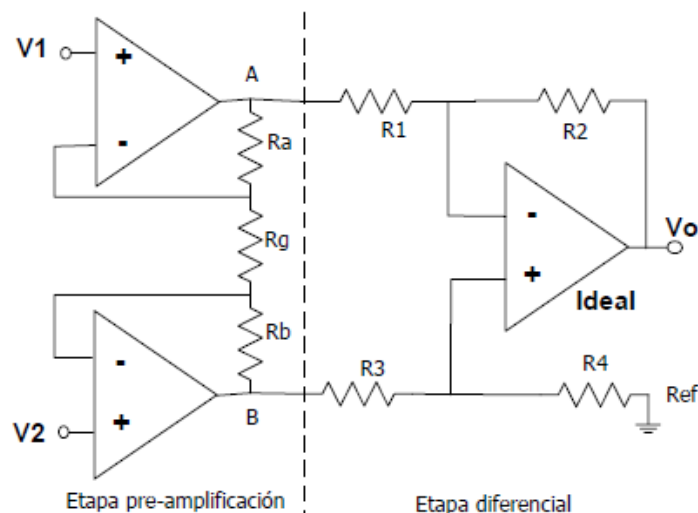


Figura. 1.10. Amplificador de instrumentación.

La configuración establecida en la figura consta de dos etapas:

Etapa pre-amplificación: La función de esta etapa reside en incrementar la impedancia de entrada del conjunto debido a la configuración no inversora equipara la impedancia del circuito a la del amplificador operacional. Por lo general se utilizan amplificadores operacionales con entradas FET para conseguir bajas corrientes de polarización.

Análisis:

Determinar V_A y V_B en función de V_1 y de V_2 :

Planteando Kirchhoff en el punto A tenemos que:

$$\frac{V_A - V_1}{R_A} = \frac{V_1 - V_2}{R_G}, \text{ despejando } V_A \text{ tendremos:}$$

$$V_A = V_1 \left(\frac{R_A}{R_G} + 1 \right) - \frac{R_A}{R_G} V_2$$

De igual forma en el punto B,

$$\frac{V_1 - V_2}{R_G} = \frac{V_2 - V_B}{R_B}, \text{ despejando } V_B \text{ tendremos:}$$

$$V_B = V_2 \left(\frac{R_B}{R_G} + 1 \right) - \frac{R_B}{R_G} V_1$$

Restando ambas expresiones:

$$V_B - V_A = V_2 - V_1 \left(\frac{R_A + R_B}{R_G} + 1 \right)$$

Por lo explicado, el término dentro del paréntesis representa la ganancia diferencial de la etapa pre-amplificadora. Cualquier cambio en R_G modificará la ganancia.

Etapa diferencial: En esta etapa se genera la siguiente ecuación:

$$v_o = \left(-\frac{R_2}{R_1} \right) \cdot V_A + \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \cdot \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) \cdot v_B \quad \text{Como: } R_2/R_1 = R_4/R_3 \quad \text{y} \quad R_A = R_B \quad \text{tendremos:}$$

$$Ad = \frac{R_2}{R_1} \left(1 + 2 \frac{Ra}{Rg} \right)$$

El CMRR total depende del que presente la etapa diferencial de salida, y de la ganancia diferencial de la primera etapa.

1.5.2. Guarda activa

Durante el proceso de análisis de los circuitos de adquisición de bioseñales resulta imposible despreciar el apareamiento de las capacidades parásitas que se generan entre los electrodos y los elementos que están a su alrededor.

El objetivo al apantallar un sensor capacitivo es mantener constante la capacidad del elemento, con independencia de las variaciones del entorno.

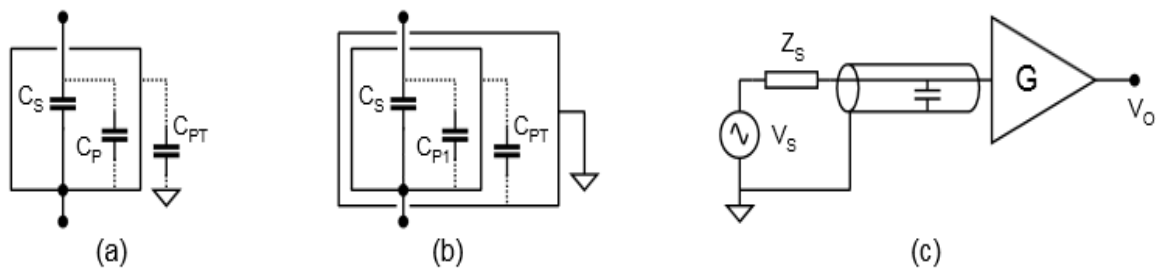


Figura. 1.11. Blindaje o apantallamiento eléctrico.

En la figura 1.11 (a) se muestra un esquema de blindaje simple. La pantalla del cable suma una capacidad C_P a C_S . La capacidad definida como C_{PT} entre la pantalla y tierra dependiente del entorno, causa interferencia con el electrodo de biopotencial, por tanto, este tipo de apantallamiento siempre que se pueda conectar un terminal del electrodo a tierra para anular el C_{PT} .

El esquema de blindaje doble mostrado en la figura 1.11. (b) descarta la dependencia de C_{PT} con el entorno.

En la figura 1.11. (c) presenta la conexión entre el sensor y el amplificador a través de cable coaxial o apantallado, cuya malla se ha puesto a tierra, sumando otra capacidad parásita fija al electrodo dependiente de la longitud del cable y capaz de reducir notablemente la sensibilidad, técnica que toma el nombre de guarda activa que se compone de un circuito

seguidor antes o propio del amplificador de señal alterna. Figura 1.12.

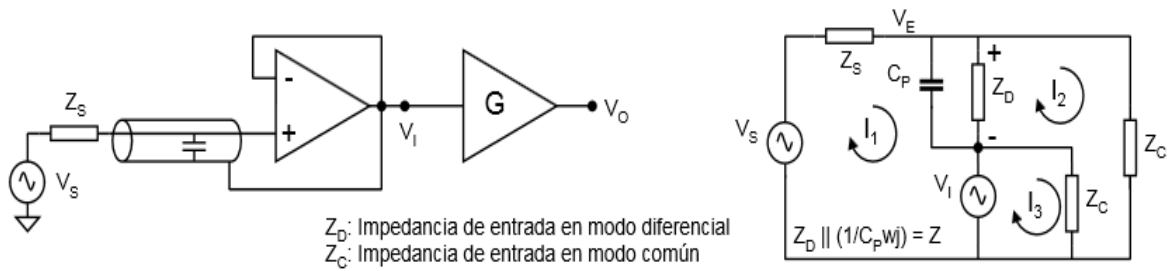


Figura. 1.12. Guarda activa.

El circuito puede estudiarse analizando el modelo propuesto en la figura anterior. Se pueden plantear las siguientes ecuaciones:

$$V_I = A (V_E - V_I) = A (Z_C I_2 - V_I)$$

$$V_S = I_1 (Z + Z_S) - I_2 Z + V_I$$

$$0 = Z (I_2 - I_1) + Z_C I_2 + Z_C (I_2 - I_3)$$

$$V_I = Z_C (I_3 - I_2)$$

De estas ecuaciones resulta:

$$V_E / I_1 = Z (A + 1) \parallel Z_C$$

De lo que se puede ver en el desarrollo de las ecuaciones, la impedancia de la capacidad parásita y la impedancia de entrada diferencial se multiplican por el factor $A+1$, de tal manera que la capacidad parásita que implanta el cable se reduce casi a la ganancia en lazo abierto del amplificador operacional y mientras mayores sean las frecuencias que se requieren más se reducirá la capacidad parásita.

El acoplamiento capacitivo es ocasionado con la pantalla, no con el conductor interno, en el caso de señales de 60Hz, estas van a masa por medio del seguidor sin efectos que interfieran en los cables conductores de la señal. La ventaja de esta conexión radica en no reducir las impedancias de entrada en modo común, situación que es provocada al conectar directamente las pantallas de los cables a masa.

1.5.3. Filtrado del ruido

Si el ruido es representable como una o varias componentes a lo largo de diferentes frecuencias y se desea eliminar, entonces se deberá conocer cuáles son los valores de estas

frecuencias.

La banda de frecuencias de una señal de ECG está entre 0,1 Hz y 150 Hz con una amplitud típica en la onda QRS de 1 mV. El diseño e implementación de la cadena de filtrado se podrá realizar en tres etapas: la primera mediante un filtro supresor de banda para eliminar las frecuencias muy cercanas a 60 Hz, a continuación un filtro pasa alto con el objetivo de quedarnos con las frecuencias por encima de 0,1 HZ y por último un filtro pasa bajo que permitirá el paso de frecuencias por debajo de 150 Hz despreciando o anulando la frecuencia de red de 60 Hz. En la figura 1.13 se establecen los tipos de respuesta que proporcionan filtros de los tipos antes mencionados.

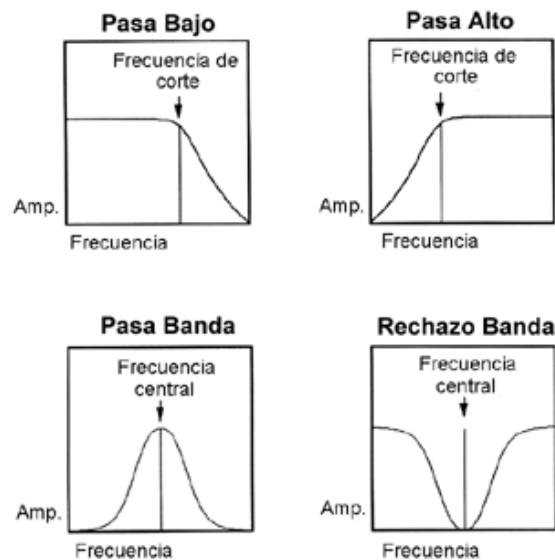


Figura. 1.13. Respuesta de frecuencia sistemas de filtrado.

Las redes de filtrado utilizadas pueden ser del tipo activo o pasivo, dependiendo del acople de impedancia que se requiera tener.

Los filtros de tipo pasivo utilizarán únicamente resistencias, capacitores e inductores; y, dependiendo de la cantidad de elementos reactivos que contenga, se establecerá el orden del mismo.

Por otra parte, los filtros activos estarán conformados por semiconductores, los más usados y prácticos de realizar están basados en amplificadores operacionales.

En la figura 1.14, se encuentra representado un filtro pasa altas del tipo pasivo junto al diagrama de Bode que muestra su acción ante una frecuencia e corte (f_c) elegida.

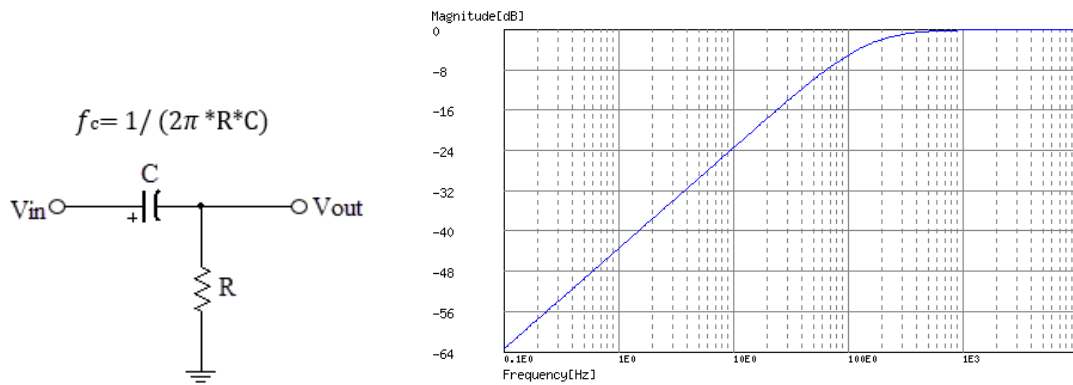


Figura 1.14. Filtro pasa altas pasivo.

En la figura 1.15, se encuentra representado un filtro pasa bajas del tipo activo junto al diagrama de Bode que muestra su acción ante una frecuencia e corte (f_c) elegida.

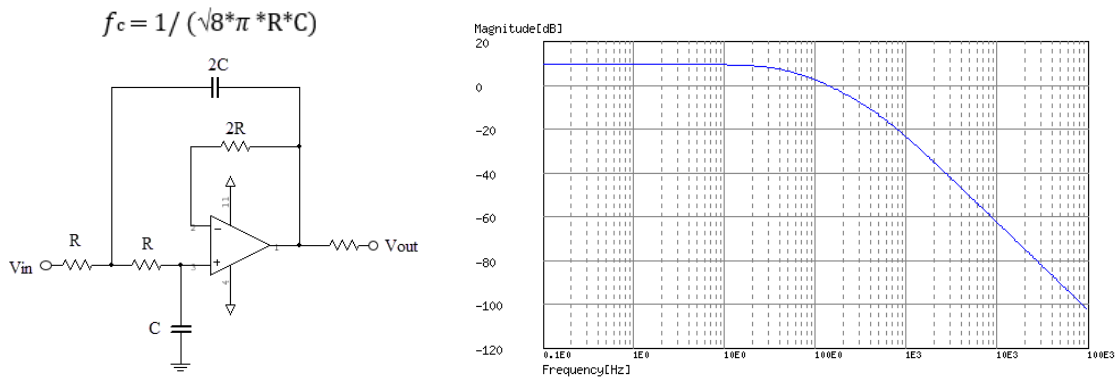


Figura 1.15. Filtro pasa bajas activo.

Por último, en la figura 1.16, se encuentra representado un filtro de rechazo de banda tipo activo junto al diagrama de Bode que muestra su acción ante una frecuencia de rechazo (f_N) elegida.

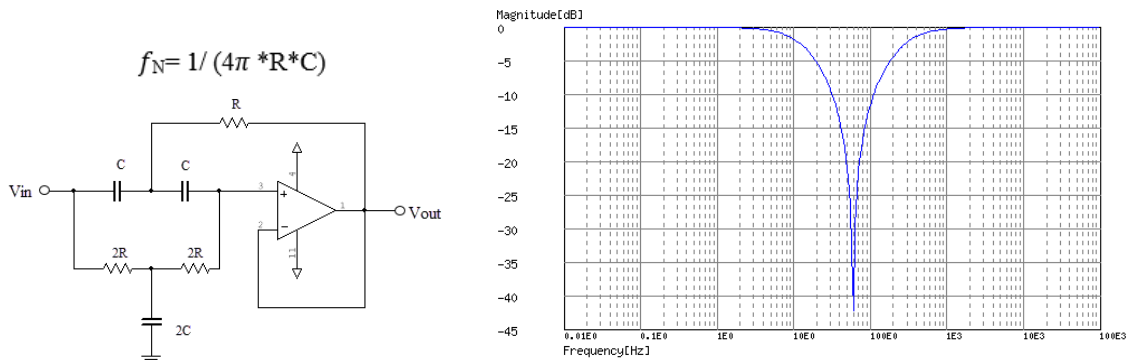


Figura 1.16. Filtro rechazo de banda activo.

1.5.4. Acondicionamiento de la señal

La señal resultante de los sistemas y circuitos de amplificación y filtrado analógico tiene una referencia igual a cero voltios, esto quiere decir que la amplitud de la señal de un ECG variará entre valores positivos y negativos. Por lo expuesto, se debe desplazar la referencia a un nivel positivo que idealmente sería el valor medio del voltaje de trabajo para el ADC. Si como ejemplo decimos que el voltaje de trabajo para un ADC es de 5 Vcc, el voltaje medio al cual se deberá desplazar la referencia será de +2.5 Vcc. Realizado esto, la señal de ECG amplificada y filtrada podrá oscilar entre 0 y +5 Vcc para un ADC del tipo TTL. Figura 1.17.

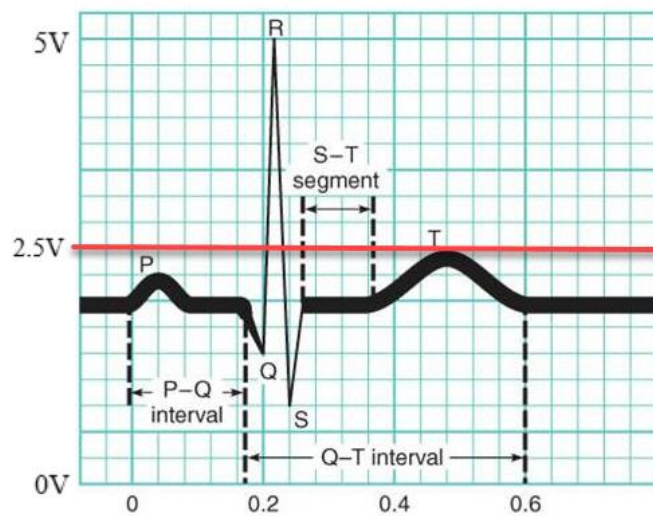


Figura. 1.17. Cambio de referencia a 2.5 Vcc para conexión con ADC TTL.

La amplitud máxima (5V para TTL) deberá ser ajustada y limitada de tal forma de no afectar o dañar al convertidor analógico digital ADC.

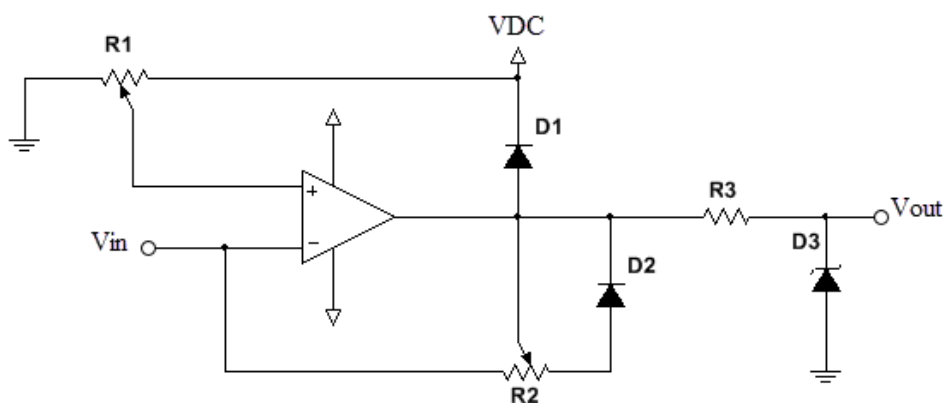


Figura. 1.18. Ajuste de referencia y ganancia.

El ajuste de la referencia y la limitación de una señal es posible realizarse también mediante el uso de amplificadores operacionales. En la figura 1.18 se muestra el esquema básico de un circuito limitador de voltaje con ajuste de ganancia.

1.6. Digitalización

Una señal eléctrica analógica está constituida por una infinidad de valores de tensión variables en el tiempo. Los niveles de tensión o voltaje de una señal analógica en un tiempo específico, pueden convertirse en código binario, representado únicamente por los dígitos “0” y “1”.

1.6.1. Conversor analógico digital ADC

Un conversor analógico digital (ADC) constituye un dispositivo electrónico el cual nos permite convertir una señal de naturaleza analógica en una señal digital.

Las señales analógicas adoptarán infinitos valores, en tanto que las señales digitales exclusivamente pueden tomar ciertos valores determinados. La función de un conversor analógico digital (ADC) es la de realizar la transformación de la señal analógica de tensión en valores discretos (1/0) que constituyen el voltaje muestreado.

La conversión analógica digital consta de varios procesos que a continuación se detallan:

Muestreo: Esta técnica es el proceso muestrear voltaje de la señal analógica en intervalos periódicos.

La teoría del muestreo define que: “para una señal de ancho de banda limitado, la frecuencia de muestreo (f_m) debe ser mayor que dos veces su ancho de banda [B] medida en Hertz [Hz].”

$$f_m > 2B$$

Si tomamos como ejemplo el ancho de banda de la voz que es de 4 KHz, la frecuencia de muestreo será:

$$2B = 2 * 4 \text{ KHz}$$

$$2B = 8 \text{ KHz}$$

El resultado equivale a 8,000 muestras por segundo. En conclusión, la razón de muestreo de la voz debe ser 8 KHz como mínimo, para una regeneración sin errores. El valor resultante 2B es llamado frecuencia de muestreo de Nyquist.

Durante el muestreo, valores numéricos equivalentes al voltaje presente en diferentes puntos de la señal analógica son asignados y tienen como objeto realizar seguidamente el proceso denominado cuantización.

Cuantización: Se refiere al proceso de convertir los valores de tensión para la señal analógica en series de valores numéricos que corresponden a los niveles o estados de voltaje que envuelve la señal analógica original antes de convertirlos en sistema binario.

Codificación: Durante este proceso, los valores de voltajes tomados se representan por medio de códigos numéricos y estándares previamente establecidos. Lo más común es codificar la señal digital en código numérico binario.

La figura 1.19 muestra el esquema de digitalización para una señal analógica.

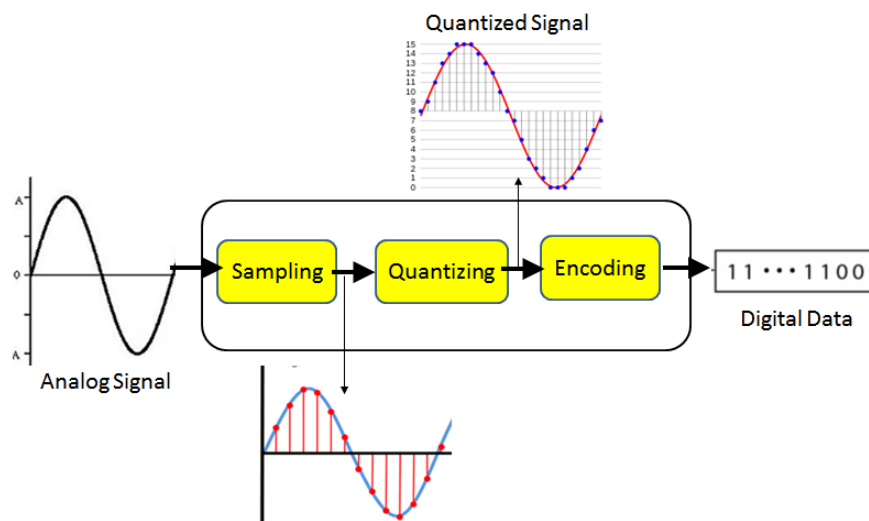


Figura. 1.19. Conversión analógica digital.

1.7.Arduino Mega 2560

En la figura 1.20 se evidencia la distribución de entradas/ salidas (analógicas y digitales), puertos de comunicación, puntos de voltaje y referencias para una tarjeta Arduino Mega 2560.

1.7.2. Especificaciones Técnicas del Arduino Mega 2560

En la tabla 1.1 se representa las especificaciones técnicas más importantes que presenta una tarjeta Arduino Mega 2560 y en la figura 1.21 se muestra la tarjeta base y en la figura 1.22 se presenta el diagrama de bloques correspondiente.

Tabla 1.1. Especificaciones técnicas del Arduino Mega 2560.

Microcontrolador	ATmega2560
Tensión de trabajo	5V
Tensión de entrada (recomendada)	7-12V
Tensión de entrada (límite)	6-20V
Pines Digitales I/O	54 (de los cuales 15 proporcionan salida PWM)
Pines de entradas Analógicas	16
DC Corriente por Pin I/O	20 mA
DC Corriente por Pin 3.3V	50 mA
Memoria Flash	256 KB de los cuales 8 KB se usan por el bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Velocidad del reloj	16 MHz
Largo	101.52 mm
Ancho	53.3 mm
Peso	37 g

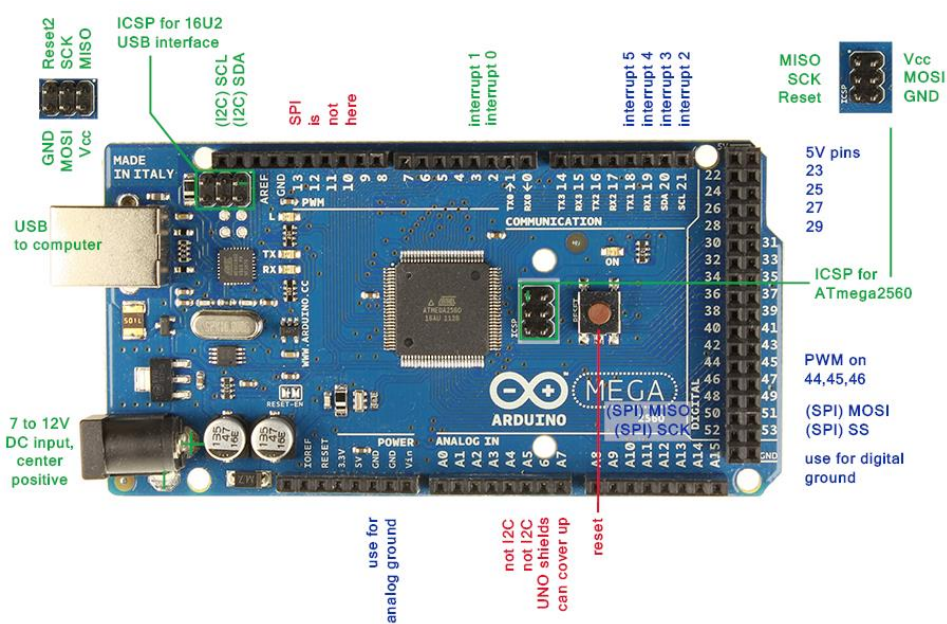


Figura. 1.21. Tarjeta Arduino Mega 2560.

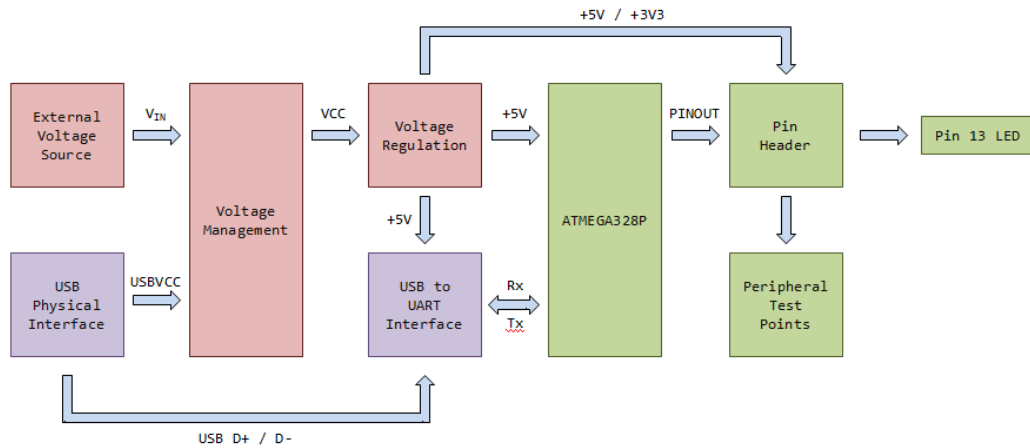


Figura. 1.22. Diagrama de bloques tarjeta Arduino Mega.

1.7.3. Programación de la placa Arduino Mega 2560

Para programar la placa del Arduino mega es necesario descargarse la aplicación “IDE” de la página web de Arduino. En la Figura 1.23 se muestra el aspecto del ambiente de programación, el cual está compuesto por el editor de texto, la consola de texto, el área para visualización de mensajes, y la barra de herramientas.

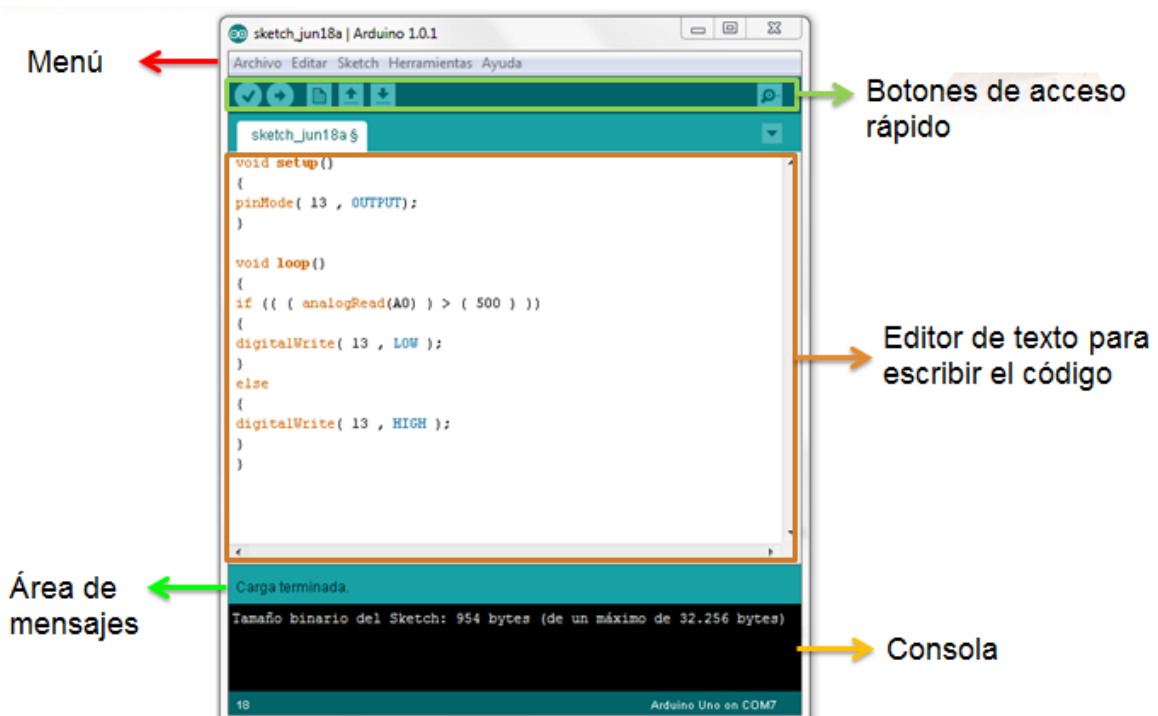


Figura. 1.23. Entorno Arduino.

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.

El lenguaje de programación Arduino está basado en C++, y se simplifica con el uso de librerías. Figura 1.24.

Funciones		Variables
E/S Digitales	Tiempo	Constantes
+ <code>pinMode()</code>	+ <code>millis()</code>	+ HIGH LOW
+ <code>digitalWrite()</code>	+ <code>micros()</code>	+ INPUT OUTPUT
+ <code>digitalRead()</code>	+ <code>delay()</code>	+ true false
	+ <code>delayMicroseconds()</code>	
E/S Analógicas		+ Constantes Numéricas
+ <code>analogRead()</code>		
+ <code>analogWrite()</code> - PWM		Tipos de Datos
(modulación por ancho de pulso)		+ boolean (booleano)
		+ char (carácter)

Figura. 1.24. Biblioteca Arduino.

1.7.4. Conexión de entradas analógicas en Arduino

La amplitud de señal analógica a la entrada de un Arduino varía entre 0V a 5V. En la figura 1.25 se presenta el esquema de conexión para realizar la lectura de un sensor de este tipo.

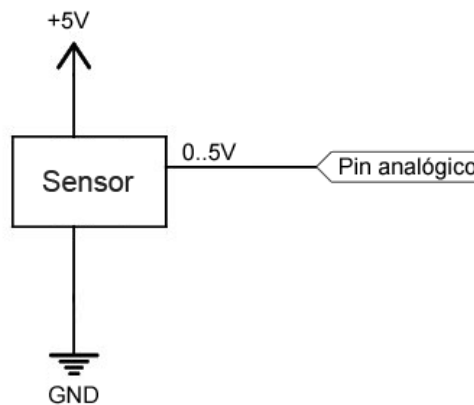


Figura. 1.25. Conexión entrada analógica para Arduino.

1.7.5. Visualización de registros

Un ECG necesita una interfaz gráfica que permita visualizar los registros obtenidos en tiempo real. Arduino permite la conexión de pantallas de varios tipos ya que estas se

consideran como accesorios de fácil montaje para la misma tarjeta base.

La figura 1.26 muestra una pantalla TFT de 3.2” adaptable al Arduino Mega 2560. La alimentación y las señales de control de la pantalla son tomadas de los pines de la misma tarjeta base, esto evita el cableado externo que simplifica el montaje.



Figura. 1.26. Pantalla TFT 3.2” para Arduino Mega.

Ahora, dependiendo del tamaño de la pantalla TFT, será de utilidad emplear accesorios como los shield que evitan que una pantalla cubra los pines de entrada en la tarjeta base del Arduino Mega 2560 para su utilización y conexión. La función de los shields está en separar la placa base del Mega 2560 y el TFT dejando un espacio entre estos dos como se muestra en la figura 1.27.

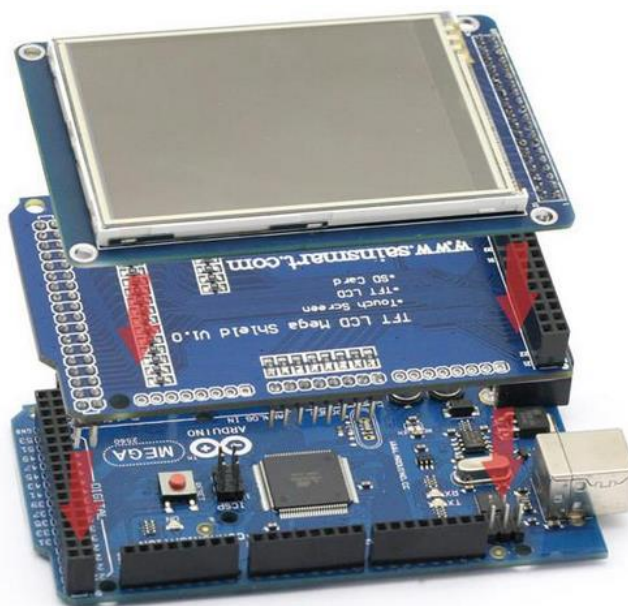


Figura. 1.27. Pantalla TFT 3.2”, shield y Arduino Mega 2560.

1.8. Convertidores DC-DC

Para un equipo médico, es muy importante que el voltaje de alimentación del circuito de adquisición de biopotenciales se encuentre aislado del paciente en su totalidad para así evitar descargas no deseadas.

Los convertidores DC-DC proporcionan estabilidad de tensión continua ya sea procedente de baterías o fuentes de alimentación pudiendo obtener a la salida una tensión menor, igual o mayor que la entrada en simple o doble polaridad.

Existen diferentes tipos de convertidores entre los cuales se da importancia a aquellos utilizados para un sistema de ECG del tipo aislado:

1.8.1. Convertidor BUCK

Es muy simple tiene tanto la referencia de entrada y salida a un mismo punto. La tensión de salida tiene que ser menor y de la misma polaridad que la entrada. En la figura 1.28 se muestra un convertidor de estas características.

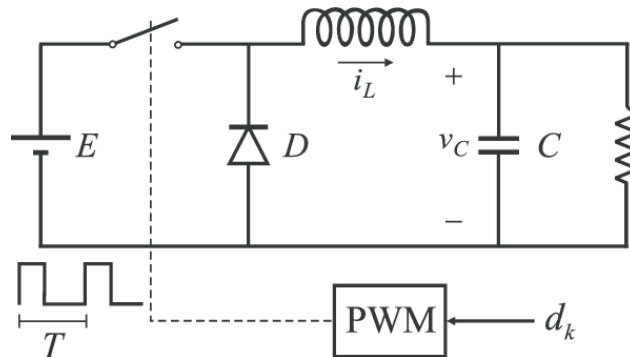


Figura. 1.28. Convertidor buck.

1.8.2. Convertidor Directo (Forward)

Basa su funcionamiento en el convertidor BUCK, su diferencia radica en la presencia de un transformador que realiza la función de aislar la entrada y la salida siendo capaz de entregar mayor voltaje que la entrada dependiendo del devanado del secundario del transformador. En la figura 1.29 se representa un convertidor como el descrito.

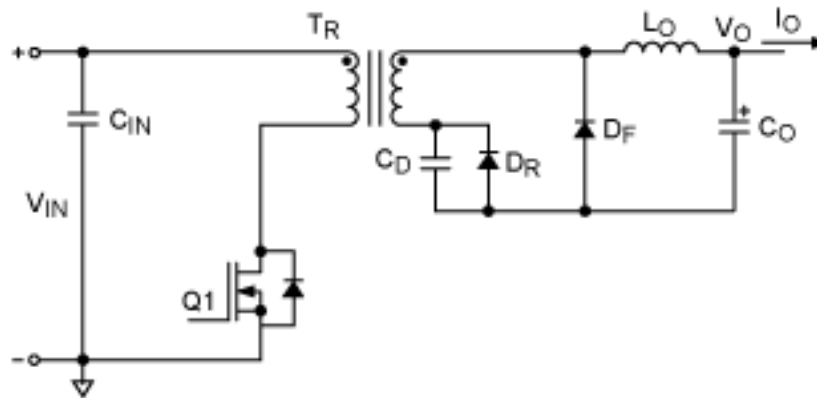


Figura. 1.29. Convertidor directo (forward).

1.9. Cargador de baterías

Un sistema portátil para ECG, a más de ser alimentado a través de voltaje continuo con fuente de origen la tensión de AC convencional de 110 voltios, necesita un régimen de autonomía, esto con la finalidad de sustentar la electrónica desde una batería o arreglo de ellas que faciliten el traslado de todo el conjunto de un sitio a otro, sin necesidad de ser conectado a un tomacorriente.

La batería o arreglo de ellas, necesita contar con un circuito adicional y dedicado para carga y mantención del voltaje en niveles óptimos para el funcionamiento de todo el sistema ECG.

En la figura 1.30 se muestra un esquema de autonomía aplicable a una tarjeta electrónica (carga) alimentada desde el voltaje de línea o a través de un arreglo de baterías.

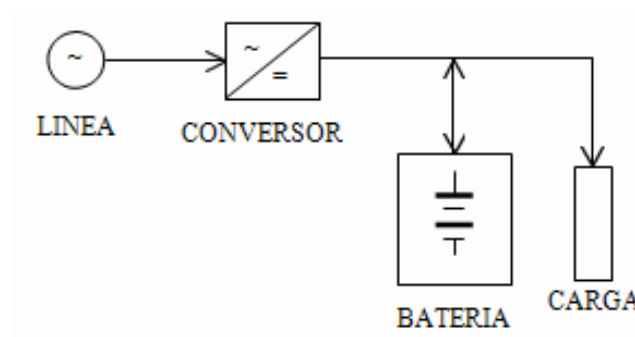


Figura. 1.30. Autonomía de energía.

1.10. Impresión de señales bioeléctricas

Para realizar el análisis de resultados por parte de un profesional médico, se hace necesario la impresión de registros.

El presente trabajo es parte del proyecto de investigación científica de la universidad, entre el alcance manifiesta el envío o transmisión de registros a una aplicación móvil para su almacenamiento. Con este precedente, una forma práctica consiste en enlazar una aplicación móvil Android a una impresora bluetooth o WiFi como se modela en la figura 1.31.

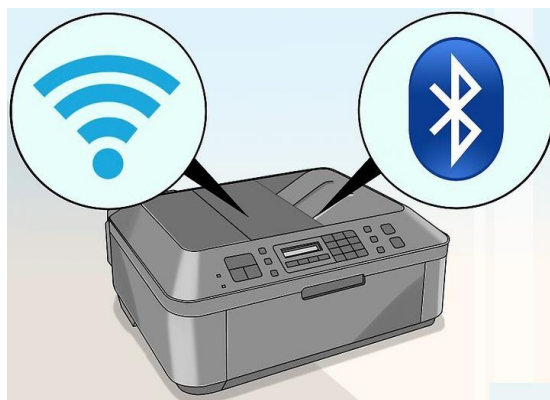


Figura. 1.31. Impresión vía bluetooth WiFi.

Una impresora WiFi puede enlazarse fácilmente con un Smartphone si se le instalan los complementos, plugins o controladores necesarios dependiendo del fabricante y modelo.

CAPÍTULO 2

METODOLOGÍA EMPLEADA EN EL ESTUDIO

En el presente desarrollo, el encuadre metodológico usado, de acuerdo a los planteamientos de José Ignacio Ruiz Olabuénga (2012), fue el modelo cuantitativo; siendo la naturaleza de la investigación aplicada, con esquema bibliográfico. Asimismo, para recabar los datos se utilizaron referencias de textos y lecturas digitales, propias de autores a los cuales se les aplicó la observación documental y el análisis comparativo de la información. Asimismo, para el análisis e interpretación de los datos se selecciona la técnica descriptiva; siendo a la vez utilizados como métodos de estudio el pensar reflexivo del investigador, el pensamiento lógico, el análisis de contenido; pudiendo con ello desarrollar el estudio, lograr las conclusiones, recomendaciones que se señalan en el mismo, y listando algunas herramientas para la gestión del cambio en su objetivo general, aplicables a lugar donde está aplicando la investigación donde se demostró la problemática.

2.1. Metodología de desarrollo

En cuanto al desarrollo la metodología utilizada en la presente investigación es una combinación de los autores Savant, C.J. (2005), Jerry Fitzgerald. (2011 p) Rubén Cárdenas. (2009) quedando estructurada en seis (6) fases, a continuación se presentan las diversas fases:

Fase I: Identificar y definir el problema

Para Savant, C.J. (2005 p, 16,17) el primer paso en el proceso de diseño es definir el problema, es posible que se disponga de un diseño totalmente especificado o sea una vaga idea de la mente del usuario haciendo que se defina el proyecto y luego pasa a una serie de diseños más pequeños.

El número de estos depende de la complejidad del proceso, se debe buscar la solución más adecuada del mismo problema, esta solución debe expresarse de manera efectiva, como un ejercicio que pueden realizar los investigadores para el alcance al objetivo planteado.

En este caso se procedió con un análisis de las características de amplitud, frecuencia

y ruido insertado sobre las señales provenientes del musculo cardiaco, para realizar una definición clara del problema, con la finalidad encontrar la solución más aceptable.

Fase II: Definir los requerimientos del sistema

Jerry Fitzgerald. (2011 p 213) asegura que para definir los requerimientos del sistema propuesto con la finalidad de formar una imagen global del sistema, es preciso definirlos dentro de la estructura de las metas y objetivos de la investigación, al igual que cada fase y tratar de que estos requerimientos sean cuantitativos y detallados.

En este caso se trata de desarrollar un circuito electrónico capaz de amplificar, filtrar, acondicionar y digitalizar una señal analógica de ECG que proviene de tres electrodos, que permita la visualización e impresión de registros muestreados y digitalizados por medio de interfaces de monitoreo e impresión respectivamente, explicando la función principal de los sistemas desarrollados, y los pasos que se deber realizar para cumplir con los objetivos.

Fase III: Seleccionar la tecnología adecuada

Según, Rubén Cárdenas (2009) la decisión para seleccionar la tecnología más adecuada, se basa en el conocimiento técnico logrado para cada situación. En tal sentido existen varias alternativas posibles, las cuales implican dirigirse sobre el sistema existente o sólo introducir la nueva tecnología.

Esta fase se basa en las normativas actuales según la ANSI – AAMI EC11-1991, las tecnologías de montaje convencional o de inserción, más conocida por sus siglas THT del inglés Through Hole Technology, la placa electrónica basada en Arduino Atmega 2560, accesorios como la pantalla TFT, librerías y programación como el método de construcción de dispositivos electrónicos aplicados a través de información suministrada por medio de libros, manuales, entre otros, de las distintas tendencias tecnológicas existentes en la actualidad, con el fin de escoger las más adecuadas que satisfagan los requerimientos establecidos.

Fase IV: Elaborar la documentación del proyecto

Savant, C.J. (2005 p 17) La información debe escribirse con toda precisión de modo que no se pierda y que no dé lugar a malas interpretaciones, para ello se emplean muchos

términos y símbolos a especificar en el diseño de circuitos electrónicos funcionales. En este caso se procede a realizar una revisión exhaustiva de la documentación existente, para documentar con exactitud el proyecto electrocardiógrafo de tres derivaciones, ya que en electrónica existen ciertos símbolos estándar que muchos entienden, así como otros símbolos que han llegado a significar algo más para cierto grupo de usuarios.

Fase V: Diseñar el prototipo

Desde el ámbito del diseño del prototipo, Savant, C.J. (2005 p,20) establece que es muy importante la etapa de diseño para una verificación doble del proceso del trabajo previo, la mayoría de los ingenieros que diseñan circuitos eléctricos tienen una lista de verificación que recorren por completo en sus mentes cuando diseñan los circuitos, desafortunadamente estas listas suelen desarrollarse como consecuencia de incurrir en errores de diseño, representan el intento de evitar que se repita otra vez el error.

En este sentido, se procede a diseñar el electrocardiógrafo de tres derivaciones en función a los requerimientos, fácil de utilizar, visualmente bien elaborado con las interfaces y elementos que cubran las necesidades de los usuarios.

Fase VI: Validar mediante un prototipo

Savant, C.J. (2005 p,22) Los ingenieros e investigadores requieren medios más económicos y rápidos para construir circuitos, los métodos de construcción no suelen garantizarse debido al costo y a la complejidad, los circuitos que se producen en masa usan tableros de circuitos, resulta difícil corregir errores en tales tableros o hacer cambios, cuando estos se requieren, se cortan pistas y se desprenden del tablero o se añaden alambres de empalme, para evitar este problema se desarrollaron varias vías que conllevan a la variación en los circuitos.

Durante el desarrollo de esta fase los investigadores validarán el diseño propuesto por medio de un prototipo para el sistema de electrocardiografía, con el cual se someterá a prueba, independientemente del método que se use para construir el prototipo es importante simular y probar el circuito mientras se avanza de esta manera se irán corrigiendo las posibles fallas del diseño propuesto hasta obtener que el electrocardiógrafo de tres derivaciones opere de forma adecuada.

CAPÍTULO 3

PROPUESTA

Este proyecto busca hacer un aporte al campo de la biomedicina mediante el desarrollo de un prototipo para el tratamiento de afecciones del músculo cardiaco. Los potenciales serán tomados con sus tres derivaciones (electrodos de superficie), amplificados utilizando circuitos de instrumentación, con un sistema de filtrado realizado en doble etapa que permita anular la señal de ruido causada por la tensión comercial de 60Hz, digitalizados a través de un convertidor ADC propio del módulo electrónico Arduino Mega 2560; una pantalla TFT de 3.2” permitirá visualizar la señal de ECG en tiempo real, el comando para impresión de registros será ejecutado a través de una aplicación Android sobre un dispositivo móvil en el cual se almacenará la captura de la señal de ECG para finalmente someterlos al análisis médico e identificación de los parámetros necesarios en el establecimiento de la actividad eléctrica cardiaca

El presente trabajo estará enfocado en desarrollar un prototipo robusto utilizando dispositivos electrónicos basados en recomendaciones de fabricantes, relacionadas a las seguridades y cálculos que garantizan el adecuado desempeño del mismo; de fácil traslado de un sitio a otro, con autonomía, que realice monitoreo continuo de un paciente únicamente con el uso de tres derivaciones, de fácil acceso y a bajo costo. Por otra parte, la utilización de materiales no contaminantes en la elaboración del prototipo contribuirá a la conservación del medio ambiente y de la humanidad.

3.1. Justificación

La propuesta para el desarrollo de la investigación se justifica desde el punto de vista tecnológico ya que se desarrollará un prototipo mediante el uso de dispositivos electrónicos activos y pasivos en base a recomendaciones de fabricantes y al proceso investigativo que conlleva al análisis y selección de la mejor alternativa para las etapas de diseño e implementación de los circuitos resultantes. Desde el punto de vista social, la propuesta se justifica en la amplia aplicación que tendrá el prototipo al ser de simple utilización por contar únicamente con tres electrodos para adquisición de las señales, por la portabilidad que este equipo brindará que permitirá el acompañamiento de los pacientes durante el traslado de un sitio a otro. En referencia al punto de vista económico y como parte de la investigación se

seleccionará dispositivos y materiales en su mayoría de uso comercial que ofrecen excelentes prestaciones a bajo costo y no contaminantes.

3.2. Beneficiarios de la propuesta

Beneficiarios directos: Las etapas que conllevan el desarrollo de la presente propuesta encaminadas al diseño de un electrocardiógrafo de tres derivaciones con las características antes expuestas, beneficia directamente a quien lo ejecuta por cuanto se trata de un proyecto de titulación. Se ven beneficiados directamente también los proveedores de dispositivos electrónicos nacionales y extranjeros, compañías de logística que permiten que las partes y componentes lleguen a manos del usuario final.

Beneficiarios indirectos: Al ser un ECG una prueba simple que ofrece una información valiosa, el desarrollo del sistema de electrocardiografía de tres derivaciones objetivo de esta propuesta, beneficia indirectamente a la sociedad, específicamente a las personas que cumplen las condiciones o se realizan los siguientes procedimientos:

- Serie de pruebas de rutina, anterior a una cirugía.
- Chequeo a personas mayores de 40 años.
- Personas que desempeñan tareas que involucran constante estrés.
- Personas con antecedentes de enfermedades cardíacas.
- Pacientes que hayan sido sometidos a procedimientos quirúrgicos del corazón.

El sistema planteado también será de utilidad para futuros investigadores que trabajen en desarrollo y avance de tecnologías más simples y económicas para la obtención y tratamiento de señales eléctricas generadas en el cuerpo humano con alto grado de exactitud.

3.3. Objetivos

Objetivo general

Desarrollar un electrocardiógrafo de tres derivaciones con sistema de visualización e impresión de señales bioeléctricas y graficación de registros para el monitoreo continuo de la actividad eléctrica del corazón en el ser humano, de fácil utilización por parte del personal médico y que brinde portabilidad para traslado de pacientes.

Objetivos específicos

- Especificar la tecnología de diseño y montaje a utilizar.
- Definir los sistemas y circuitos electrónicos a emplear.
- Detallar las interfaces de monitoreo a ser utilizadas.
- Puntualizar la forma de presentación del prototipo.

3.4. Metodología de la propuesta

El desarrollo del sistema electrónico del electrocardiógrafo planteado tiene como objetivo la formulación del esquema de un sistema de electrocardiografía de tres derivaciones eficiente y funcional para su diseño e implementación. Por tal motivo, según Jiménez, C.J (2009) la metodología de diseño debe garantizar la reducción de errores, y que, en caso de que estos se generen, sean detectados de manera anticipada; por ello, la fase de diseño está acompañada de puntos de verificación de las distintas etapas antes de iniciar el montaje del circuito electrónico. El instrumento empleado para la verificación del comportamiento de un circuito electrónico es el simulador basado en un aplicativo de computadora. No se puede suponer que el circuito está diseñado perfectamente hasta que los resultados obtenidos en este proceso sean los planificados y cumplan con lo esperado.

Para el desarrollo del electrocardiógrafo de tres derivaciones, se ha escogido MULTISIM 14.1, software propiedad de la National Instruments ya que presenta un entorno gráfico amigable y se dispone de una versión libre para estudiantes que permite realizar todas las simulaciones necesarias. Para la elaboración de la tarjeta de circuito impreso se utilizará PROTEUS 7.9.

Frecuentemente las especificaciones del diseño dan suficiente libertad al proyectista en aspectos como la topología del circuito electrónico, la colocación de los componentes sobre la pantalla, puntos de prueba, etc.

El método tradicional de referir el diseño a nivel de amplificadores operacionales debe incluir las fuentes de alimentación diferenciales su respectiva referencia y los conectores de entrada y salida. Después de completar la gráfica del circuito, se realizará la verificación utilizando la función de simulación, la cual constituye el primer paso en la validación de la operación y permite la detección de errores en la creación de los esquemáticos.

Para dar continuidad al desarrollo del proyecto, será de suprema importancia que los

resultados de la simulación sean los correctos y no arrojen errores. Una vez que los resultados de simulación indican que el circuito funciona correctamente se pasa a la etapa de montaje normalmente en un tablero de pruebas. Realizado el montaje, hay que proceder a la verificación del funcionamiento realizando las mediciones con la instrumentación adecuada. Finalmente con la utilización del aplicativo adecuado, se procede al diseño de la tarjeta de circuito impreso, para lo cual se prestará atención al tipo de encapsulado y pines de los dispositivos electrónicos empleados.

3.5. Factibilidad de la propuesta

El estudio de la factibilidad del proyecto “electrocardiógrafo de tres derivaciones con sistema de visualización e impresión de señales bioeléctricas y graficación de registros” permite determinar la disponibilidad de los recursos desde varios aspectos como son: técnico, económico y operativo.

Estudio Técnico:

El estudio técnico demostrará si la propuesta presentada tendrá éxito en los procesos de diseño, implementación, funcionamiento y tecnología utilizada.

Una vez analizados los aspectos antes citados se concluye lo siguiente:

- Para el desarrollo del proyecto se dará prioridad a la tecnología y especificaciones técnicas de los componentes electrónicos empleados y serán detallados dentro de los requerimientos para su adquisición.
- La selección de la aplicación de software para el desarrollo del proyecto será de suma importancia ya que entregara los resultados previos a la implementación.
- Se cuenta con las fuentes de consulta, herramientas y asesoramiento adecuado para el desarrollo del proyecto.

Estudio Económico:

El estudio económico para el presente proyecto establecerá los costos y beneficios que al ser de carácter social en su mayoría serán intangibles.

A continuación se detalla la tabla 1, donde se muestra el resumen de los costos del

desarrollo de un “electrocardiógrafo de tres derivaciones con sistema de visualización e impresión de señales bioeléctricas y graficación de registros”.

Tabla 3.1. Costos para el desarrollo del producto

SOFTWARE

Cant.	DESCRIPCION	Valor unitario	Valor Total
1	MULTISIM 14.1 NATIONAL INSTRUMENTS	\$ 0.00	\$ 0.00
1	PROTEUS 7.9 SP1 LABCENTER ELECTRONICS	\$ 0.00	\$ 0.00

SUBTOTAL \$ 0.00

IVA 12% \$ 0.00

TOTAL A FACTURAR \$ 0.00

FABRICACION DE TARJETA DE CIRCUITO

IMPRESO

Cant.	DESCRIPCION	Valor unitario	Valor Total
1	PANEL F1 DS+SM+SL REF PLACA 10X5,5 CM APROXIMADOS	\$ 29.08	\$ 29.08
1	TOOLING PLOTTER DS+SM +SL	\$ 25.00	\$ 25.00
1	SCREEN LAMINADO	\$ 4.00	\$ 4.00
1	ENVIO CUENCA-QUITO POR SERVIENTREGA	\$ 4.50	\$ 4.50

SUBTOTAL \$ 58.08

IVA 12% \$ 6.97

ENVIOS \$ 4.50

TOTAL A FACTURAR \$ 69.55

COMPONENTES ELECTRONICOS

	Descripción	Cantidad pedida	Precio (USD)	Ext.: (USD)
1	Resistores de película de carbono - a través de orificio 150Kohms 5%	10	\$0.017	\$0.17
2	Resistores de película de carbono - a través de orificio 15Kohms 0.05	10	\$0.017	\$0.17
3	Resistores de película de carbono - a través de orificio 33Kohms 0.05	10	\$0.017	\$0.17
4	Resistores de película de carbono - a través de orificio 10Kohms 5%	10	\$0.017	\$0.17
5	Resistores de película de carbono - a través de orificio 100Kohms 5%	11	\$0.12	\$1.32
6	Resistores de película de carbono - a través de orificio 1.2Mohms 5%	10	\$0.018	\$0.18
7	Resistores de película de carbono - a través de orificio 330Kohms 5%	10	\$0.017	\$0.17
8	Resistores de película de carbono - a través de orificio 27Kohms 5%	10	\$0.017	\$0.17

9	Resistores de película de carbono - a través de orificio 3.3Kohms 5%	10	\$0.017	\$0.17
10	Resistores de película de carbono - a través de orificio 680Kohms 5%	10	\$0.015	\$0.15
11	Resistores de película de carbono - a través de orificio 11Kohms 0.05	10	\$0.017	\$0.17
12	Resistores de película de carbono - a través de orificio 2.7Kohms 5%	10	\$0.015	\$0.15
13	Resistores de película de carbono - a través de orificio 47Kohms 5%	10	\$0.017	\$0.17
14	Capacitores electrolíticos de aluminio - Con patas 35volts 10uF	10	\$0.15	\$1.50
15	Capacitores cerámicos de capas múltiples (MLCC) - Emplomados 0.1uF 50volts X7R 10%	20	\$0.133	\$2.66
16	Capacitores cerámicos de capas múltiples (MLCC) - Emplomados 50volts 0.2uF 10% X7R	4	\$1.62	\$6.48
17	Capacitores electrolíticos de aluminio - Con patas 50volts 47uF 6.3x11 20% 2.5LS	10	\$0.152	\$1.52
18	Capacitores cerámicos de capas múltiples (MLCC) - Emplomados .022UF 50V 10%	10	\$0.141	\$1.41
19	Resistores eléctricos - Agujero pasante 3/8" 500Kohms Sealed Vertical Adjust	2	\$2.41	\$4.82
20	Resistores eléctricos - Agujero pasante 250K OHM SQ MT CERMET	2	\$1.44	\$2.88
21	Capacitores cerámicos de capas múltiples (MLCC) - Emplomados 0.047uF 50volts 10% X7R 5mm LS	10	\$0.33	\$3.30
22	Amplificadores operacionales - Op Amps Quad JFET Neg Input	10	\$0.477	\$4.77
23	Conectores de teléfono 1/4"Offset HOR CHASIS CONN MNT	3	\$1.01	\$3.03
24	Conectores de corriente CD Power Jack Seal Cap	2	\$1.58	\$3.16
25	Conectores de corriente CD 2.5MM ROUND W/NUT	2	\$2.15	\$4.30
26	Convertidores aislados CC/CC 9-18Vin +/-12Vout +/-83mA 2W Iso SIP8	1	\$12.90	\$12.90
27	Broches y contactos para batería de 9V PANEL MOUNT 2 9V	1	\$15.31	\$15.31
28	Capacitores electrolíticos de aluminio - Con patas 1000uF25V 105c 10x20mm	10	\$0.33	\$3.30
29	Amplificadores operacionales - Op Amps Gen Purp FET-Input Oper Amplifier	2	\$3.71	\$7.42
30	Reguladores de tensión lineal 9.0V 1.0A Positive	2	\$0.79	\$1.58
31	Resistores de película de carbono - a través de orificio 390Kohms 5%	10	\$0.015	\$0.15
32	Bloques de terminales fijas 4P 2.54mm 90DEG	8	\$3.30	\$26.40
33	Bloques de terminales fijas 2P 2.54mm 90DEG	4	\$1.58	\$6.32
34	Diodos - Propósito general, Energía, Conmutación 100V Io/200mA BULK	10	\$0.06	\$0.60
35	Capacitores cerámicos de capas múltiples (MLCC) - Emplomados 50V 2.2uF X7R 10% RAD LS:5mm AEC-Q200	4	\$0.67	\$2.68
36	Inductores fijos 33uH 1650mA SatCurr=9MHz	4	\$0.96	\$3.84
37	Inductores fijos 12uH 2650mA SatCurr=20MHz	3	\$0.95	\$2.85
38	Arduino mega 2560 REV3	1	\$37.5	\$37.5

SUBTOTAL \$164.01

GASTOS DE ENVIO \$35.00

TOTAL A FACTURAR **\$** **199.01**

MANO DE OBRA

Cant.	DESCRIPCION	H/H	Valor unitario	Valor Total
1	DISEÑO Y SIMULACION PRIMER PROTOTIPO	200	\$ 4.59	\$ 917.50
1	IMPLEMENTACION	40	\$ 4.59	\$ 183.50

	\$
SUBTOTAL	1,101.00
IVA 12%	\$ 0.00
TOTAL A FACTURAR	\$ 1,101.00

Determinados los costos para el desarrollo del sistema de electrocardiografía programado, se describen las razones por las que se proponen el proyecto mencionado:

- Los componentes electrónicos y PCB cumplen con las características sugeridas para el tipo de diseño planteado como objetivo de esta investigación y no presentan costos elevados.
- Los aplicativos de software MULTISIM 14.1 NATIONAL INSTRUMENTS y PROTEUS 7.9 SP1 LABCENTER ELECTRONICS, no incurren en ningún costo ya que se trata de versiones de estudiante disponibles en la página de la National Instruments y Labcenter respectivamente.
- No existen costos por parte del desarrollador ya que es parte de su trabajo de titulación; pero, se ha realizado una proyección basada en la cantidad de horas hombre empleadas para el desarrollo del primer prototipo.
- El beneficio obtenido es de carácter social.

3.6. Conclusión

Una vez realizado el estudio de factibilidad, el desarrollo de un “electrocardiógrafo de tres derivaciones con sistema de visualización e impresión de señales bioeléctricas y graficación de registros” es considerada alta, puede desarrollarse sin problemas y de manera exitosa en el plazo establecido; siendo el investigador el encargado de realizar todas las actividades contempladas para el diseño, implementación y puesta en marcha del proyecto desde la perspectiva técnica, la solución propuesta es factible, pues se cuenta con los recursos económicos para la adquisición de los componentes y equipos necesarios para realizar el prototipo, económicamente la factibilidad está garantizada, debido a la disposición de los recursos financieros necesarios para la adquisición de componentes electrónicos; así

también, desde el punto de vista tecnológico es factible por la funcionalidad encontrada en los dispositivos electrónicos actuales disponibles en el mercado.

CAPÍTULO 4

IMPLEMENTACIÓN

Como se ha descrito en el capítulo precedente, este proyecto busca hacer un aporte al campo de la biomedicina a través del desarrollo de un prototipo para el tratamiento de potenciales biométricos del músculo cardiaco el mismo que estará conformado por varios sistemas electrónicos, cada uno de los cuales aportará al tratamiento de la señal eléctrica desde su adquisición como una señal puramente analógica de bajísima amplitud y alto nivel de ruido.

El prototipo desarrollado en el presente trabajo está compuesto esencialmente por la tarjeta de adquisición y tratamiento de potenciales bioeléctricos y una tarjeta basada en Arduino Mega para conversión analógico digital con accesorios para visualización e impresión de registros.

Las etapas que conforman la tarjeta de adquisición y tratamiento de biopotenciales son las siguientes:

Etapas de adquisición: En esta etapa se realiza la captura la señal eléctrica del músculo cardiaco, empleando electrodos de superficie del tipo pera de succión. La ubicación de los mismos se efectúa en base a un sistema de derivaciones recomendado por la Asociación Americana de Cardiología. Los electrodos son transductores que convertirán las pequeñas corrientes eléctricas que provienen de los tejidos, en corrientes eléctricas capaces de ser procesadas por el electrocardiógrafo desarrollado.

Etapas de amplificación: Utilizando un arreglo de amplificador de instrumentación y a través de amplificadores operacionales tipo FET constituidos por circuitos integrados TL084 más elementos discretos, se incrementa la amplitud a la señal de ECG adquirida a través de los electrodos de superficie. Se seleccionó este circuito integrado debido a su alta impedancia de entrada, bajo offset y bajo costo.

Guarda activa: El objetivo de la guarda activa es el de reducir el modo común mediante la realimentación por medio de un tercer electrodo. Con la guarda activa eliminamos los efectos de los cables de transmisión.

Etapa de Filtrado: El filtrado de la señal de ECG amplificada se realiza empleando una serie de arreglos: filtro supresores de banda, filtros pasa bajas y filtros pasa bajas también realizados con amplificadores operacionales de entrada FET (TL084) en caso de ser activos y mediante arreglos RC para los pasivos.

Etapa de acondicionamiento TTL: El Acondicionamiento de la señal de ECG se realiza con el propósito de entregar una señal que varíe entre 0V y +5 Vcc a la entrada analógica de la tarjeta Arduino. Sera diseñado aplicando un circuito sumador de nivel de igual manera empleando el TL084.

Parte de la tarjeta de adquisición y tratamiento de la señal biométrica se encuentran también los circuitos para el suministro de energía:

Circuito de alimentación, mantención y carga de batería: La tarjeta electrónica de adquisición puede ser alimentada desde un adaptador 110 VAC/ 15 VCC, o por medio de una batería de 12VCC – 800 mA/h. Existirá un circuito de carga y mantención del nivel de voltaje en la batería, el cual está apoyado en el regulador integrado comercial LM317. El circuito en mención será aislado ópticamente de la tarjeta electrónica de adquisición.

Fuente de alimentación diferencial: Los amplificadores operacionales utilizados en este desarrollo requieren ser alimentados con voltaje diferencial (+/- Vcc) para lo cual se diseña una fuente de alimentación basada en un convertidor DC-DC aislado, con la utilización del circuito integrado PDQ2-D5-D12-S. El chip referido, proporciona una salida diferencial de +/- 12 VCC a partir de una entrada de alimentación de 4.5 hasta 9 VCC.

Encendido/ apagado de circuitos: Se desarrolló un circuito de encendido y apagado de las tarjetas electrónicas sustentado en la configuración de conmutación de un circuito integrado comercial NE555.

La conversión analógico digital se realizó a través del ADC propio de la tarjeta base Arduino Mega 2560 y con los accesorios apropiados se obtuvo visualización de la señal biométrica en tiempo real.

Durante la conversión analógica digital la señal de ECG cuya amplitud estará variando entre 0 y 5 voltios en la entrada analógica A0 es digitalizada a 10 bits.

La señal de ECG digitalizada se trasladó a un dispositivo para su visualización a través de la configuración de líneas de código en el programa propio de Arduino denominado IDE. Para esto se empleará una pantalla TFT de 3.2" adaptable a los pines de conexión de la tarjeta de Arduino Mega 2560 separado mediante un shield.

Por otra parte, y cumpliendo con los objetivos planteados, se desarrolló un enlace de comunicación WiFi entre una aplicación móvil y un sistema de impresión que permite el análisis profesional de los registros adquiridos.

En la figura 4.1 se representa las etapas que componen el desarrollo del presente proyecto. Las etapas de encendido/ apagado del circuito, mantención y carga de batería, amplificación, filtrado, acondicionamiento, guarda activa y fuente de alimentación diferencial aislada para el tratamiento de la señal de ECG, están en una misma tarjeta electrónica como se indica en el polígono de sombra de la figura.

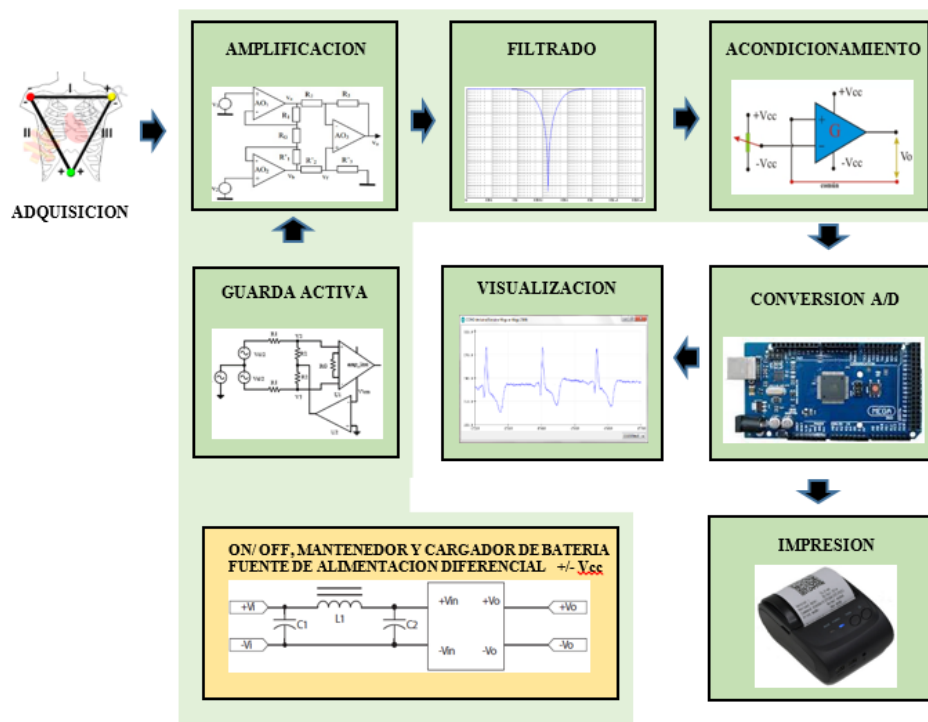


Figura. 4.1. Etapas de sistema de electrocardiografía propuesto

4.1. Tarjeta de adquisición y tratamiento de señales biométricas de ECG

4.1.1. Adquisición de la señal de ECG

La señal de ECG objeto de estudio en este trabajo proviene de tres derivaciones. Las derivaciones son medidas de voltajes entre dos electrodos que se colocan sobre el cuerpo del paciente, generalmente de forma no invasiva que registran la actividad eléctrica del corazón desde diferentes ángulos. Para nuestro caso, la primera derivación medirá la diferencia de potencial entre el electrodo del brazo derecho y el izquierdo, la segunda del brazo derecho a la pierna izquierda y la tercera del brazo izquierdo a la pierna izquierda. Figura 4.2.

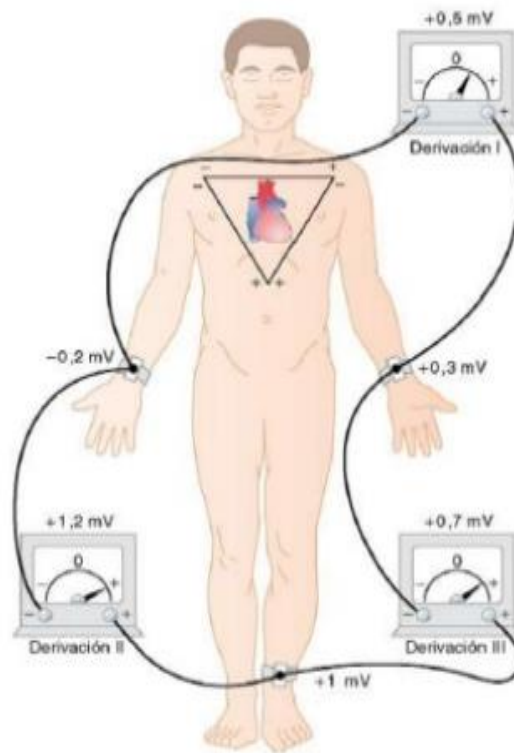


Figura. 4.2. Electrocardiograma Normal-Fisiología de Guyton

4.1.2. Amplificación

Para trabajar con la tarjeta Arduino la magnitud de la señal bioeléctrica proveniente de un paciente, debe ser amplificada debido a que tiene un nivel demasiado pequeño, que varía entre los 0.5mV y 4mV en función del tiempo-nivel. A esta señal se le amplifica dándole una ganancia de 1000.

Las señales que se toman de los electrodos son demasiado pequeñas para la sensibilidad del módulo ADC de la placa Arduino mega. La única solución al problema consiste en aumentar la magnitud del voltaje de las bioseñales.

Para ello se diseñó un circuito de amplificación donde se consideraron ciertos parámetros importantes como la guarda activa y filtros, con la finalidad de eliminar el efecto de las capacidades y aumentar el CMRR. Se estudiaron varias alternativas para el uso de amplificadores operacionales de propósito general y bajo consumo. Se resolvió trabajar con amplificador operacional TL084 que se caracteriza por ser de entrada FET acorde a nuestras necesidades por la alta impedancia de entrada. Figura 4.3.

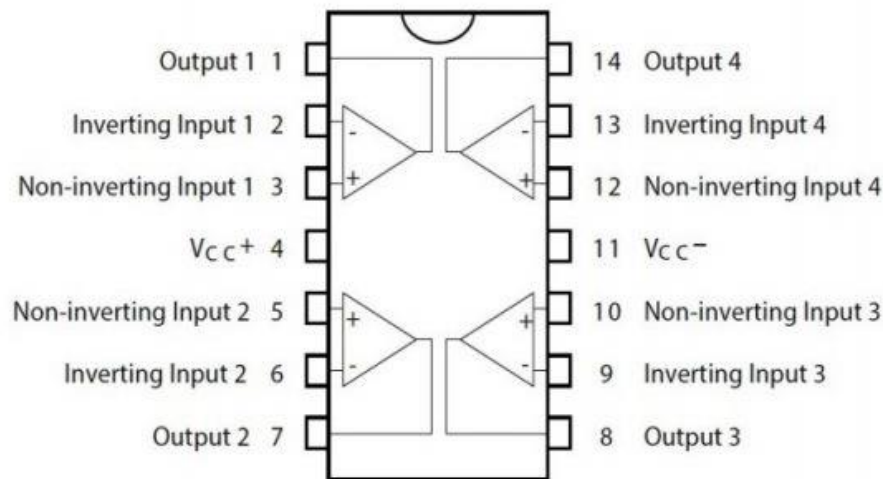


Figura. 4.3. Amplificador operacional TL084

. Amplificador de instrumentación

Los amplificadores de instrumentación son circuitos con entrada diferencial que amplifican con precisión señales de muy bajo nivel eliminando las posibles señales de ruido en modo común. Estos circuitos presentan las siguientes características:

- Ganancia diferencial en lazo cerrado estable, ajustable externamente sin modificar las características de entrada.
- Rechazo al modo común alto, tanto en continua como a las frecuencias a las que pueda aparecer el ruido.
- Impedancia de entrada elevada
- Tensión y corriente de offset bajas y con pocas derivas.

- Impedancia de salida baja.
- Tensiones de entrada en modo común elevadas

La ganancia del amplificador de instrumentación está dada por la siguiente ecuación:

$$V_o/(V_2-V_1) = G = (R_{13}/R_{16}) [2R_7/(R_8+R_9)+1]$$

$$G = (R_{13}/R_{16}) [2R_7/(R_8+R_9) + 1]$$

Por tanto se asumió una ganancia $G=1000$ y si $R_6 = R_7 = 680\text{K}\Omega$; $R_8 + R_9 = 22\text{K}\Omega$

$$1000 = (R_{13}/R_{16})[(2*680 \text{ K}\Omega/22 \text{ K}\Omega)+1]$$

$$1000 = (R_{13}/R_{16}) *56.66$$

$$(R_{13}/R_{16}) = 15.92$$

$$\text{Si } R_{13} = 47\text{K}\Omega \Rightarrow R_{16} = 2.95 \text{ K}\Omega$$

Reemplazando por valores normalizados de resistencias, tendremos:

$$R_6 = R_7 = 680 \text{ K}\Omega, R_8 + R_9 = 22 \text{ K}\Omega, R_{13} = 47\text{K}\Omega, R_4 = 2.7 \text{ K}\Omega$$

$$G = (47\text{K}\Omega/2.7 \text{ K}\Omega)*[2*680 \text{ K}\Omega/(11\text{K}\Omega+11\text{K}\Omega)+1]$$

$$G=1093.5$$

Las señales de corriente alterna, el movimiento muscular y la respiración pueden interferir en la medición, para obtener en esencia la señal de ECG se establece el rango de frecuencia entre 0.1 a 150Hz, con el fin de evitar señales externas al sistema. Se insertaron capacitores para formar un filtro pasa banda dentro de este.

$$f_{corte} = 1/2\pi RC$$

$$f_{corte \text{ inf.}} = 0.1\text{Hz}$$

$$f_{corte \text{ sup.}} = 150\text{Hz}$$

$$C = 1/2\pi R f_{corte}$$

$$C_{sup.} = 1/2\pi R f_{corte}$$

$$C_{sup.} = 1/2\pi R f_{sup.}$$

$$C_{sup.} = 1/2\pi * 47K\Omega * 150Hz.$$

$$C_{sup.} = 22.57nF$$

$$C_{inf.} = 1/2\pi R f_{inf.}$$

$$C_{inf.} = 1/2\pi * 2.7K\Omega * 0.1Hz.$$

$$C_{inf.} = 589.46\mu F$$

Para el diseño de nuestras etapas de filtrado se tomaron en cuenta la frecuencia de corte a fin de presentar rechazo a las frecuencias no deseadas. La banda de frecuencia para una señal de ECG está entre 0.1 Hz y 150 Hz.

La figura 4.4 muestra el diseño del amplificador de instrumentación adoptado.

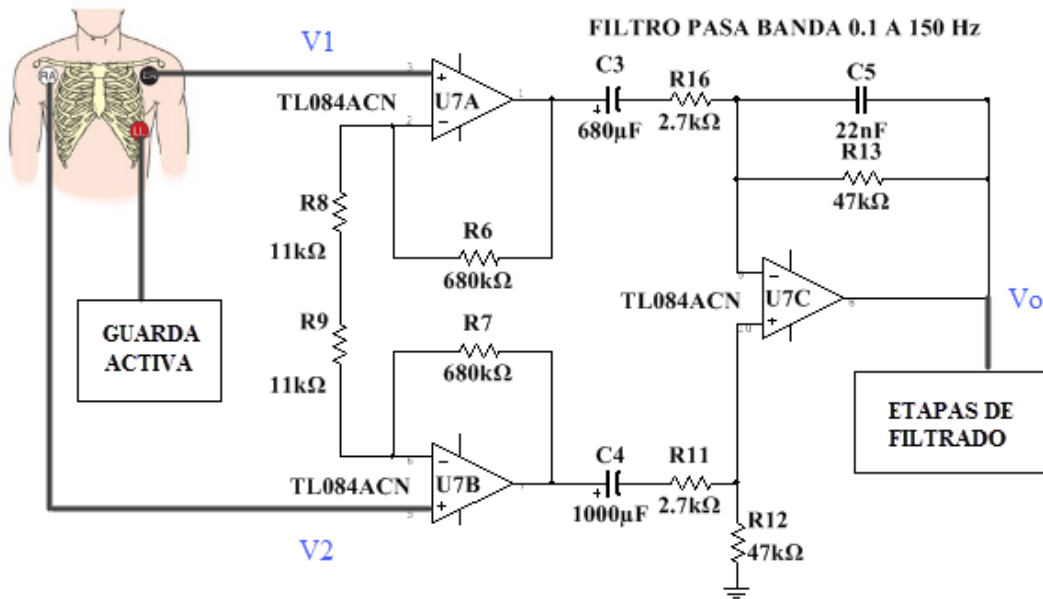


Figura. 4.4. Amplificador de instrumentación diseñado.

Se observa la modelación del circuito de amplificador de instrumentación obtenido, para el filtro pasa banda con una frecuencia desde 0.1 a 150 Hz. Luego en la figura 4.5 podemos observar el comportamiento de la señal amplificada, que está representada en verde y para lo cual se utilizó el programa Multisim 14.1.

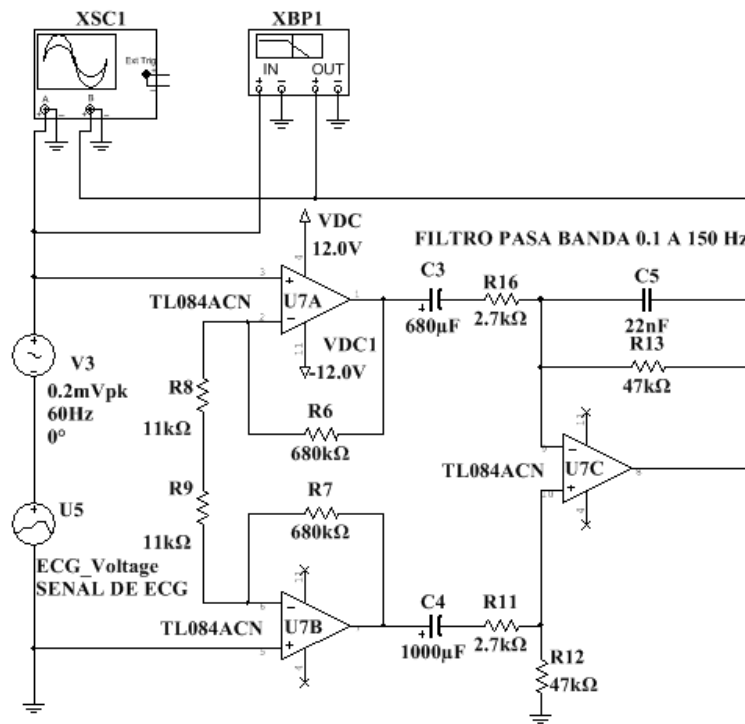


Figura. 4.5. Simulación Amplificador de instrumentación.

Obsérvese en la figura 4.6 la comparación entre la señal de entrada y la señal de salida. Se puede apreciar la ganancia del circuito, mostrada en color verde, con un valor de 1000 bajo la acción de una frecuencia de ruido de 60Hz, lo cual nos indica que el diseño realizado en el amplificador de instrumentación es óptimo para esta investigación.

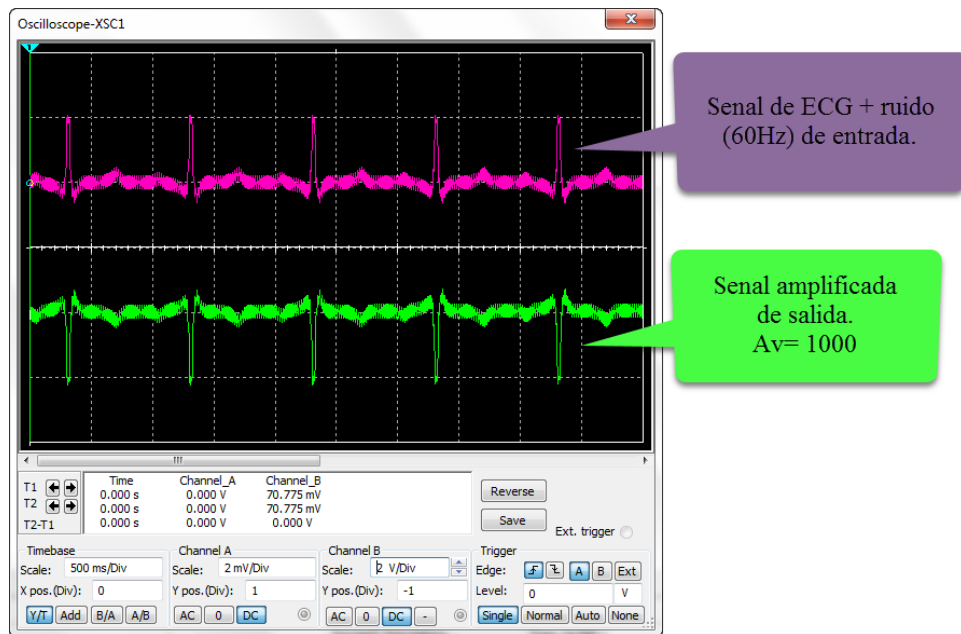


Figura. 4.6. Respuesta amplificador de instrumentación.

4.1.3. Guarda activa

Para el circuito de guarda, se realizó la configuración del circuito recomendado por Texas Instruments con los valores sugeridos para los componentes electrónicos y el amplificador OPA4131. Figura 4.7 y figura 4.8.

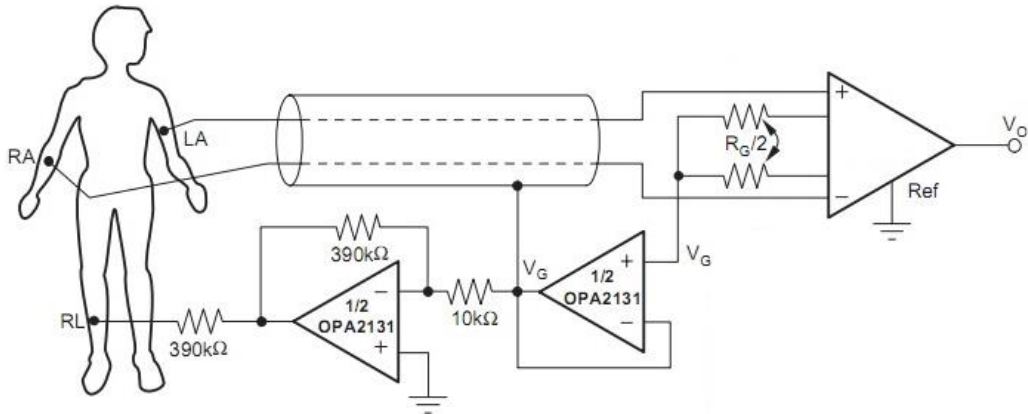


Figura. 4.7. Guarda activa sugerida por Texas Instruments

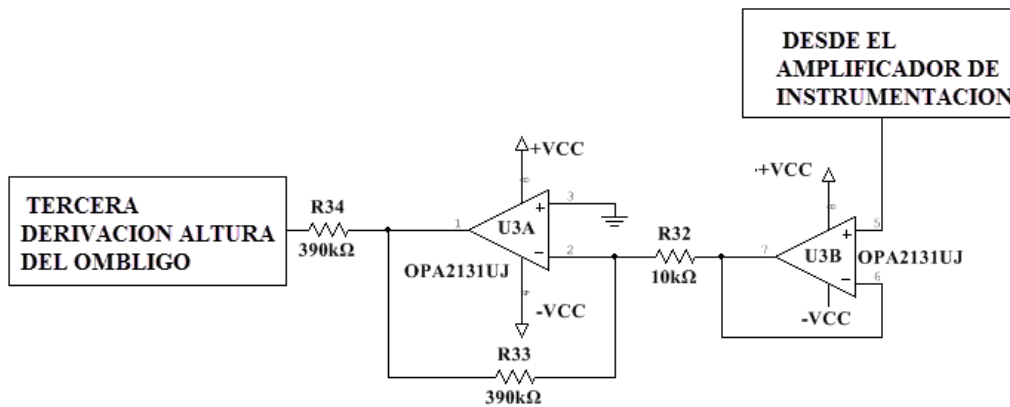


Figura. 4.8. Guarda activa adaptada al circuito

4.1.4. Filtrado

El esquema de filtrado está desarrollado con la aplicación de filtros paso de banda, pasa altas y pasa bajas todos en doble etapa para garantizar la atenuación de frecuencias no deseadas.

. Filtro supresor de banda

A continuación se detalla el diseño del filtro supresor de banda o filtro Notch, realizado con el amplificador operacional TL084 y los cálculos necesarios para los componentes de su red externa. Además se muestran los resultados obtenidos en la señal de ECG con el simulador Multisim 14.1

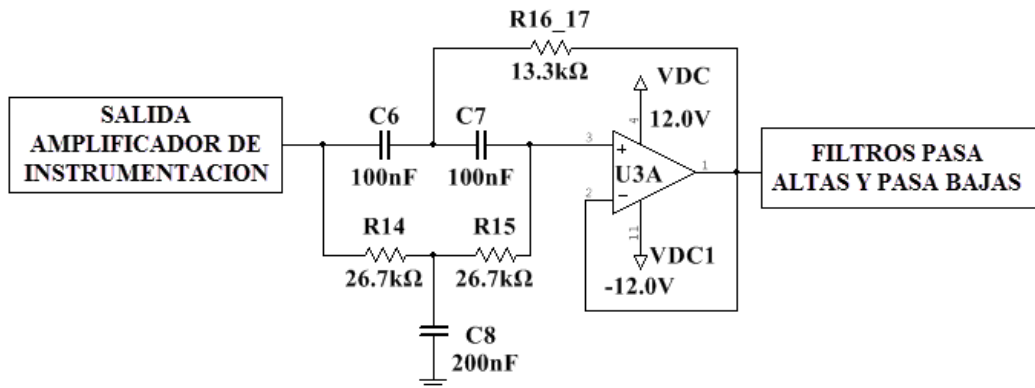


Figura. 4.9. Diseño filtro supresor de banda

$$f_N = 1 / (4\pi * R * C) = 60\text{Hz}$$

$$\text{Si } C = 100 \text{ nF}$$

$$R = 1 / (4\pi * 60\text{Hz} * 100\text{nF})$$

$$R = 13.26 \text{ K}\Omega$$

$$\text{Valor comercial: } R = 10 \text{ K}\Omega + 3.3\text{K}\Omega$$

Para la simulación del filtro de supresor de banda diseñado cuyo circuito mostramos en la figura 4.10, se le añadió una señal de ruido a una frecuencia de 60 Hz, con lo que se obtiene una respuesta sin perturbaciones como se observa en la figura 4.11 en color verde, lo cual evidencia el funcionamiento correcto del filtro realizado. En la figura 4.12 se muestra el diagrama de Bode correspondiente.

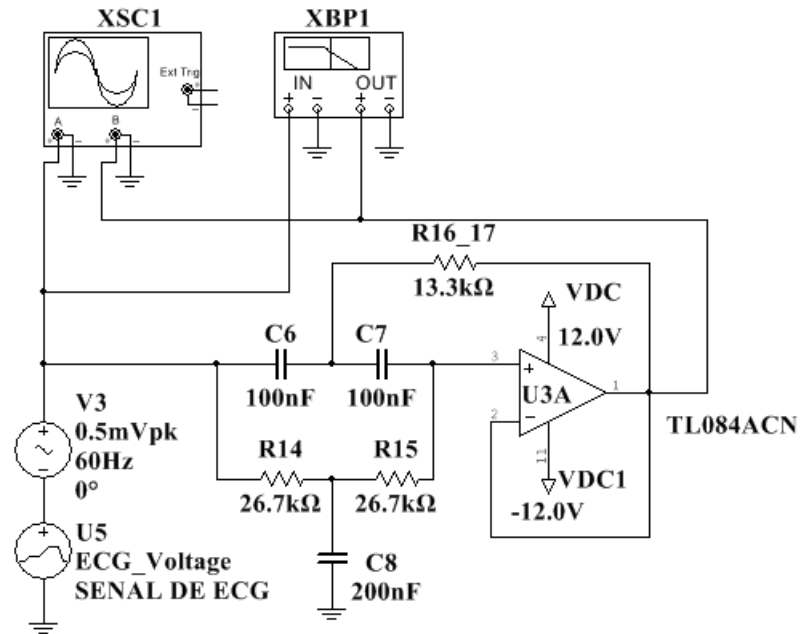


Figura. 4.10. Simulación filtro Notch diseñado.

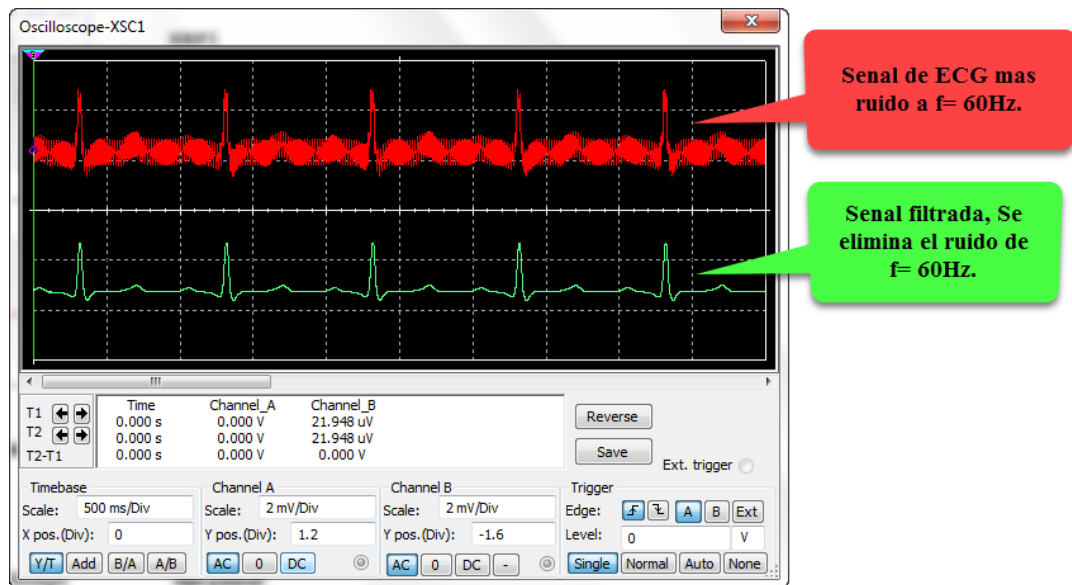


Figura. 4.11. Respuesta filtro Notch diseñado.

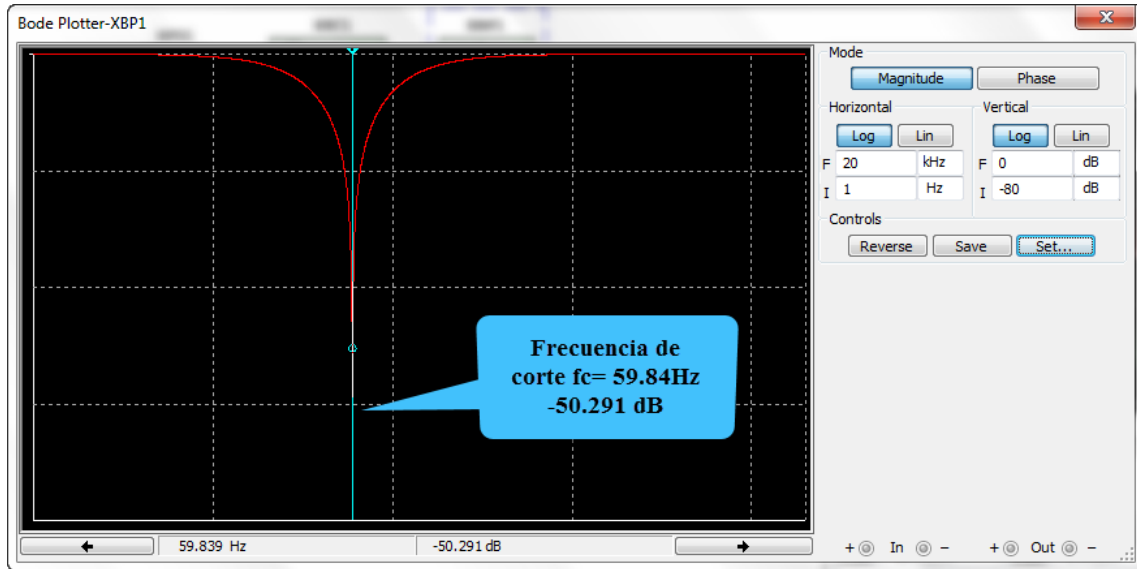


Figura. 4.12. Diagrama de Bode filtro Notch diseñado.

. Filtro pasa altas pasivo

Para el diseño del filtro pasa altos se elige la red RC pasiva como la mostrada en la figura 4.13 y se realizan los cálculos detallados a continuación:

$$f_c = 1/(2\pi * R * C)$$

Si $f_c = 0.1\text{Hz}$ y $R = 150\text{K}\Omega$

$$C = 1/(2\pi * 150\text{K}\Omega * 0.1\text{Hz})$$

$$C = 10,61\mu\text{F}$$

Valor comercial: $C = 10\mu\text{F}$

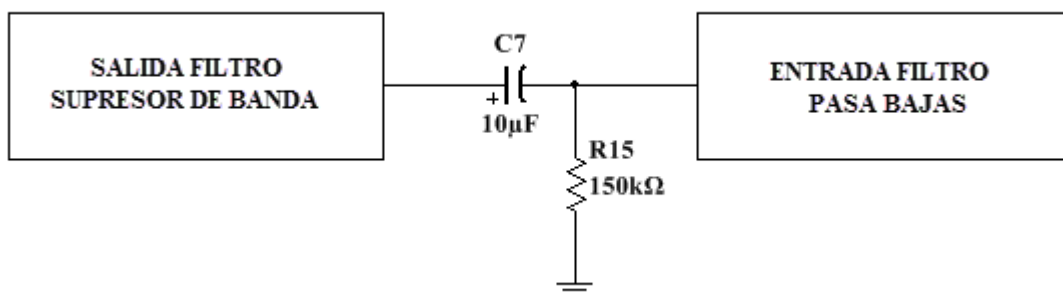


Figura. 4.13. Diseño filtro pasa altas

Para la simulación de nuestro filtro de pasa altas diseñado y presentado en la figura 4.14, se le añade una señal de frecuencia de 10 mHz, con lo que se obtiene una respuesta atenuada casi completamente como se observa en la figura 4.15 en color verde, lo cual evidencia el funcionamiento correcto del filtro realizado. En la figura 4.16 se muestra el diagrama de Bode correspondiente.

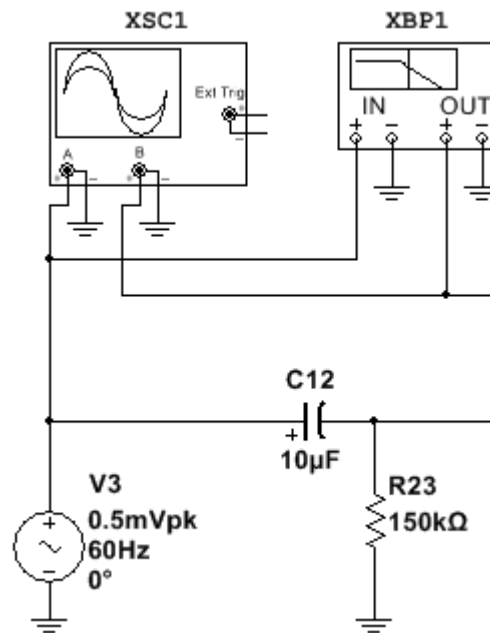


Figura. 4.14. Simulación filtro pasa altas diseñado.

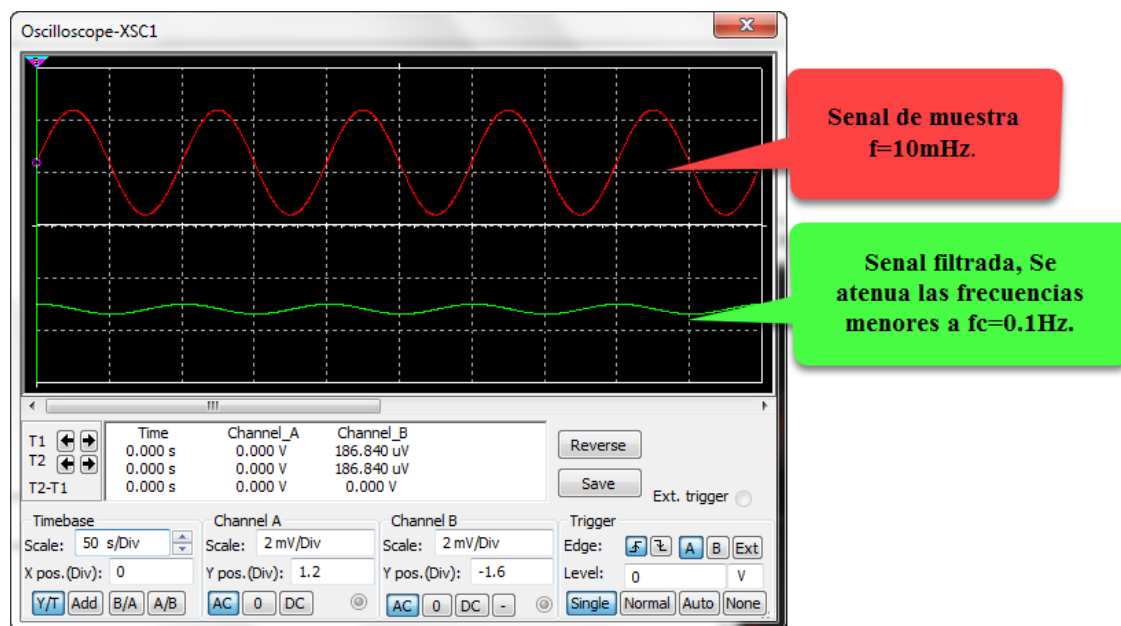


Figura. 4.15. Respuesta filtro pasa altas diseñado.

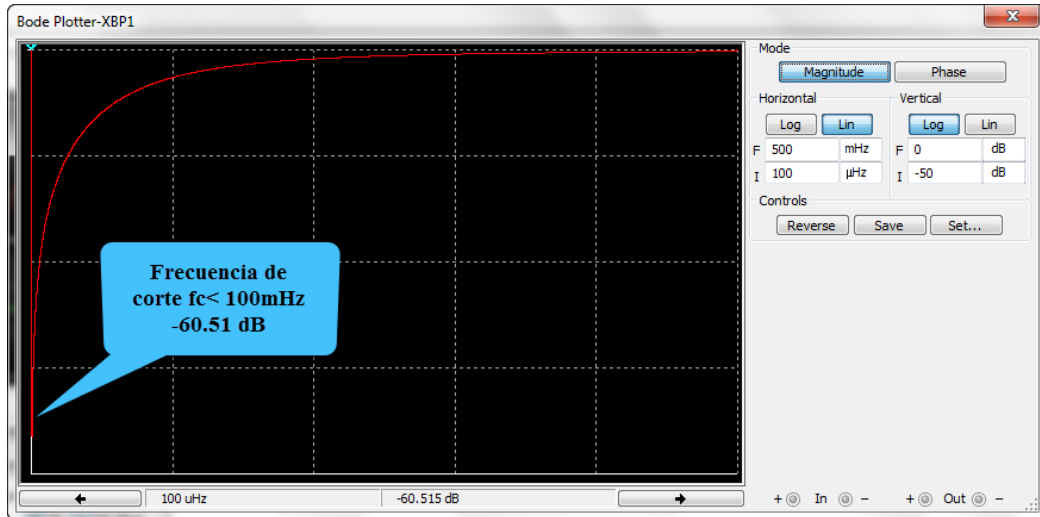


Figura. 4.16. Diagrama de Bode filtro pasa altas diseñado.

. Filtro pasa bajas activo

El filtro pasa bajas que permitirá el paso de las frecuencias por debajo de 150 Hz despreciando o anulando la frecuencia de red de 60 Hz.

El diseño del circuito pasa bajas se lo hace empleado la configuración Sallen Key por ser la más sencilla de implementar con un buen grado de efectividad. La figura 4.17 muestra el esquema básico de este tipo de circuito. Posteriormente en la figura 4.18 se muestra el circuito ya diseñado.

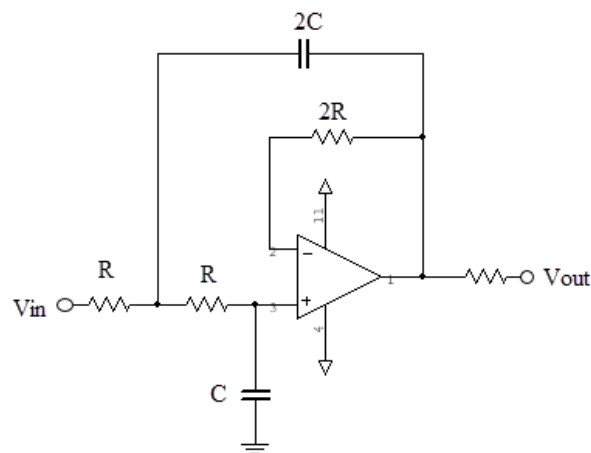


Figura. 4.17. Configuración filtro pasa bajas.

$$f_c = 1/(\sqrt{8*\pi *R*C}) = 150 \text{ Hz}$$

Si C= 50 nF, tendremos:

$$R = 1/(\sqrt{8} * \pi * 150\text{Hz} * 50\text{nF})$$

$$R = 15,005 \text{ K}\Omega$$

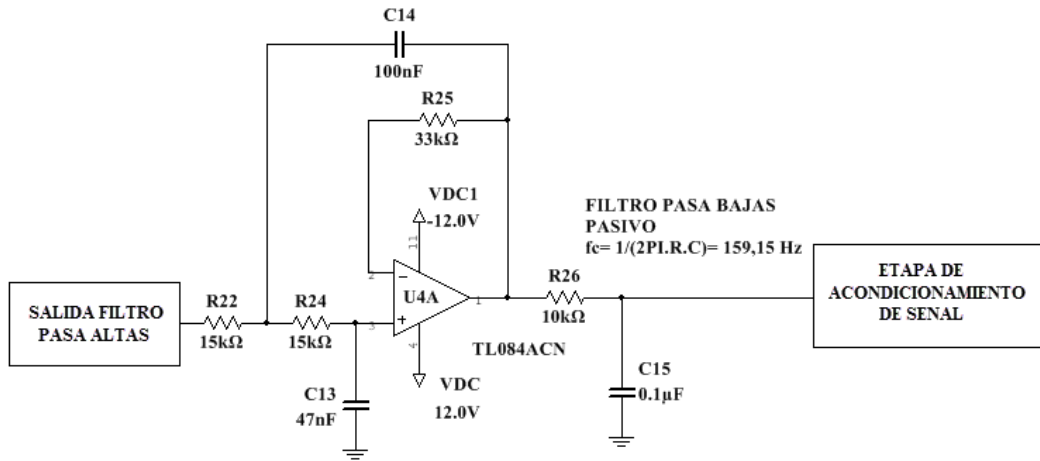


Figura. 4.18. Diseño filtro pasa bajas.

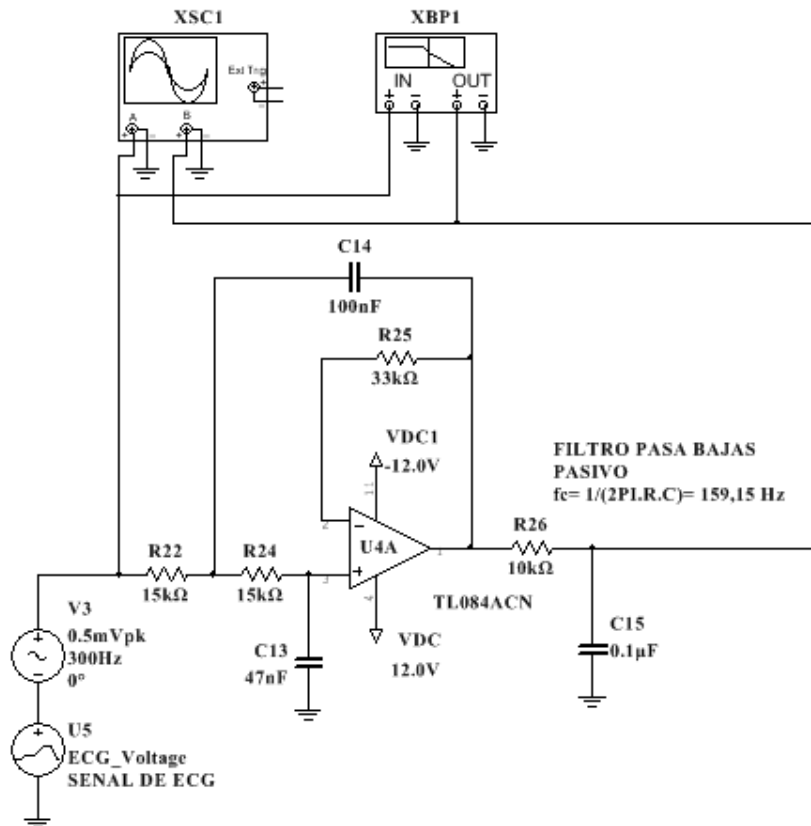


Figura. 4.19. Filtro pasa bajas diseñado.

Para la simulación del filtro supresor de banda diseñado cuyo circuito es presentado en la figura 4.19, se le añade ruido a una frecuencia de 300 Hz, con lo que se obtiene una respuesta sin perturbaciones como se observa en la figura 4.20 en color verde, lo cual evidencia el funcionamiento correcto del filtro realizado. En la figura 4.21 se muestra el diagrama de Bode correspondiente.

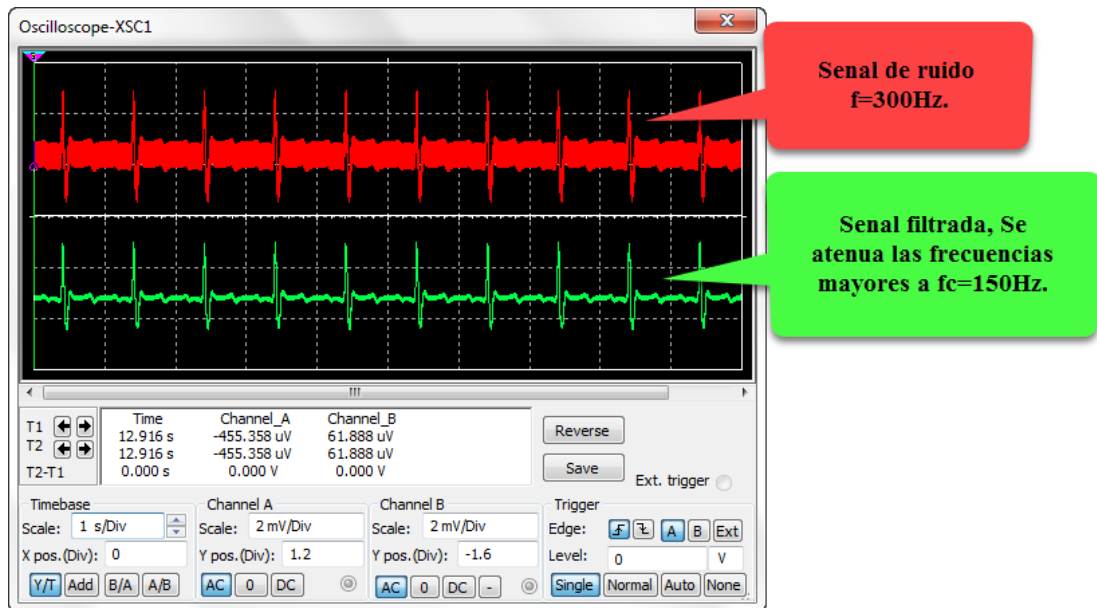


Figura. 4.20. Respuesta pasa altas diseñado.

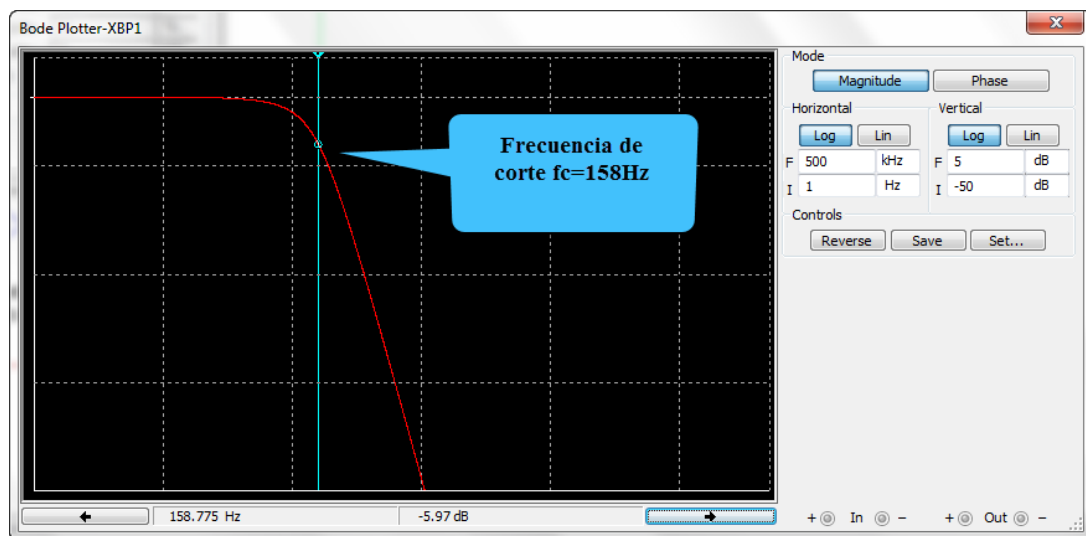


Figura. 4.21. Diagrama de Bode filtro pasa altas diseñado.

Una vez diseñados los filtros por separado, en la figura 4.22 se muestra el esquema consolidado. Como se puede verificar, el circuito contiene doble etapa para el sistema de filtrado pasivo tanto para altas y bajas frecuencias, una etapa para el filtro pasa banda y una doble para el filtro pasa bajas activo. Esta configuración presentó ciertas deficiencias en los procesos de simulación y en la implementación.

En la figura 4.23, se muestra la simulación del esquema de filtrado sin inyección de señal de ruido donde se aprecia la inversión por parte de los amplificadores operacionales. Luego en la figura 4.24 se muestra la simulación del esquema de filtrado con inyección de señal de ruido a 60 Hz. En la figura 4.25 tenemos el diagrama de bode del esquema de filtrado completo.

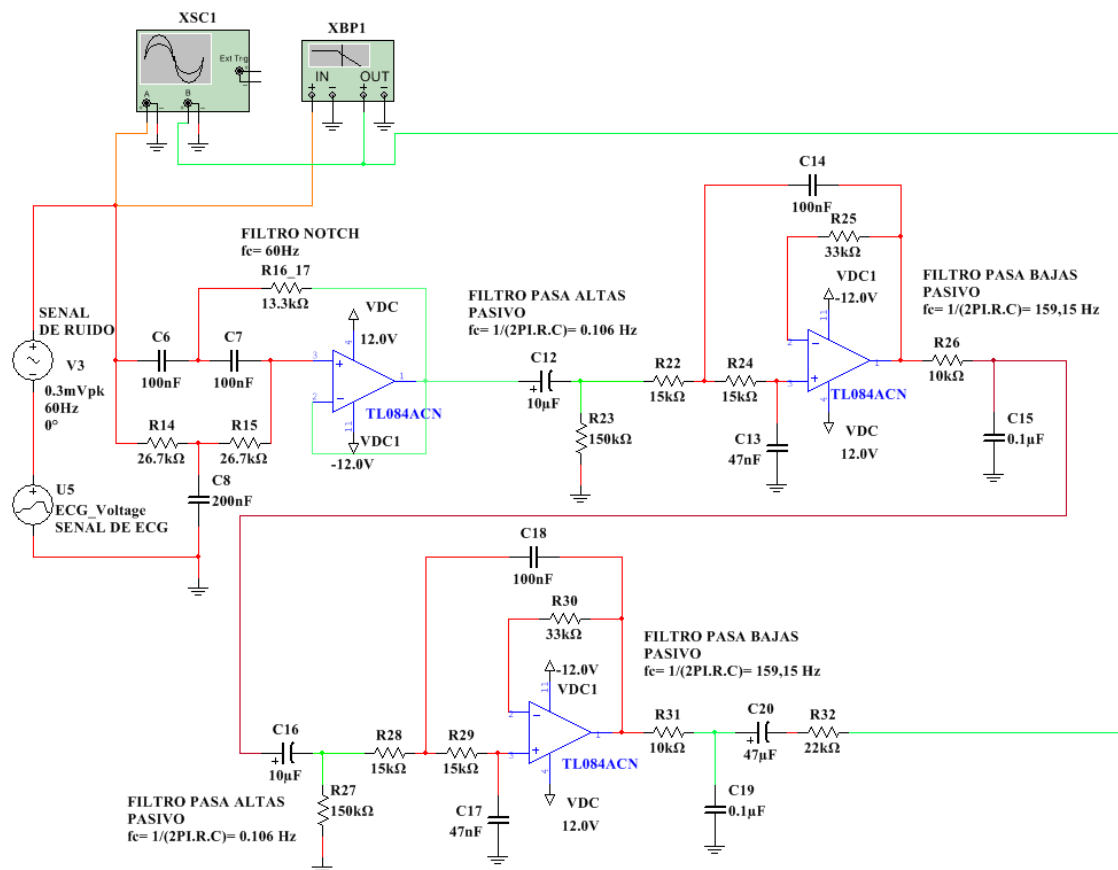


Figura. 4.22. Sistema de filtrado.

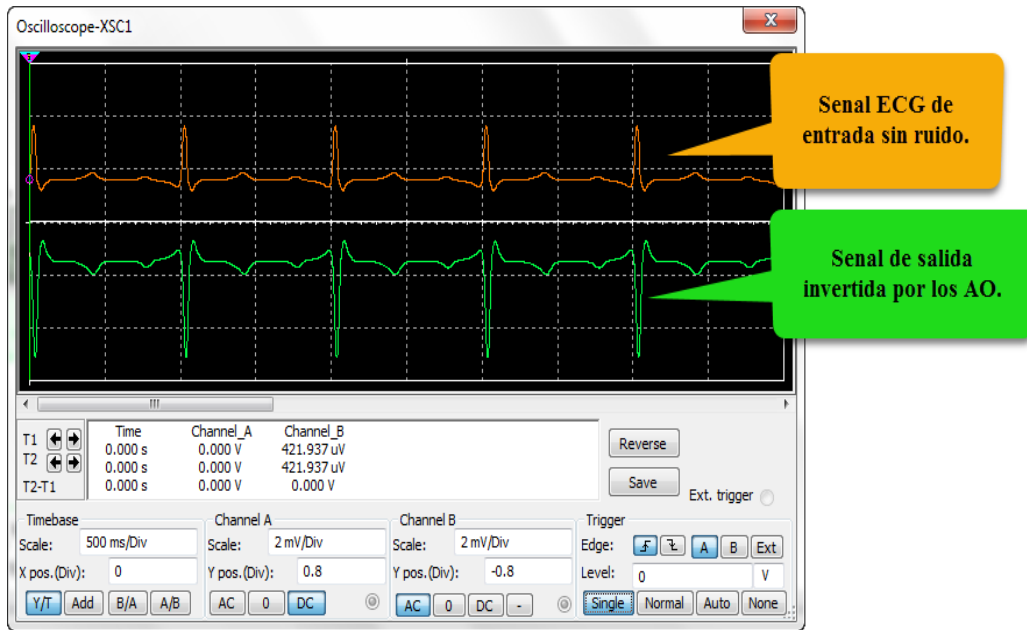


Figura. 4.23. Respuesta sistema de filtrado sin inyección de ruido.

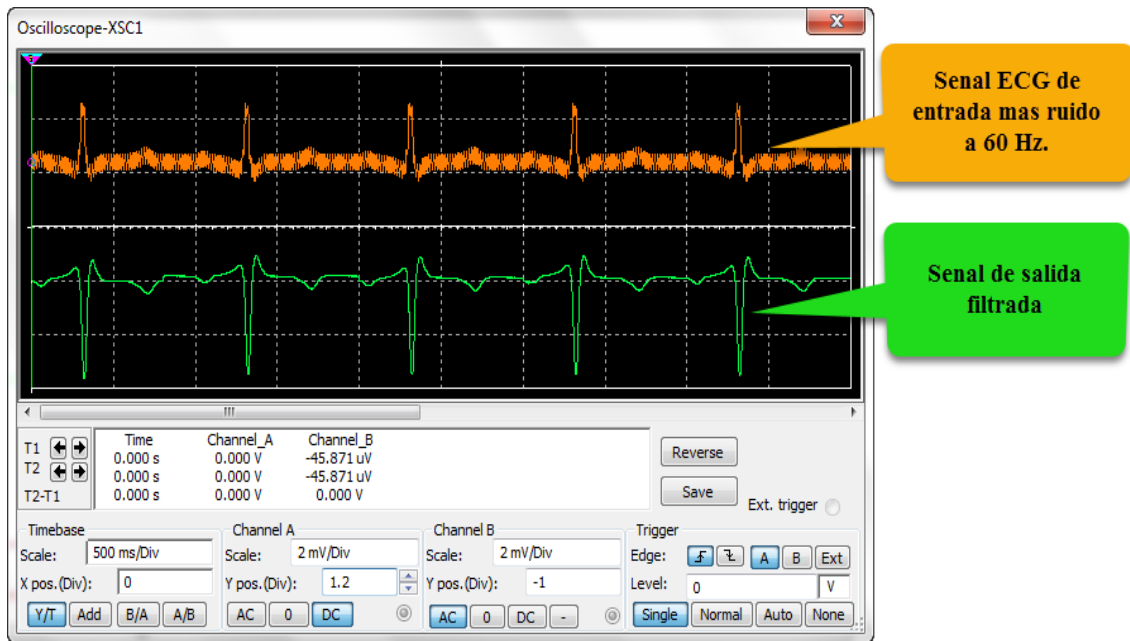


Figura. 4.24. Respuesta sistema de filtrado con inyección de ruido.

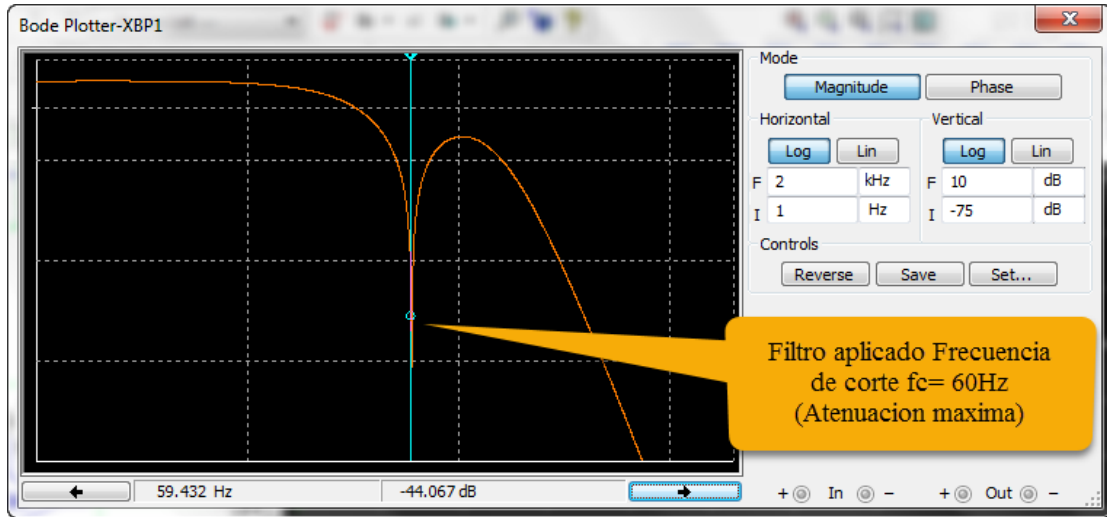


Figura. 4.25. Diagrama de Bode sistema de filtrado.

A fin de mejorar el filtrado de la señal de ECG y obtenerla con mayor nitidez, se decide realizar un esquema con doble etapa supresora como el mostrado en la figura 4.26.

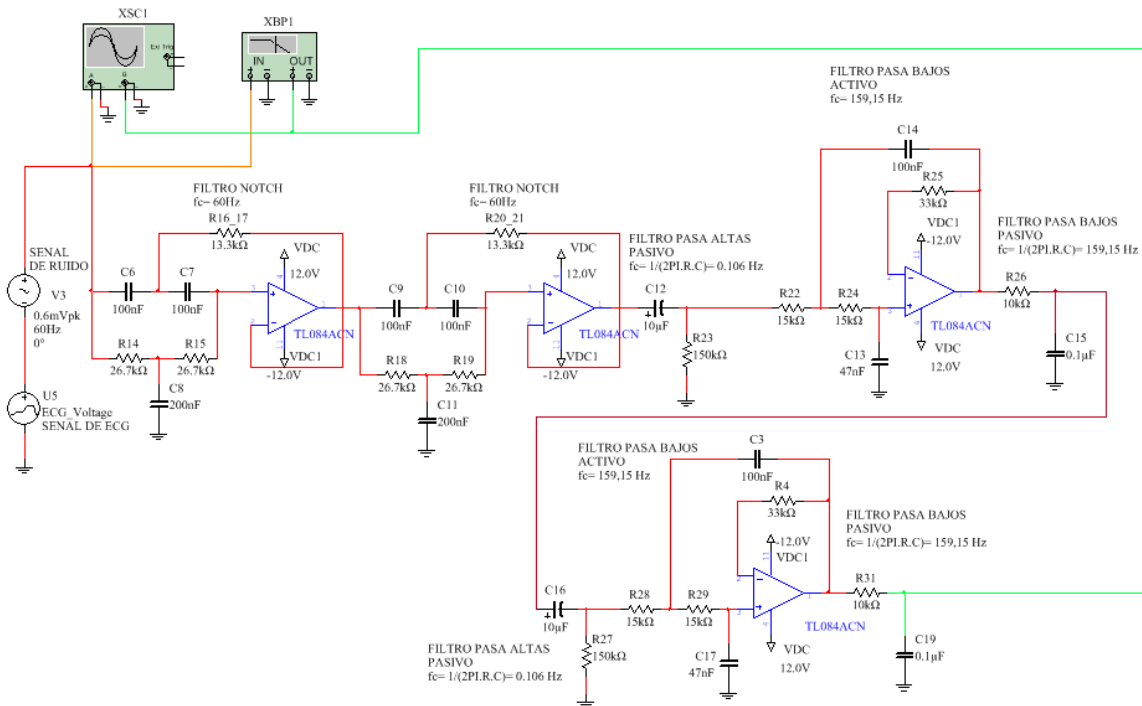


Figura. 4.26. Sistema de filtrado doble etapa supresora.

Las simulaciones realizadas con la implementación de la segunda etapa supresora se muestran en las figuras 4.27 y 4.28.

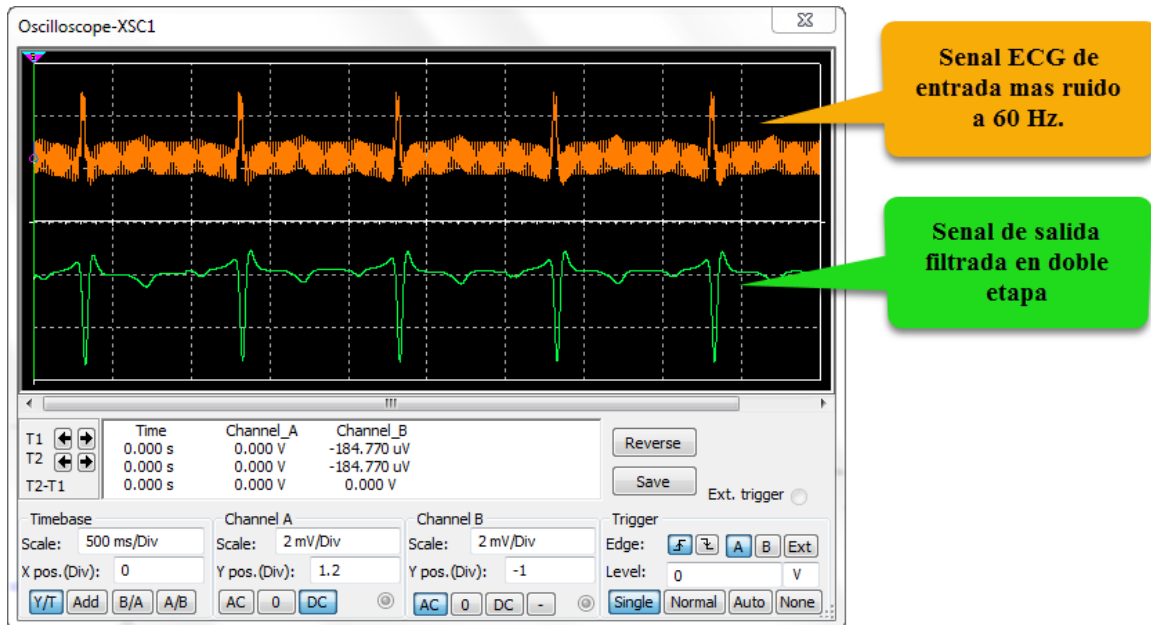


Figura. 4.27. Respuesta sistema de filtrado doble etapa supresora e inyección de ruido.

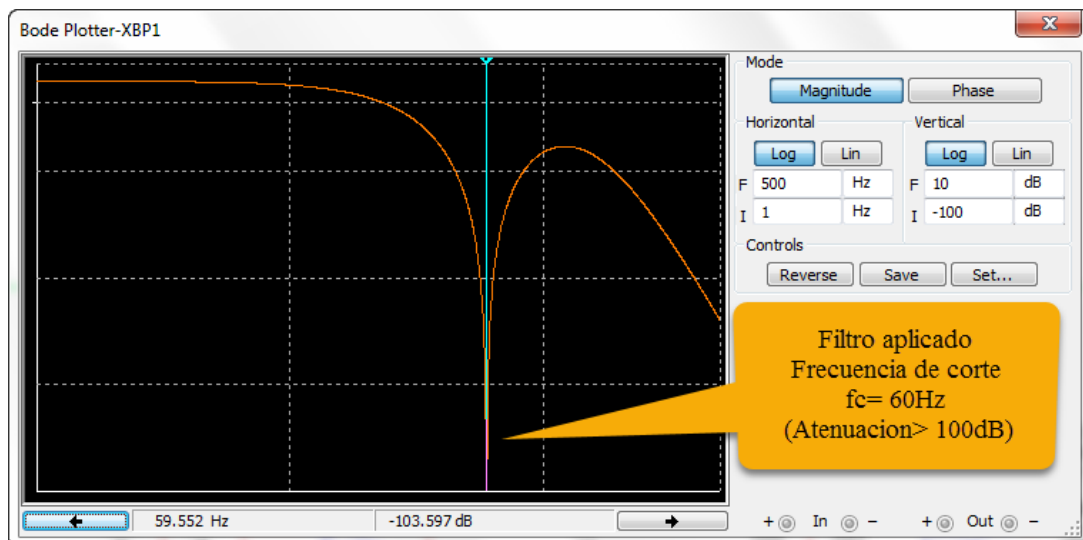


Figura. 4.28. Diagrama de Bode sistema de filtrado doble etapa supresora.

El esquema completo de amplificación y filtrado es mostrado en la figura 4.29. De la misma forma se presentan las simulaciones realizadas con la inyección de señal de ruido a la frecuencia de red de 60 Hz, figuras 4.30, 4.31 y 4.32.

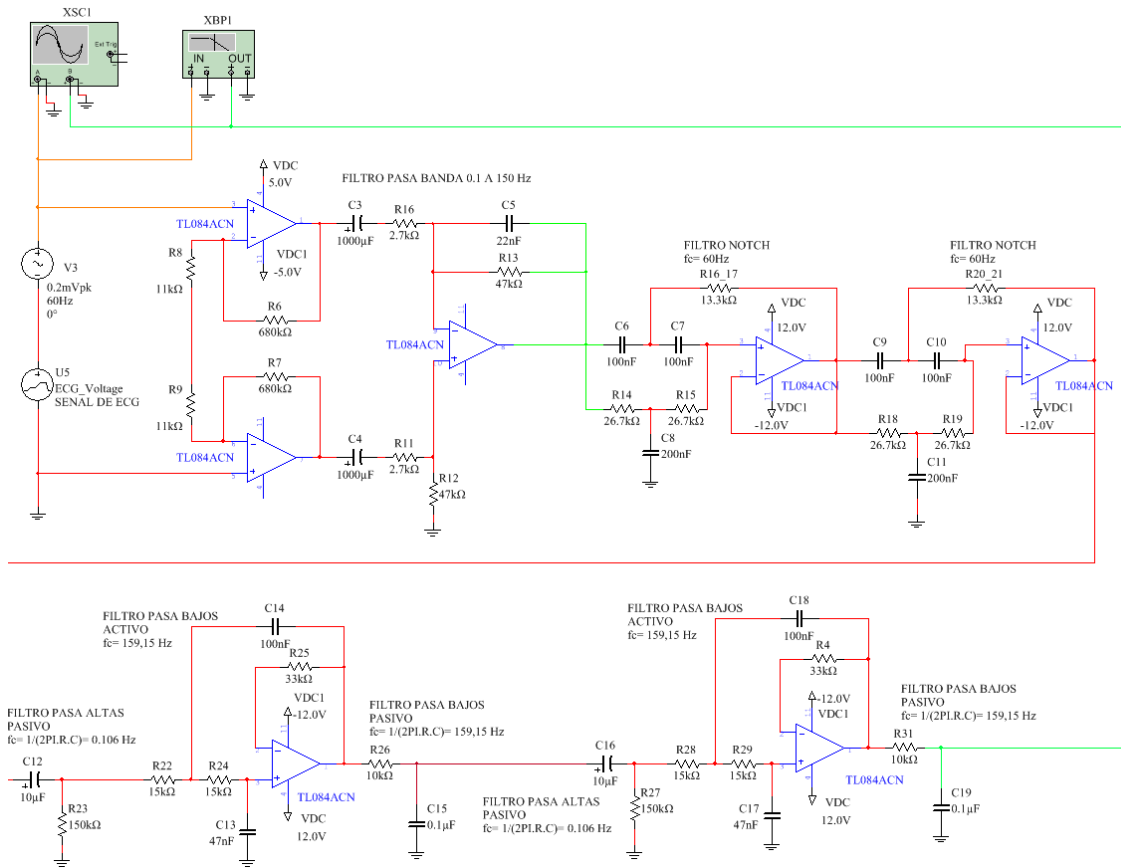


Figura. 4.29. Sistema de amplificación y filtrado doble etapa supresora.

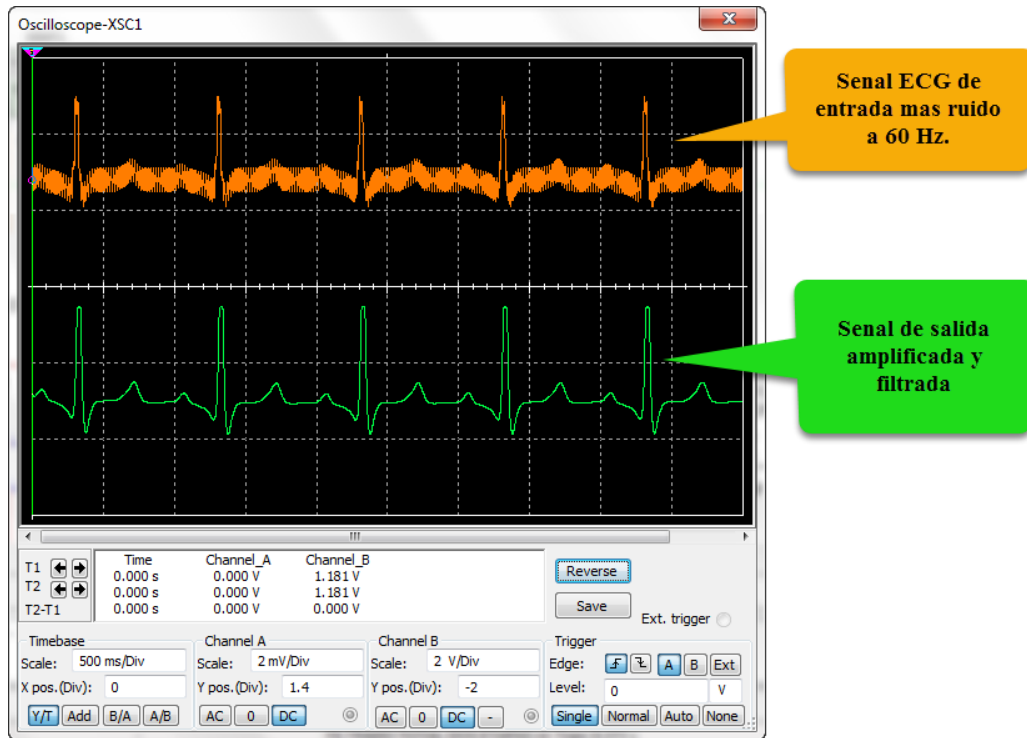


Figura. 4.30. Respuesta amplificación y filtrado doble etapa supresora e inyección de ruido.

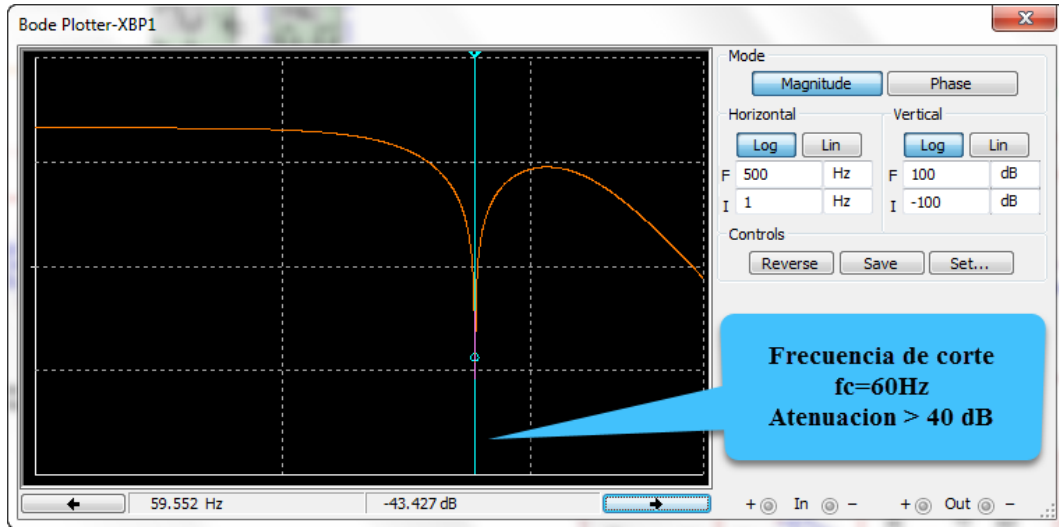


Figura. 4.31. Diagrama de Bode sistema de amplificación y filtrado doble etapa supresora.

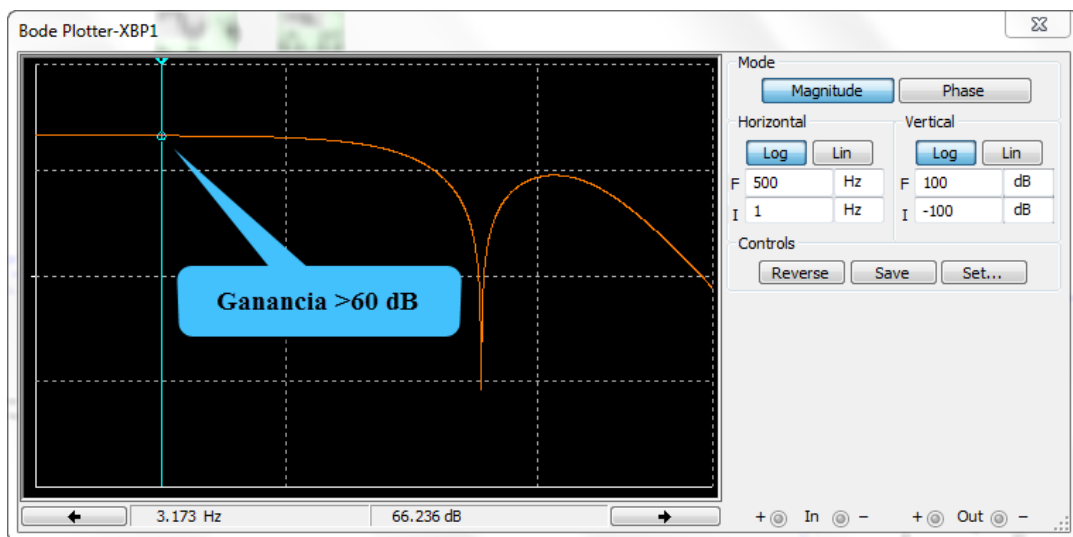


Figura. 4.32. Diagrama de Bode sistema de amplificación y filtrado doble etapa supresora.

4.1.5. Acondicionamiento TTL

La señal resultante a la salida de la etapa de filtrado tiene referencia 0V, es decir que existirán valores de voltajes positivos y negativos, esto se puede considerar un problema para su tratamiento, por esta razón es necesario desplazar la referencia hasta 2.5 V, tomando en cuenta que el nivel de voltaje de funcionamiento de la tarjeta Arduino Mega es TTL, es decir operará desde 0 a 5 Vcc.

Para desplazar la referencia de voltaje, se utiliza el mismo amplificador operacional TL084 a manera de sumador; para esto, en la entrada no inversora se fijará el nivel de

referencia a través de un divisor de voltaje formado entre los extremos de RV1 y el terminal de ajuste. Por otra parte, a través RV2 se brindará ganancia a la señal aplicada como se muestra en la figura 4.33.

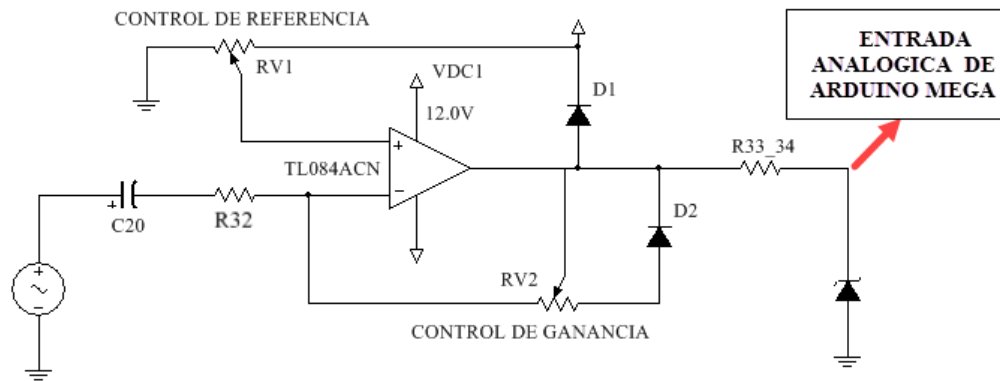


Figura. 4.33. Circuito acondicionador propuesto

Se asume un valor de RV1 para una mínima corriente:

$$RV1 = 500K\Omega$$

$$V_{Ref} = VDC2 * [\text{Posición del cursor } (\Omega) / 500K\Omega]$$

La posición del terminal ajustable será con respecto a la referencia.

Para: $RV1 = 250 K\Omega$ y $VDC2 = +5 VDC$ tendremos:

$$V_{Ref} = 5VCC * [250 K\Omega / 500 K\Omega]$$

$$V_{Ref} = 2.5 VDC$$

La ganancia de la etapa del amplificador de instrumentación precedente se aproxima a 1000 veces la señal de entrada. En esta última etapa de acondicionamiento de la señal de ECG se añade un ajuste por medio de RV2 quien proporcionará la ganancia final dada por el siguiente cálculo:

$$\text{Ganancia} = \text{Posición de RV2} / R32$$

Para esta última etapa será suficiente una ganancia máxima de 20 veces, lo que permite calcular el valor de R32, así:

$$R32 = \text{Posición máxima RV2} / \text{Ganancia}$$

Para $R_{V2} = 500 \text{ K}\Omega$

$$R_{32} = 500 \text{ K}\Omega / 20$$

$$R_{32} = 25 \text{ K}\Omega \text{ (Valor comercial } = 22 \text{ K}\Omega)$$

Como parte final del circuito de acondicionamiento de la señal de ECG, se realiza la limitación de voltaje a +5VCC de tal forma que señales amplificadas superiores a este nivel de tensión no provoquen danos en la tarjeta base del Arduino Mega 2560 de tipo TTL. La utilización de un diodo zener de 5.1 voltios como regulador permite limitar el máximo voltaje. La corriente que se desea establecer para la inyección de la señal a la entrada analógica “0” del Mega se asume igual a 500 uA, el valor de R será:

$$R_{32_33} = (12 \text{ V} - V_{\text{zener}}) / 500 \text{ uA}$$

$$R_{32_33} = (12 \text{ V} - 5.1 \text{ V}) / 500 \text{ uA}$$

$$R_{32_33} = 13.8 \text{ K}\Omega \text{ (Valor comercial: } 10 \text{ K}\Omega + 3.3 \text{ K}\Omega).$$

En la figura 4.34 una vez realizados los cálculos de los componentes se muestra el circuito final.

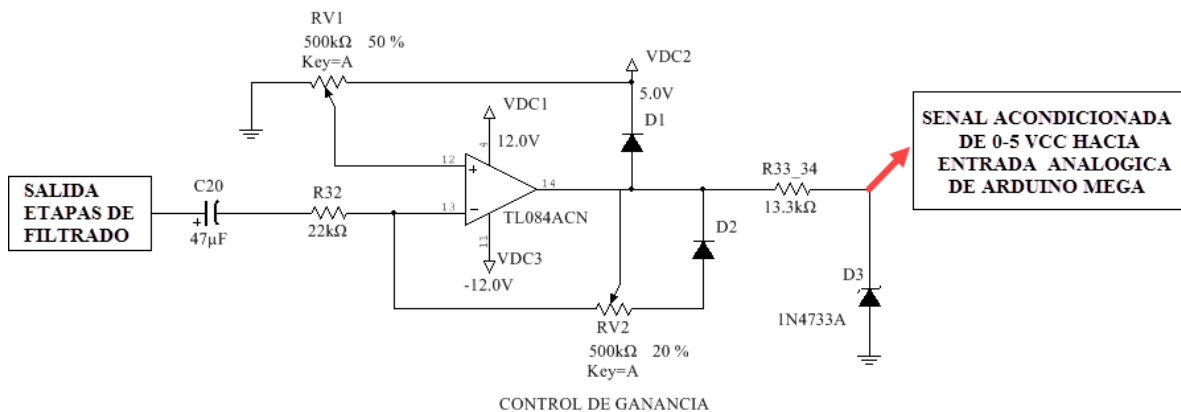


Figura. 4.34. Diseño acondicionador de señal.

A continuación se muestra el resultado final del acondicionamiento de la señal a la salida de las etapas de filtraje lista para la entrada en el Arduino Uno. En la figura 4.35 y en la figura 4.36 se observa la señal de entrada al acondicionador (en rojo) vs. la señal de entrada al Arduino Mega (en verde) ambas con un patrón igual en su comportamiento, amplitud, y periodos, en tal sentido se evidencia el acierto en los cálculos realizados logrando el objetivo

de acondicionamiento de la señal emitida por el cuerpo humano, amplificada y filtrada para poder ser digitalizada por el convertidor análogo digital.

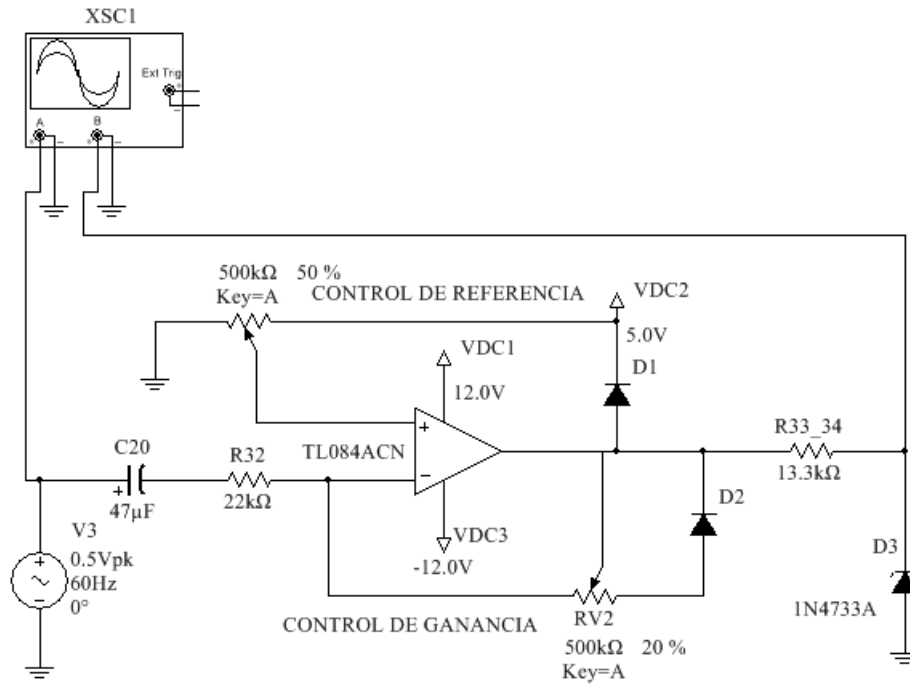


Figura. 4.35. Sistema de acondicionamiento final se señal.

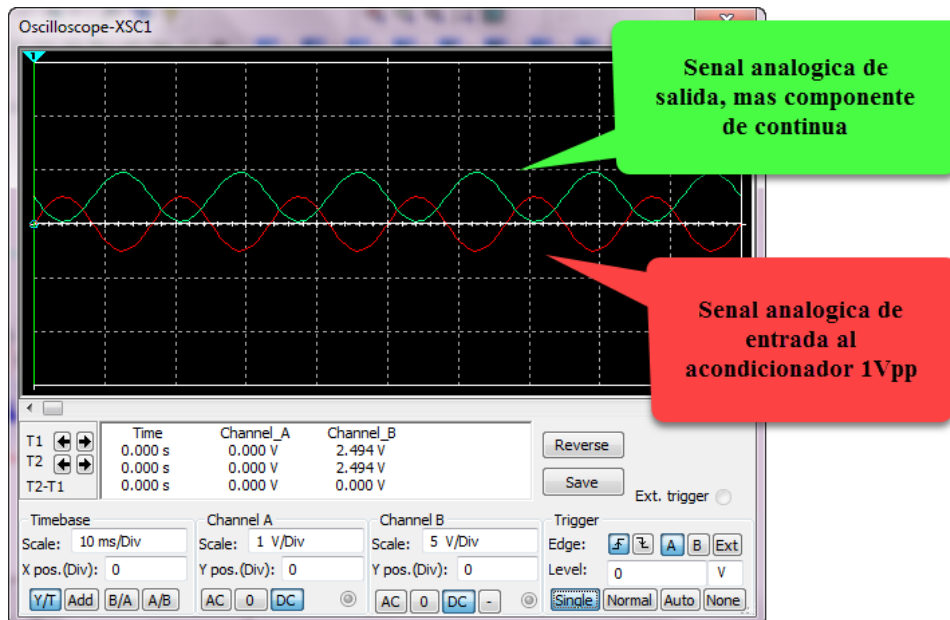


Figura. 4.36. Respuesta sistema final de acondicionamiento de señal.

4.1.6. Circuito de alimentación, mantención y carga de batería

La alimentación convencional de las tarjetas de adquisición y digitalización con sus respectivos accesorios están alimentados desde un adaptador convencional de 15 voltios de corriente continua. La energía suministrado desde el adaptador de Vcc alimenta el circuito de mantención de carga de una batería de 800mA/ h.

Para mantener la carga en la batería se delineó un circuito que trabaja como fuente de corriente. Para esto se utilizó un regulador de tensión del tipo LM317 como regulador de corriente.

El circuito integrado de tres terminales LM317, está diseñado para ajustar su resistencia interna entre los terminales IN y OUT y mantener una tensión constante de 1.25 voltios entre los terminales OUT y ADJ.

Para realizar la carga lenta de la batería de 800 mA/h, el cálculo se reduce a la siguiente expresión:

$$\text{Corriente de carga} = (\text{Capacidad de la batería}) / (\text{Tiempo de carga})$$

$$\text{Corriente de carga} = (800 \text{ mA/h}) / (8 \text{ horas})$$

$$\text{Corriente de carga} = 100 \text{ mA}$$

Ya con el valor de la corriente de carga definida, se puede calcular el valor de la resistencia R2 por simple ley de Ohm:

$$R2 = \frac{(\text{Voltaje OUT} - \text{ADJ})}{(\text{Corriente de carga})}$$

$$R2 = 1.25\text{V} / 100\text{mA}$$

$$R2 = 12.5 \Omega$$

El valor comercial para R2 será de 10 Ω lo que incrementará levemente la corriente de carga a 125mA.

La red formada por el transistor Q1, R1 y el diodo LED (D1) proporciona indicación visual y permanecerá encendido mientras circule intensidad de carga.

El circuito de carga y alimentación implementado se representa en la figura 4.37.

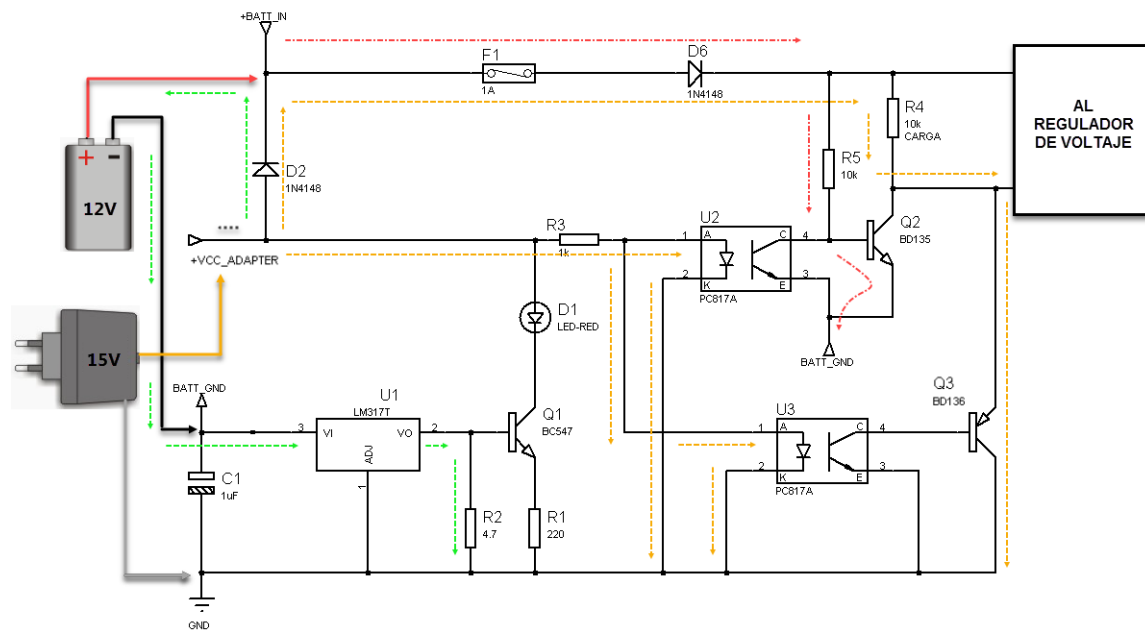


Figura. 4.37. Circuito de alimentación y carga de batería.

La hoja de datos del regulador LM317 recomienda el capacitor C1, especialmente si el regulador no se encuentra muy cerca de los condensadores del filtro de la fuente de alimentación. Un capacitor cerámico o electrolítico de 0,1- μF o 1- μF proporciona suficiente derivación para la mayoría de las aplicaciones.

Para la red entre U3 y Q3, al estar aplicado solo el voltaje de 15V por parte del adaptador y sin presencia de una batería, se establece la polarización directa y saturación del transistor PNP BD136 haciendo que el voltaje de alimentación pase a la resistencia de carga R4.

En estas condiciones, el voltaje aproximado en la carga será igual a la diferencia entre el voltaje del adaptador y la caída de tensión en los diodos D2 y D6, asumiendo que en condiciones de saturación el voltaje colector emisor de Q3 es igual a cero. El transistor Q2 no se llega a polarizar.

Por otra parte, al contar exclusivamente el suministro de voltaje continuo de la batería de 12V, no se polarizan los optoacopladores U2 y U3, se satura el transistor Q2 del tipo NPN (BD135) haciendo que la caída de tensión en la carga (R4) sea igual a la diferencia del voltaje de batería y la caída en el diodo D6. De lo dicho antes, se deduce que el circuito podrá ser alimentado desde cualquiera de los dos suministros de voltaje.

Cuando es aplicado el voltaje por parte del adaptador de 15V y está de igual forma conectada la batería de 12V, la tensión en la carga está garantizada ante la falla o desconexión de una de las dos fuentes; pero adicional a esto, entra en funcionamiento el circuito de mantención y carga de la batería generándose circulación de corriente de carga en el LM314 y limitada por R2.

Para conseguir la corriente de carga calculada, es necesario contar con cierto nivel de tensión suministrado por el adaptador. El voltaje fue calculado de la siguiente forma:

Resolviendo la malla,

$$V_{\text{adaptador}} - V_{D2} - V_{\text{batt}} - V_{iO} - V_{R2} = 0$$

Por lo resumido en el datasheet, el voltaje en la entrada del LM317 será como mínimo 1.5V superior al voltaje de salida, por tanto tendremos:

$$V_{\text{adaptador}} = 0.6V + 12V + 1.5V + 1.25V$$

$$V_{\text{adaptador}} = 0.6V + 12V + 1.5V + 1.25V = 15.35V$$

4.1.7. Fuente de alimentación diferencial

La fuente de alimentación está basada en un convertidor DC-DC aislado, con la utilización del circuito integrado PDQ2-D5-D12-S. El chip referido, proporciona una salida diferencial de +/- 12 VCC a partir de una entrada de alimentación de 4.5 hasta 9 VCC.

El voltaje diferencial regulado a la salida del convertidor proporciona la alimentación necesaria a los amplificadores operacionales de entrada FET: TL084 (para amplificador de instrumentación y filtros) y OPA4131 (para circuito de guarda).

El voltaje de alimentación para el convertidor es adoptado de la salida regulada de un LM7805. Dicho circuito integrado, a más de alimentar el convertidor DC – DC, proporciona voltaje para la referencia en el circuito de acondicionamiento TTL antes descrito.

Se adoptan las recomendaciones de fábrica para el montaje del chip quedando un circuito como el mostrado en la figura 4.38, obteniendo en la salida +/- 12 VCC con respecto a la referencia (pin 7).

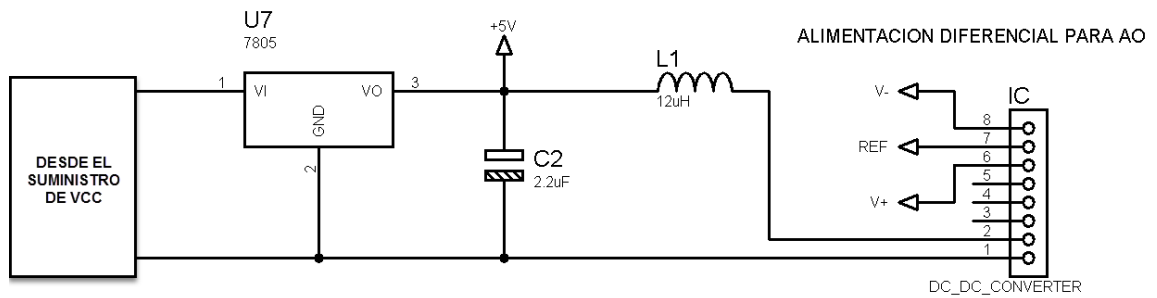


Figura. 4.38. Polarización de convertidor DC-DC.

4.1.8. Encendido/ apagado de circuitos

Como complemento de la tarjeta electrónica desarrollada, se creó un circuito que permite el encendido y apagado de toda la electrónica implementada por medio de un solo pulsador, basado en el funcionamiento de chip comercial NE555. Figura 4.39.

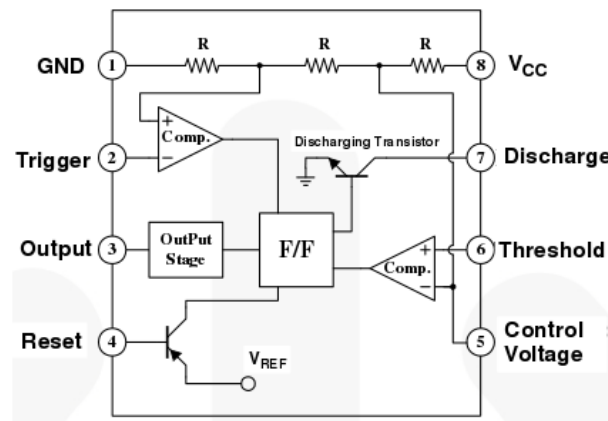


Figura. 4.39. Circuito interno NE555

El funcionamiento del circuito viene establecido de acuerdo al análisis de los componentes internos del 555 en especial los comparadores de voltaje.

Existe un arreglo de tres resistencias que actúan como divisores de voltaje, y proporcionan los niveles de referencia para los comparadores basados en la tensión de alimentación que estará muy aproximada a 12V. Es decir que el pin 5 (*Threshold*), tendrá un nivel de voltaje de $2/3$ de VCC; el pin 2 (*Trigger*) contará con un nivel de voltaje de $1/3$ de VCC.

El voltaje predefinido en los terminales 2 y 6 es de la mitad del voltaje de alimentación ya que las resistencias R38 y R39 son del mismo valor como muestra la figura 4.40.

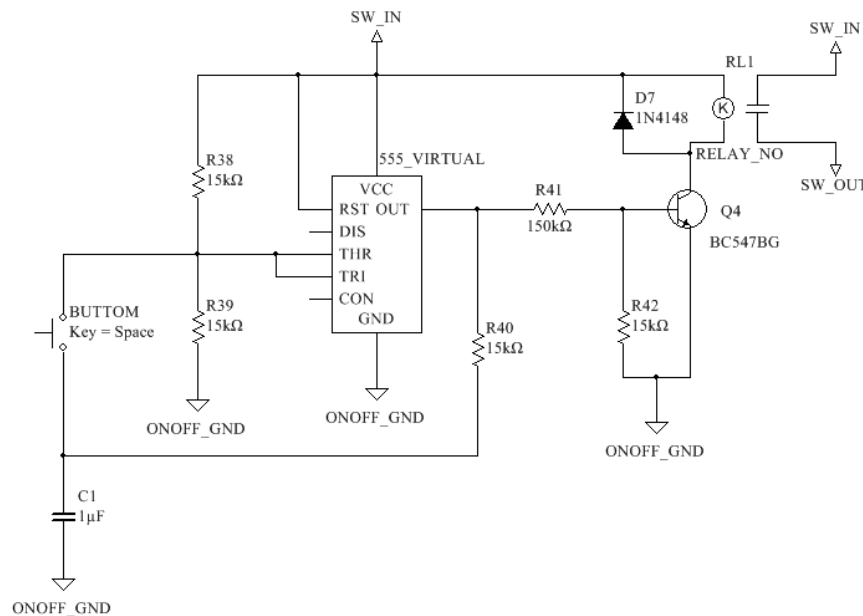


Figura. 4.40. Circuito encendido apagado con pulsador.

En el instante que se presiona el pulsador (*BUTTOM*) los pines 2 y 6 pasan a 0V por el capacitor C22 y hace que el pin 3 (*Output*) pasa a nivel alto permitiendo la saturación del transistor Q4 que energiza el relé RL1. Paralelamente el capacitor C22 se carga a través de la R40 hasta el voltaje de alimentación.

Mientras no se pulse nuevamente el *BUTTOM*, el voltaje en los pines 2 y 6 se mantendrá en la mitad del voltaje de suministro lo que permite mantener el estado de la salida del 555 en nivel alto. El momento que se presiona nuevamente el pulsador, se eleva el voltaje en los pines 2 y 6 al voltaje de alimentación que supera los niveles de referencia para los comparadores y ocasiona que la salida del 555 tome un nivel bajo que corta el transistor Q4 y apaga el RL1. En este estado el capacitor C22 se descarga totalmente, dejando al circuito otra vez listo.

4.1.9. Integración de circuitos

A lo largo del presente trabajo se ha descrito uno a uno los circuitos que conforman la tarjeta de adquisición y tratamiento de la señal analógica; ahora en la figura 4.41 se muestra la integración de los circuitos para la posterior elaboración de la tarjeta de circuito impreso.

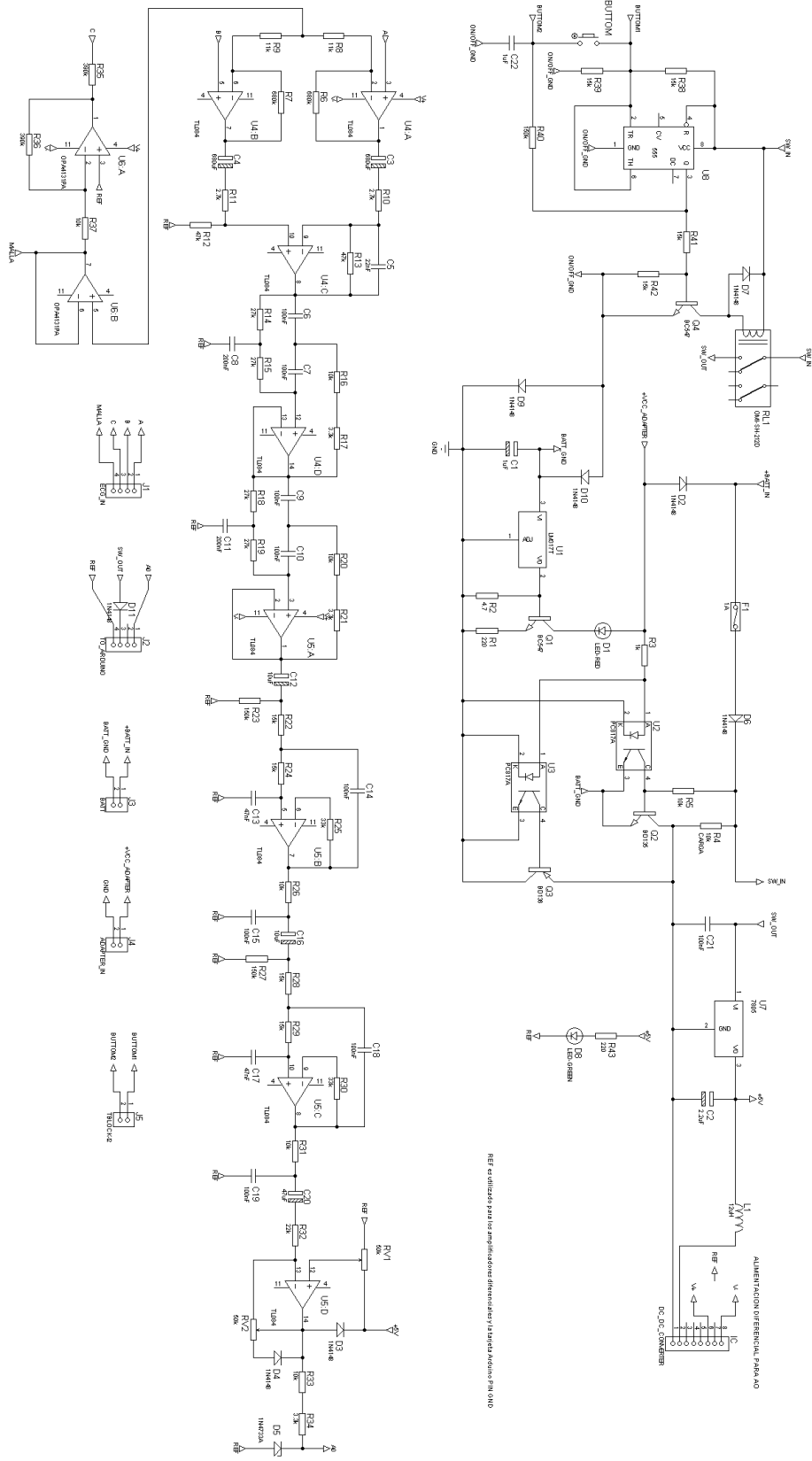


Figura. 4.41. Integración de circuitos

4.1.10. Circuito impreso

Una vez culminado el esquema, simulación e integración de los circuitos electrónicos se deriva la elaboración de la tarjeta de circuito impreso a través del Software Ares de Proteus.

Se realiza la modificación de pistas y packages basados a los encapsulados reales de los componentes electrónicos utilizados.

El diseño arrojado por la aplicación es la presentada en la figura 4.42. En la figura 4.43 se muestra la tarjeta con componentes simulado en tres dimensiones.

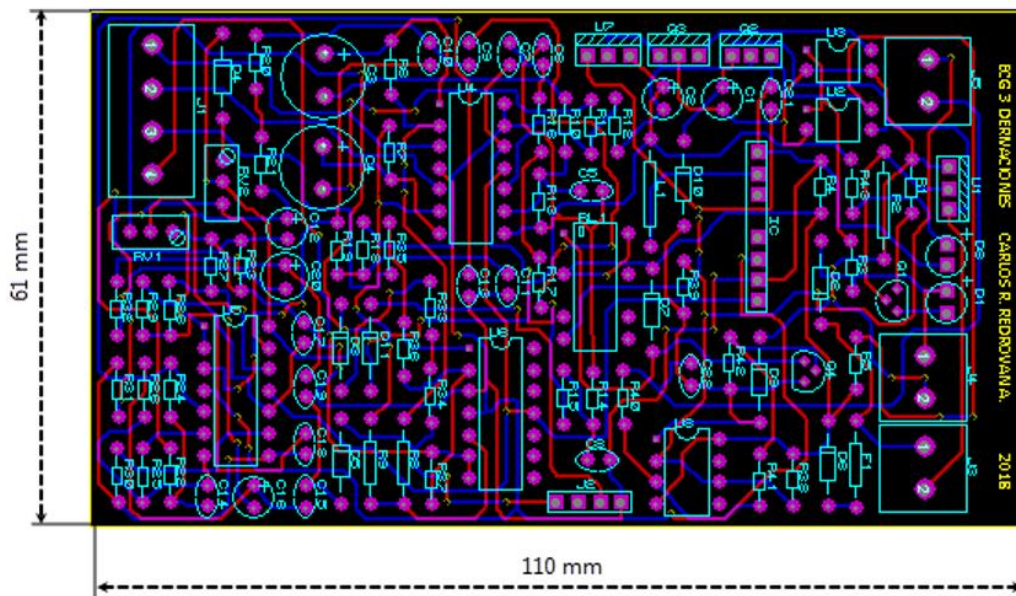


Figura 4.42. Circuito impreso

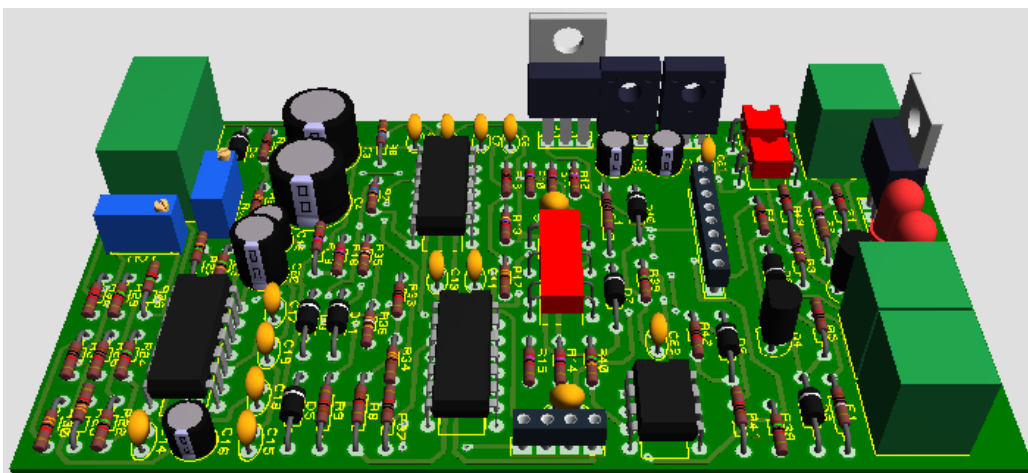


Figura 4.43. Presentación de componentes

En las figuras 4.44 y 4.45 se muestran el circuito impreso real con y sin componentes respectivamente.

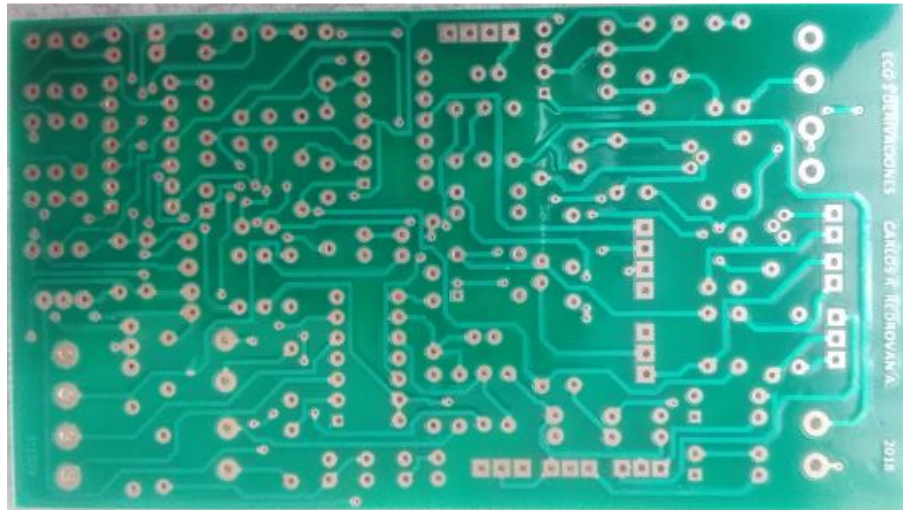


Figura 4.44. Circuito impreso real.



Figura 4.45. Presentación de componentes real.

4.2. Conversión analógica digital

El conversor analógico-digital o ADC es un sistema electrónico que convierte valores de voltaje analógicos a valores digitales, lo cual permite enviar y tratar los datos de forma cómoda mediante software. El chip ATmega328 que incorpora la placa Arduino mega incluye un ADC interno. El conversor está limitado por una serie de parámetros físicos. Los

más importantes a destacar de cara a este proyecto son la resolución y la frecuencia. El procesamiento de señales en el dominio digital, ofrece grandes ventajas frente al procesamiento analógico: mayor inmunidad frente al ruido y a la distorsión, mayor flexibilidad y modularidad.

4.2.1. Características del conversor ADC del Arduino Mega 2560

Los microcontroladores de Arduino poseen en su placa un conversor análogo - digital de 6 canales. En el caso del Arduino Uno el conversor tiene una resolución de 10 bits, entregando valores enteros entre 0 y 1023. Los valores de la señal digital obtenida varían entre 0 L y 1 L, que en el caso de la tecnología TTL del Arduino estarían comprendidos entre 0V y 5V.

El valor de 0V análogo es expresado en digital como B0000000000 (0) y el valor de 5V análogo como B1111111111 (1023) en digital, de forma tal que todo valor analógico intermedio será representado como un valor entre 0 y 1023 que equivale a sumar 1 en binario cada 4,88mV. Este valor constituye el tamaño de escalón para este ADC que se determina, considerando que la salida a escala completa F.S (Full Scale) = 5V, que maneja una entrada de 10 bits y por consiguiente el número total de posibles intervalos se determina como:

$$2^N - 1 = 2^{10} - 1 = 1023$$

El tamaño de escalón se calcula como:

$$\frac{5V}{1023} = 4,88mV.$$

La resolución de este convertidor es equivalente al tamaño de escalón que es de 4,88 mV y que expresado en porcentaje sería:

$$\frac{4,88mV}{5V} * 100\% \approx 0.1\%.$$

Por ejemplo si se quisiera saber el equivalente binario para una entrada digital de 3,5 V lo podríamos calcular como:

$$\frac{3.5V}{4,88mV} = 717.21 = 717 \text{ escalones cuyo equivalente en binario es } 1011001101, \text{ lo}$$

cual significa que se requieren 717 intervalos para completar esta conversión.

Mediante la función *analogRead* () en Arduino se puede leer de forma apropiada la entrada analógica. Esta función lleva por defecto 100 µs lo que permite una tasa de muestreo

teórica de 9600 Hz. El reloj interno del ADC es de 16 Mhz que se divide por un factor de escala previa. Dicha pre escala se establece de manera predeterminada en 128, por lo que:

$$\frac{16MHz}{128} = 125 KHz$$

Como cada conversión necesita 13 ciclos de reloj del ADC se tiene:

$$\frac{125KHz}{13} = 9,6KHz$$

Entonces si la frecuencia de muestreo del ADC es de 9,6 KHz, para el ejemplo mencionado anteriormente tendríamos que 717 pulsos de reloj se producirían a una velocidad de 1 cada 104 μ s microsegundos, lo que nos daría un tiempo de conversión para 3,5 V de 74,5 ms. Para encontrar el tiempo de conversión máximo del ADC multiplicamos los 1023 escalones necesarios para el voltaje a escala máxima, que para este caso es 5V, por el tiempo de ciclo de reloj de 104 μ s y nos da 106,4 ms \approx 0,1 μ s.

4.2.2. Lectura de valores analógicos en el Arduino

El proceso de lectura en el Arduino se configura con la instrucción *analogRead()*, que permite devolver el valor leído del pin de entrada analógico (A0, A1, ..., A15) que se la ha indicado. Este valor se obtiene mapeando proporcionalmente la entrada analógica obtenida (que puede tener cualquier valor entre 0V y un voltaje de referencia que por defecto es 5V) a un valor entero entre 0 y 1023 con una resolución de 4,88mV como se explicó anteriormente.

La configuración requerida se muestra a continuación:

```
NombreVariable = analogRead(pin);
```

Donde

pin: es el pin analógico donde conectamos la señal A0, A1, A2... A15

La variable donde se va a guardar el valor de la lectura debe ser una variable de tipo entero (int). La frecuencia de muestreo es de 9,6 KHZ por lo que al conversor ADC le toma alrededor de 104 μ s leer una entrada analógica como se demostró anteriormente.

Es importante ajustar lo mejor posible la sensibilidad al rango de entrada para sacar el mejor provecho a la resolución del ADC. El rango de voltaje de las señales cardíacas varía entre las decenas o centenas de mili voltios, por lo que aún usando el menor rango posible en el ADC del Arduino no es posible detectar estas señales sin requerir de varias etapas de amplificación.

De manera opcional se puede usar también la función *analogReference()* que permite configurar el voltaje de referencia usado para la entrada analógica. Las opciones son DEFAULT que ajusta el voltaje de referencia a 5V, INTERNAL que lo hace a 1,1 V y EXTERNAL que usa el voltaje aplicado al pin AREF como referencia.

Esta configuración se realiza de la siguiente manera:

```
analogReference (tipo);
```

Donde

```
tipo: es DEFAULT (5V), INTERNAL (1,1V), EXTERNAL
```

Modificar el voltaje de referencia implica que la resolución de lectura será mayor, pero también que solo podemos leer señales analógicas dentro del rango de voltaje definido por 0 y el de referencia. Por ejemplo para un voltaje de referencia de 1,1 V la resolución de lectura será de 0,001074 que se calcula como $1,1 \text{ V} / 1024$. Para nuestro proyecto mantendremos la referencia configurada con la instrucción *analogRead()*.

4.2.3. Resultados de la digitalización de la señal ECG

Una vez realizado el proceso de digitalización con el ADC del Arduino se pudo observar su forma de onda a través del puerto serial de la tarjeta, con la aplicación serial plotter, con lo que se comprobó que cumple adecuadamente con los parámetros necesarios para ser procesada en las siguientes etapas de manera digital, como podemos observar en la figura 4.46.

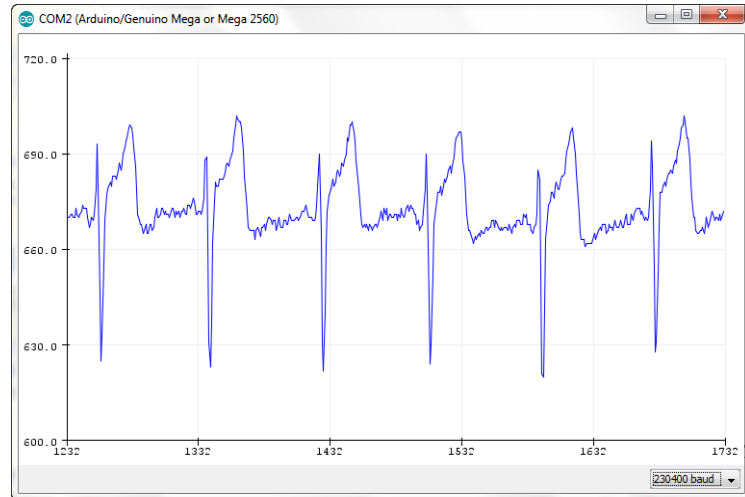


Figura. 4.46. Serial Plotter de Arduino.

Los resultados de la señal obtenida son ratificados a través de un osciloscopio como se muestra en la figura 4.47, con lo cual se puede validar que se cumplieron con los objetivos de digitalización propuestos.

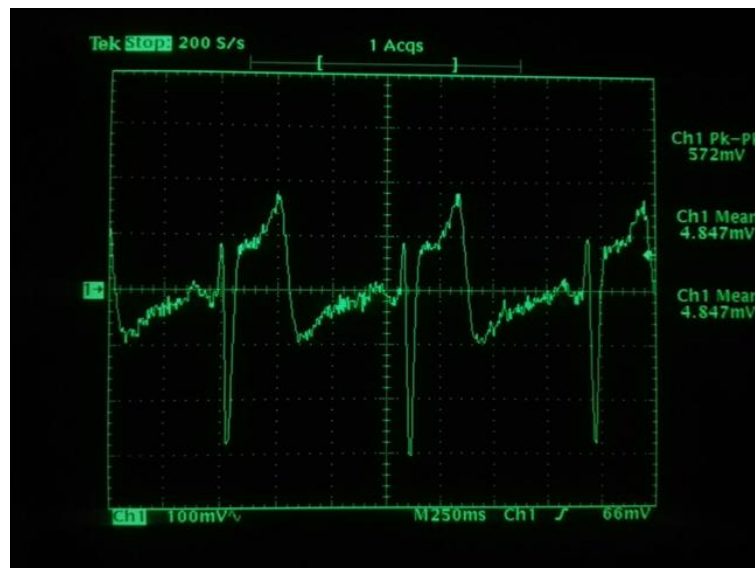


Figura. 4.47. Señal digital tomada desde un osciloscopio

4.2.4. Visualización de registros

Para la visualización de registros de la señal de ECG se utilizó una pantalla TFT de 3.2 (TFT_320QVT_9341) pulgadas junto al TFT LCD Mega Shield V2.2. Ambas acopladas a la tarjeta base del Arduino Mega 2560. En la figura 4.48 se muestra el arreglo descrito.



Figura 4.48. Arreglo TFT, shield y Arduino Mega 2560.

Las líneas de código que permiten la visualización de registros son las siguientes:

```

/*-----
Programa:          ELECTROCARDIOGRAFO DE TRES DERIVACIONES

Descripcion:      Electrocardiografo de tres derivaciones con
pantalla TFT de 3.2" y shield, comunicacion bluethoot a equipo movil.

Hardware:         Arduino Mega2560 board

Software:         Desarrollado con Arduino 1.8.4 software
Librerias:
                  UTFT
                  UTouch

Author:           Carlos R. Redrovan A.
-----*/

#include <UTFT.h>
#include <UTouch.h>
// Declare which fonts we will be using
extern uint8_t SmallFont[];
extern uint8_t BigFont[];

// Inicializar Touch y TFT

UTFT myGLCD(33,38,39,40,41); // TFT ILI9341_16b

```

```
UTouch      myTouch(6,5,4,3,2);

// Declaracion de variables

char buf[12];
int x,y;
int Input = 0;
byte Sample[320];
byte OldSample[320];
int StartSample = 0;
int EndSample = 0;
int Max = 100;
int Min = 100;
int mode = 7;
int dTime = 8000;
int tmode = 0;
int Trigger = 0;
int SampleSize = 0;
int SampleTime = 0;
int dgvh;
int hpos = 80; //set 0v en grilla horizontal
int vsens = 4; // sensibilidad vertical

// Define varios ADC prescaler

const unsigned char PS_16 = (1 << ADPS2);
const unsigned char PS_32 = (1 << ADPS2) | (1 << ADPS0);
const unsigned char PS_64 = (1 << ADPS2) | (1 << ADPS1);
const unsigned char PS_128 = (1 << ADPS2) | (1 << ADPS1) | (1 <<
ADPS0);
//-----Subrutinas-----
//Botones

void buttons(){
  myGLCD.setColor(0, 0, 255);
  myGLCD.fillRect (250, 1, 310, 50);
  myGLCD.fillRect (250, 55, 310, 105);
  myGLCD.fillRect (250, 110, 310, 160);
  myGLCD.fillRect (250, 165, 310, 215);
}
//Posicion del Touch

void touch(){
  while (myTouch.dataAvailable())
  {
    myTouch.read();
    x=myTouch.getX();
```

```

        y=myTouch.getY();
        delay(500);
        if ((y>=1) && (y<=50)) // Delay row
        {
            if ((x>=250) && (x<=300)) // Boton Retardo
                waitForIt(250, 1, 310, 50);
                mode= mode + 1 ;
            {
myGLCD.setColor(255, 0, 0);
myGLCD.drawRoundRect (250, 1, 310, 50);
// Select delay times
if (mode == 0) dTime = 1000;
if (mode == 1) dTime = 2000;
if (mode == 2) dTime = 3000;
if (mode == 3) dTime = 4000;
if (mode == 4) dTime = 5000;
if (mode == 5) dTime = 6000;
if (mode == 6) dTime = 7000;
if (mode == 7) dTime = 8000;
if (mode == 8) dTime = 9000;
if (mode == 9) dTime = 10000;
if (mode == 10) dTime = 20000;
if (mode > 10) mode = 0;
        }}
        if ((y>=130) && (y<=180)) // H position row
        {
            if ((x>=250) && (x<=300)) // H position Button
                waitForIt(250, 110, 310, 160);
                hpos= hpos +10;
            {
                myGLCD.setColor(255, 0, 0);
                myGLCD.drawRoundRect (250, 110, 310, 160);
                myGLCD.clrScr();
                buttons();
                if (hpos > 150)hpos = 50;
            }
        }
    }
}
//-----esperar accionamiento de touch

void waitForIt(int x1, int y1, int x2, int y2)
{
    while (myTouch.dataAvailable())
        myTouch.read();
}
//-----Dibujo de grillas

void DrawGrid(){

```

```

myGLCD.setColor( 0, 200, 0);
for( dgvh = 0; dgvh < 5; dgvh ++){
myGLCD.drawLine( dgvh * 50, 0, dgvh * 50, 240);
myGLCD.drawLine( 0, dgvh * 50, 245 ,dgvh * 50);
}
myGLCD.drawLine( 245, 0, 245, 240);
myGLCD.drawLine( 0, 239, 245, 239);
myGLCD.setColor(255, 255, 255);
myGLCD.drawRoundRect (250, 1, 310, 50);
//myGLCD.drawRoundRect (250, 55, 310, 105);
myGLCD.drawRoundRect (250, 110, 310, 160);
// myGLCD.drawRoundRect (250, 165, 310, 215);
}

//-----Fin de subrutinas -----

void setup() {
  Serial.begin(19200);
  myGLCD.InitLCD();
  myGLCD.clrScr();
  myTouch.InitTouch();
  myTouch.setPrecision(PREC_MEDIUM);
  buttons();
  pinMode(0, INPUT);
  // set up the ADC
  ADCSRA &= ~PS_128; // Remover bits

  // you can choose a prescaler from below.
  // PS_16, PS_32, PS_64 or PS_128
  ADCSRA |= PS_64; // set our own prescaler
}
void loop() {
  Serial.println(analogRead(0));
  while(1) {
    DrawGrid();
    touch();

    // Almacenamiento de datos en arreglo

    StartSample = micros();
    for( int xpos = 0;
xpos < 240; xpos ++) { Sample[ xpos] = analogRead(A0)*5/102;
delayMicroseconds(dTime);
}
    EndSample = micros();

    // Display the collected analog data from array

```

```
for( int xpos = 0; xpos < 239;
xpos ++)
{
// Erase previous display

myGLCD.setColor( 0, 0, 0);
myGLCD.drawLine (xpos + 1, 255-OldSample[ xpos + 1]* vsens-hpos,
xpos + 2, 255-OldSample[ xpos + 2]* vsens-hpos);
if (xpos == 0) myGLCD.drawLine (xpos + 1, 1, xpos + 1, 239);
// Draw the new data
myGLCD.setColor (255, 255, 255);
myGLCD.drawLine (xpos, 255-Sample[ xpos]* vsens-hpos, xpos + 1,
255-Sample[ xpos + 1]* vsens-hpos);
}
// Determine sample voltage peak to peak
Max = Sample[ 100];
Min = Sample[ 100];
for( int xpos = 0;
xpos < 240; xpos ++)
{
OldSample[ xpos] = Sample[ xpos];
if (Sample[ xpos] > Max) Max = Sample[ xpos];
if (Sample[ xpos] < Min) Min = Sample[ xpos];
}
// Tiempo de muestreo, retardo

myGLCD.setBackColor( 0, 0, 255);
myGLCD.setFont( SmallFont);
myGLCD.setBackColor( 0, 0, 255);
char Frec[] = "Frec.";
myGLCD.print(Frec, 260, 5);
//myGLCD.print(" ", 270, 20);
myGLCD.print(itoa ( dTime, buf, 10), 270, 20);
//myGLCD.print("Trig.", 260, 60);
//myGLCD.print(" ", 270, 75);
//myGLCD.print(itoa( Trigger, buf, 10), 270, 75);
char H[] = "H Pos.";
myGLCD.print(H, 260, 120);
myGLCD.print( itoa( hpos, buf, 10), 270, 135);
//myGLCD.setBackColor( 0, 0, 0);
SampleTime =( EndSample-StartSample)/1000;
myGLCD.setBackColor( 0, 0, 0);
char Sec[] = "Sec.";
myGLCD.print(Sec, 205, 210);
//myGLCD.print(" ", 280, 30);
myGLCD.print(itoa( SampleTime, buf, 10), 205, 220);
```

```
// Range of 0 to 64 * 78 = 4992 mV
SampleSize =( Max-Min)*78;
myGLCD.setBackColor( 0, 0, 0);
char universidad[] = "Universidad Tecnologica Israel    2018";
myGLCD.print(universidad, 3, 35);
char mVolt[] = "mVolt";
myGLCD.print(mVolt, 5, 210);
myGLCD.print( itoa( SampleSize, buf, 10),5, 220);
myGLCD.print(itoa( analogRead(A0)*5.00/10.23, buf, 10),110 ,220);
myGLCD.setFont(BigFont);
myGLCD.setBackColor( 255, 145, 145);
myGLCD.setColor (0, 0, 0);
char ECG[] = "ECG 3 DER.";
myGLCD.print(ECG, 3, 12);
}}
```

En la figura 4.49 y 4.50 se muestra la pantalla TFT implementada y acoplada a la tarjeta de adquisición.



Figura. 4.49. Integración de módulos.

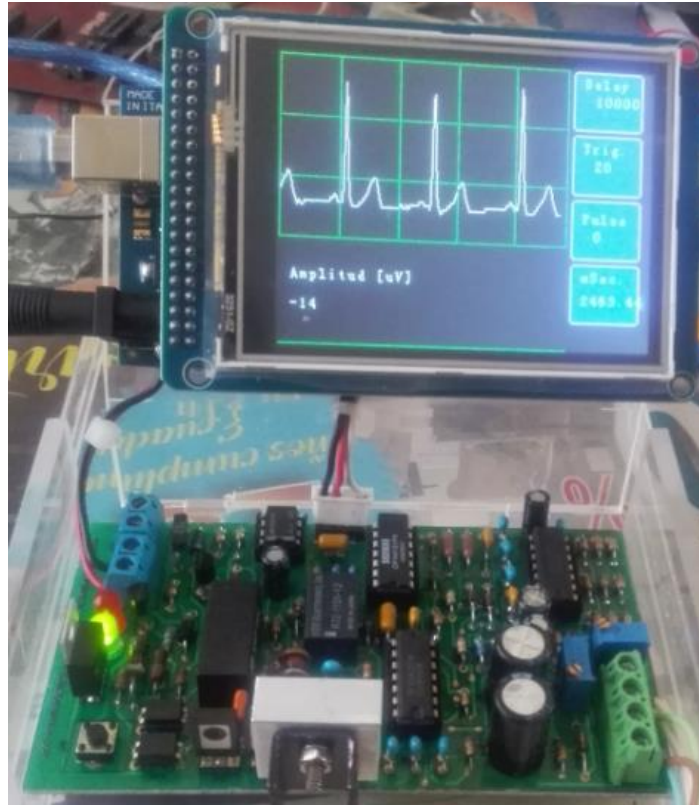


Figura. 4.50. Sistema en funcionamiento.

Para concluir con la implementación, se realiza el encapsulado del prototipo con todos sus componentes en un case de dimensiones de 13.0 x 7.0 cm en su parte frontal y 10.5 cm de profundidad como muestra la figura 4.51.

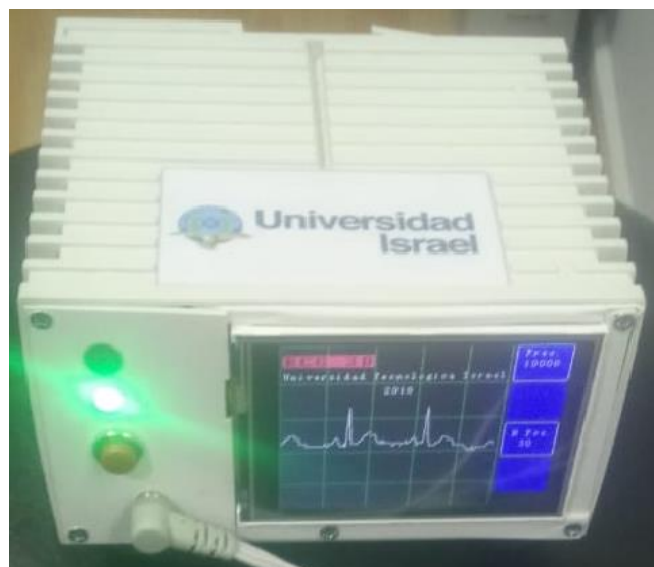


Figura. 4.51. Equipo encapsulado.

4.3. Pruebas y resultados

Implementado el circuito en todas sus etapas; corresponde como parte del desarrollo, la ejecución de pruebas que validen la funcionalidad del proyecto y permitan establecer resultados que valoren el desempeño del trabajo realizado.

En la figura 4.52 se presenta el electrocardiógrafo de tres derivaciones implementado realizando el procesamiento de los biopotenciales obtenidos por medio de electrodos de succión adheridos al paciente. La señal bioeléctrica se visualiza en la pantalla de monitoreo propia del equipo.

Las pruebas fueron realizadas en el consultorio médico de la Universidad Israel con el apoyo de personal médico y docentes.



Figura. 4.52. Pruebas del equipo en paciente.

Por apreciación del médico, la señal de ECG tomada en los dos pacientes cumple con la forma de onda establecida para una persona saludable.

4.3.1. Impresión de señales bioeléctricas

El proceso de impresión de registros de la señal de ECG adquiridos se realiza a través de la aplicación “ECG APP” desarrollada como proyecto de investigación científica de la universidad a la par del desarrollo de este trabajo de titulación. Figura. 4.53.



Figura. 4.53. Aplicación Android.

La App en cuestión almacena una imagen imprimible del electrocardiograma obtenido.

La comunicación entre el prototipo desarrollado (descrito en el presente trabajo) y el móvil se efectúa con la ayuda de un dispositivo bluetooth HC-05 acoplado al Mega 2560.

Un plugin o complemento de servicio de HP descargado, instalado y activado en el dispositivo móvil directamente del Google Play, permite la impresión sin necesidad de controladores adicionales. El complemento mencionado es compatible con una amplia variedad de impresoras Hp y consiste simplemente en presionar el botón del menú para

mostrar la opción de impresión. La ubicación del botón de impresión podrá variar dependiendo del dispositivo Android. Figura. 4.54 y 4.55, muestran el complemento y su funcionalidad respectivamente.

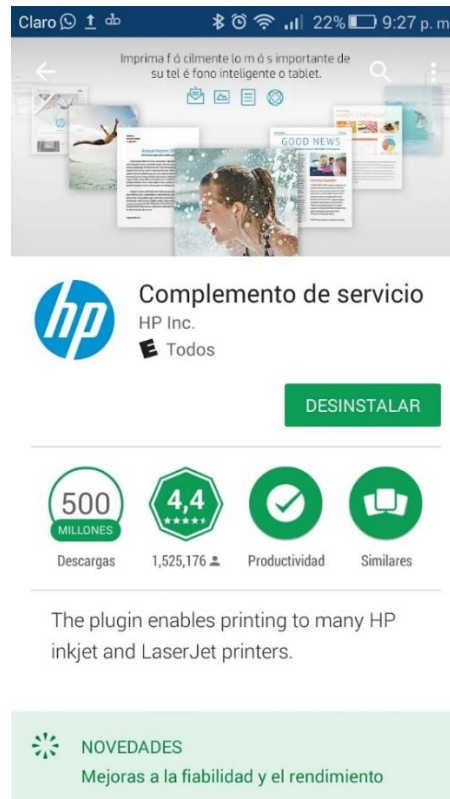


Figura. 4.54. Complemento impresoras Hp.

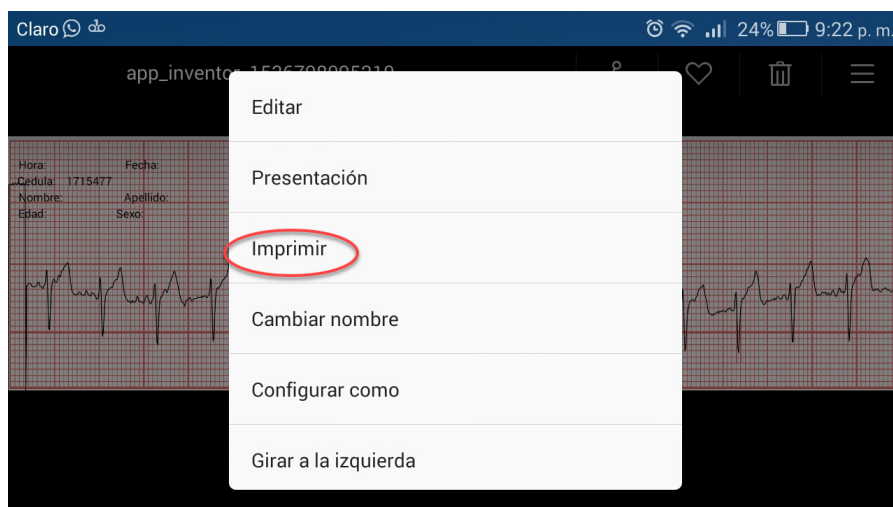


Figura. 4.55. Funcionalidad del complemento instalado.

Finalmente empleando una impresora deskjet Hp 2545 (WiFi) se imprimen las imágenes del ECG previamente practicado.

En la figura. 4.56 se muestra la impresora empleada para la impresión del ECG realizado sin descartar la utilización de otra impresora siempre que Android cuente con el complemento adecuado para la operación de la misma.



Figura. 4.56. Impresora utilizada.

Como resultado final, la señal impresa es la mostrada en la figura 4.57.



Figura. 4.57. Impresión del electrocardiograma.

CONCLUSIONES

Luego del análisis y discusión de los resultados, a continuación se presentan las conclusiones del presente estudio, las cuales permiten visualizar los hallazgos más importantes referidos a la variable Electrocardiógrafo de tres derivaciones con sistema de visualización e impresión de señales bioeléctricas y graficación de registros.

Las mismas se detallan con base en los objetivos específicos que se formularon para la investigación.

Este trabajo ha descrito las consideraciones de diseño, en el desarrollo de las etapas de adquisición, amplificación, filtrado y digitalización de una señal ECG, como parte de la implementación de un electrocardiógrafo de 3 derivaciones, de conformidad con los estándares establecidos por las normas ANSI-AAMI EC11-91, que aseguran un adecuado manejo de las señales bioeléctricas y protección del paciente en observación.

Se estableció que el CMRR es de suma importancia para la selección de los amplificadores operacionales a utilizar y debe ser de alto valor para conseguir eliminar interferencias. La impedancia de entrada de los amplificadores operacionales debe ser muy elevada, ya que este parámetro mejora la señal muestreada al no atenuar la amplitud de la misma y por defecto en la medición realizada.

Se aprovecharon las características abiertas de la tarjeta base Arduino Mega2560 que permite la utilización de accesorios multifunción. Para el cumplimiento de este objetivo una pantalla del tipo TFT_320QVT_9341 fue seleccionada y el Mega2560 fue programado con los controladores y librerías adecuadas para la visualización a detalle de la gráfica generada.

Se encontró que es muy importante establecer el rango de la frecuencia de trabajo para así determinar las frecuencias de corte y frecuencias que se desean excluir para el diseño de los filtros a implementar. Al desarrollar una doble etapa de filtrado de una señal se incrementa el orden del filtro, situación que reduce de manera considerable el ruido en la señal de ECG. Con relación a la etapa de digitalización, la señal analógica electrocardiográfica fue digitalizada manteniendo la forma de la misma sin pérdidas apreciables de información y cumpliendo con los parámetros estándares de los conversores ADC como resolución y tiempo de conversión.

Únicamente fue necesario la programación de líneas de código sobre el Arduino Mega2560 para abrir el puerto de comunicación y hacer que a través de la utilidad del Serial Plotter del IDE se transfiera y monitorice la señal digitalizada para su análisis. El uso de esta utilidad es simple como utilizar la función `Serial.print` dentro del código y abrir el Serial Plotter. De esta forma tendremos una visión clara de lo que sucede con una determinada entrada de la tarjeta Arduino.

Para realizar el análisis de resultados por parte de un profesional médico, se hace necesario la impresión de registros una forma práctica consiste en enlazar una aplicación móvil Android que almacena el registro o imagen del ECG a una impresora bluetooth o WiFi de uso convencional.

Los cálculos para determinar los valores de componentes y ganancia del sistema pudieron ser simulados utilizando el software Multisim14.1 y así el diseño realizado logró un alto nivel de desempeño y confiabilidad arrojado durante el proceso de implementación. Se confirmaron los resultados la señal obtenida a través de un osciloscopio, con lo cual se puede validar que se cumplieron con el objetivo propuesto.

RECOMENDACIONES

A continuación se trazan una serie de recomendaciones en beneficio del desarrollo y pruebas de proyectos como el detallado en este trabajo.

En tal sentido, se recomienda conseguir la estabilidad del paciente durante el tiempo que dure el proceso de adquisición de señales biométricas con la finalidad de obtener señales reales y limpias.

Además, es necesario retirar los objetos metálicos y evitar el contacto del paciente con superficies metálicas durante el examen para no causar interferencias.

Por otra parte, se recomienda encender el equipo una vez que los electrodos se encuentren ya adheridos sobre el paciente. Malos contactos o toques eventuales de los electrodos generan amplitudes elevadas de voltaje que podrían dañar la etapa de amplificación del equipo.

Desarrollado este proyecto, se debería considerar futuras mejoras que permitan realizar el análisis de la señal de ECG obtenida y planteen algoritmos con la posibilidad de establecer parámetros propios como el ritmo cardíaco, amplitud de los picos, etc.

Se recomienda ampliar la memoria del Mega 2560 de 256K de memoria flash con la finalidad de programar mayor cantidad de líneas de código e incrementar las funcionalidades del prototipo.

BIBLIOGRAFÍA

J. E. Crespo, «Aprendiendo Arduino,» Creative Commons, [En línea]. Available: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/tag/conversor-analogico-digital/>.

VV.AA. (2011), «Electrocardiógrafo de 3 derivaciones con comunicación inalámbrica,» *Ingenium*, vol. 5, n° 10, pp. 29-36.

VV.AA. (2015), «Sistema de monitoreo para pacientes de alto riesgo integrando módulos GPS, GSM/GPRS y Zigbee,» *Tecnura*, n° Edición Especial, pp. 97-111.

A. Mendiguren. (2014), «Un electrocardiógrafo inteligente de bajo coste,» Creative Commons Attribution- ShareAlike 4.0 International.

W. A. Sanchez. (2010), «Implementación de un electrocardiógrafo digital utilizando tecnología bluetooth,» *Bucaramanga*.

R. J. Tocci y G. L. Moss. (2007), «Sistemas digitales. Principios y aplicaciones, » Décima edición ed., Naucalpan de Juárez: Pearson Education de México.

C. Vidal y V. Gatica. (2010), «Diseño e implementación de un sistema electrocardiográfico digital,» *Facultad de Ingeniería Antioquia*, n° 55, pp. 99-107.

L. Álvarez E. y E. Duque. (2007), «Análisis de esquema de filtrado análogo para señales ECG,» *Scientia et Technica Año XIII*, n° 37, pp. 103 – 108.

VV.AA. (2008), «Reducción de ruido digital en señales ECG utilizando filtraje por convolución,» *Investigación y Ciencia*, n° 40, pp. 26 -32.

VV.AA. (2007), «Sistema para la visualización de señales cardíacas,» *Revista de Investigación*, n° 17, pp. 175 -187.

VV.AA. (2012), «Monitor de señales de electrocardiografía y frecuencia cardiaca mediante un teléfono móvil con el protocolo de comunicación Bluetooth,» *Archivos de Cardiología de México*, n° 82, pp. 197 – 203.

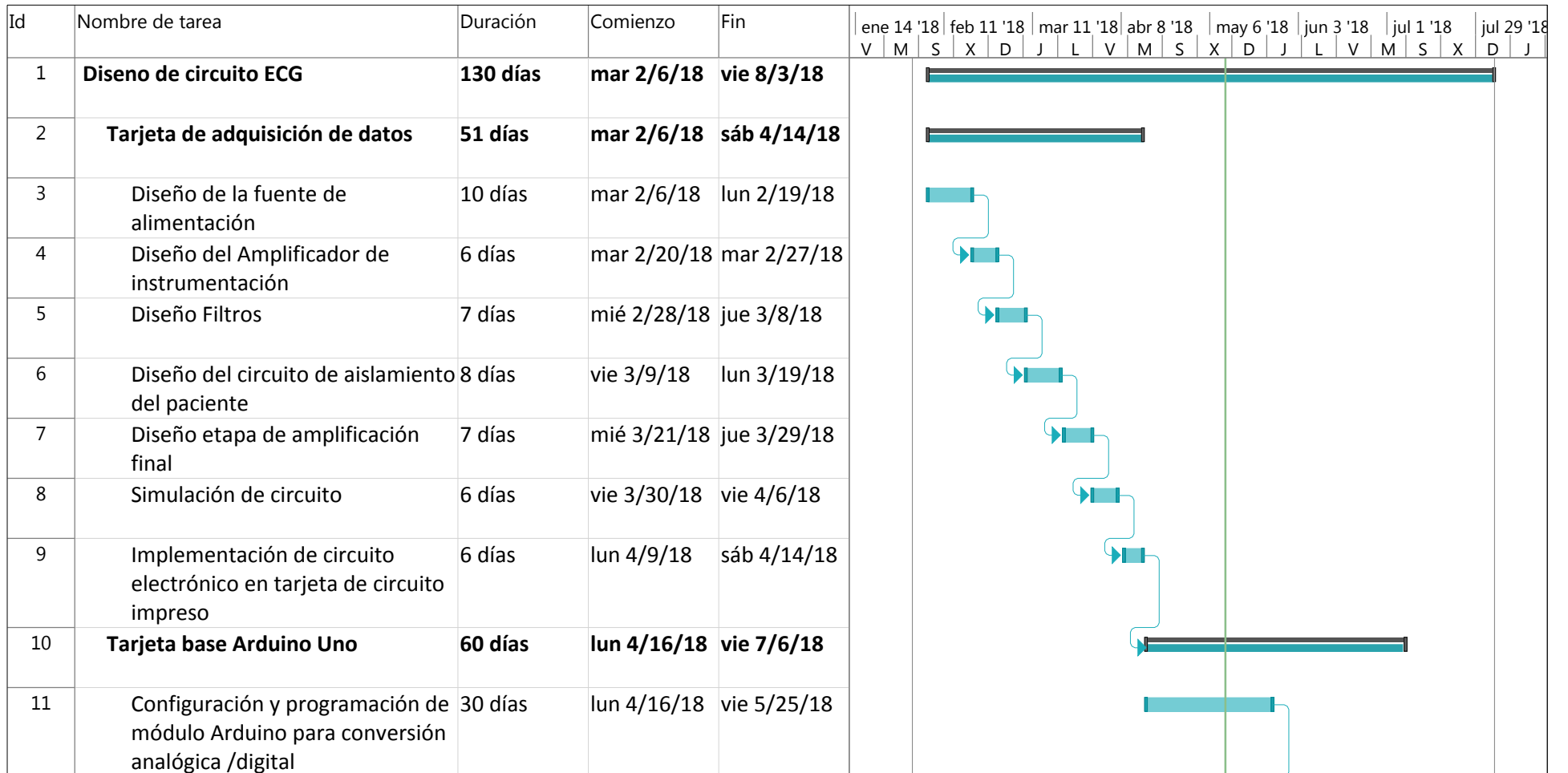
VV.AA. (2010), «Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales Electrocardiográficas,» *Sistemas, Cibernética e Informática*, vol. 7, n° 2, pp. 10 – 15.

- A. f. t. A. o. M. Instrumentation. (2001), «Diagnostic electrocardiographic devices,» American National Standard, n° EC 11.
- M. Masood Ahktar. (1990), «The Electrocardiogram. Examination of the Heart. Part 5,» American Heart Association.
- VV.AA. (2010), «Sistema para la adquisición de señales electrocardiográficas usando Matlab,» Scientia et Technica Año XVI, n° 44, pp. 304-309.
- L. Cardéño y J. D. Lagos. (2010), «Diseño de un sistema de bioinstrumentación para una ambulancia básica,» Escuela de ingeniería de Antioquia, Antioquia.
- VV.AA. (2005), Electrocardiografías y Arritmias, Bogotá: P.LA. Export Editores Ltda.
- J. Fitzgerald, A. Fitzgerald. (1989), «Fundamentos de Análisis de Sistemas,» México: CECSA. 558p.
- C.J. SAVANT. (2000). «Diseño Electrónico, Circuitos y Sistemas,» Pearson Educación.
- R. Cárdenas. (2009), «Diseño Electrónico Análogo,» Electrónica básica. Tesis Doctoral / Disertación.

ANEXOS

1. Cronograma de actividades
2. Manual de usuario
3. Diagrama electrónico
4. Lista de materiales
5. Arduino Mega 2560
6. Pantalla TFT_320QVT_9341
7. Convertidor DC-DC PDQ2 – S
8. Amplificador operacional OPA4131
9. Amplificador operacional TL084
10. Optoacoplador TPC817
11. Regulador ajustable tres terminales LM317

Cronograma de actividades



Proyecto: CRONOGRAMA ECG1 Fecha: vie 5/11/18	Tarea		Resumen inactivo		Tareas externas	
	División		Tarea manual		Hito externo	
	Hito		solo duración		Fecha límite	
	Resumen		Informe de resumen manual		Progreso	
	Resumen del proyecto		Resumen manual		Progreso manual	
	Tarea inactiva		solo el comienzo			
	Hito inactivo		solo fin			

Manual de usuario

Manual de usuario

ELECTROCARDIÓGRAFO DE TRES DERIVACIONES

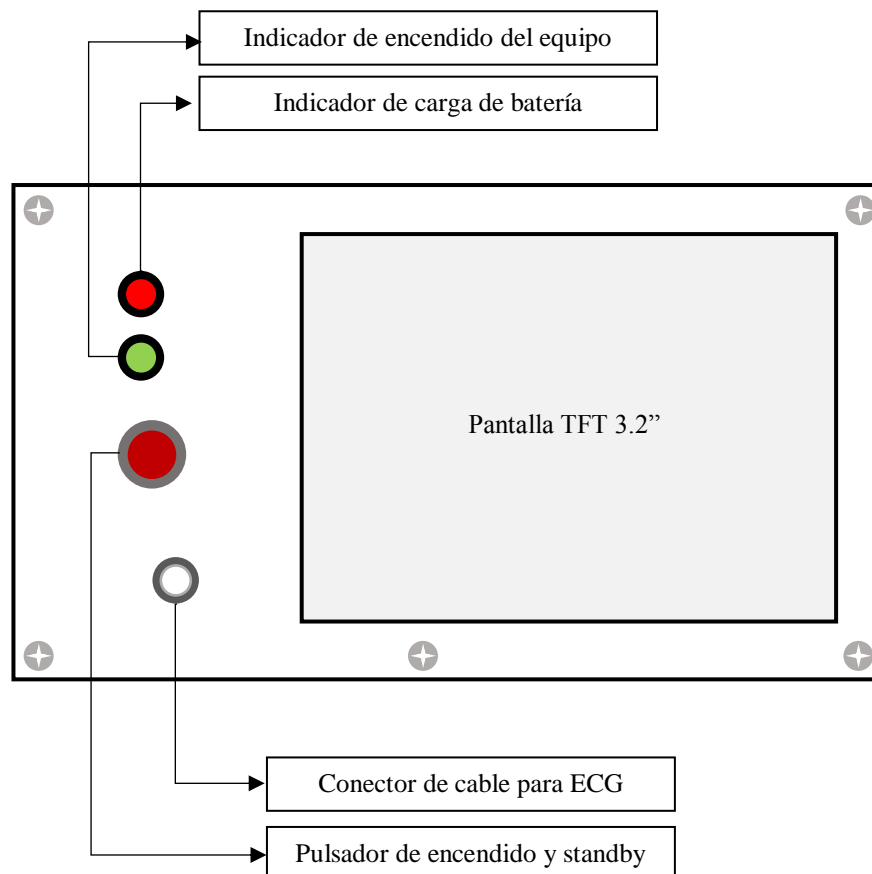


Introducción

Este manual ha sido creado para facilitar la operación del electrocardiógrafo de tres derivaciones desarrollado como proyecto de titulación y está basado en los procedimientos que nos permitirán obtener los mejores resultados.

Se describen los elementos que lo componen, así como los accesorios necesarios para energizar y operar el equipo.

Vista frontal



Indicador de encendido

Permite visualizar en color verde si el equipo se encuentra energizado y encendido.

Si el equipo se encuentra alimentado desde la red eléctrica y tiene instalada una batería interna, el suministro del circuito en sus partes internas estará proporcionado por del adaptador de voltaje mientras se carga la batería.

Asimismo, si únicamente existiera un tipo de suministro conectado (batería o adaptador) el equipo funcionara en cualquiera de los casos.

Indicador de carga de batería

Este indicador se encenderá en color rojo mientras dure la carga de la batería. Si esta se encuentra con un nivel de voltaje suficiente y cesa la corriente de carga el indicador LED permanecerá apagado.

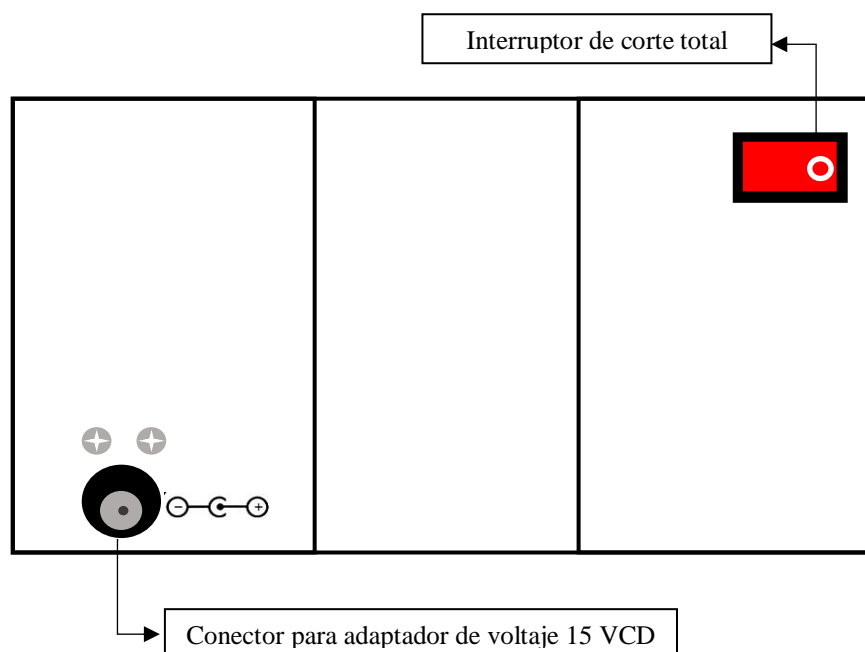
Conector de cable para ECG

Se trata de un conector hembra stereo de 3.5 mm que recepta el cable para ECG.

Pulsador para encendido y standby

Presionando por una sola ocasión este botón de color rojo, enciende el equipo en su totalidad y lo deja preparado para operar. Asimismo al pulsarlo nuevamente apagamos la mayor parte de los circuitos internos quedando únicamente habilitado el circuito para carga de batería y el circuito de encendido y apagado, estado que lo denominamos “standby”.

Vista trasera



Conector para adaptador de voltaje

La tensión suministrada por el adaptador de voltaje, se aplica sobre el equipo a través del conector L52D (conector de 5.5 x 2.1mm).

Interruptor de corte total

Permite cortar el suministro de energía eléctrica tanto de batería como del adaptador a todo el circuito interno del electrocardiógrafo.

Es aplicable para:

- ✓ Traslado del equipo con seguridad y así evitar encendidos accidentales.
- ✓ Revisión y mantenimiento de partes internas.

Accesorios

- ✓ Adaptador de voltaje

Entrada: 100-240V ~ 1.5A
50/60Hz
Salida: 15VDC 3A



- ✓ Batería interna 12V



Cable tres derivaciones stereo Jack

Rojo: LL
Negro: LA
Blanco: RA



- ✓ Electrodo de succión para ECG



Puesta en operación

Para óptimos resultados en las pruebas realizadas, es necesario cumplir las siguientes recomendaciones en el orden indicado:

Colocación de los electrodos

Enchufar el cable de los electrodos al conector hembra de 3.5mm ubicado en la parte frontal del equipo.

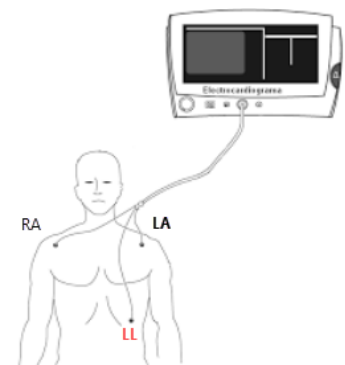


Seguir el código de colores de los electrodos la American Heart Association (AHA):

Hacia el brazo derecho: **Blanco (RA)**

Hacia el brazo izquierdo: **Negro (LA)**

Hacia el pie izquierdo o altura del ombligo: **Rojo (LL)**



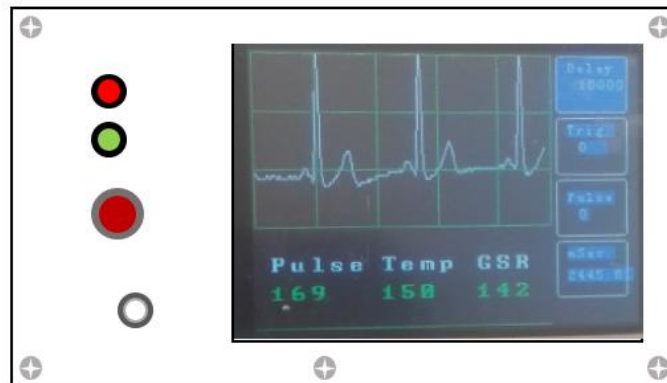
Es recomendable utilización de gel para mejorar la adhesión de los electrodos.

Realizar una succión adecuada para fijar el electrodo, pero evitar que esta sea excesiva, pues puede provocar enrojecimiento o incluso hematomas.

Visualización de señales

Una vez colocados los electrodos, energizar el equipo a través del pulsador. Verificar que el interruptor de corte ubicado en la parte trasera se encuentre cerrado (I).

La pantalla deberá encenderse y mostrar la cuadrícula en la cual se representara la señal adquirida en tiempo real.



Se deberá tomar en consideración que una de las principales fuentes de interferencias eléctricas y ruido en el ECG son los equipos médicos cercanos al electrocardiógrafo o al paciente. Estos equipos deben retirarse en la medida de lo posible durante la toma del examen.

Una vez realizado el electrocardiograma apague el electrocardiógrafo, desconecte los cables de los electrodos y retírelos limpiando los restos de gel de la piel del paciente.

Precauciones para el cuidado del electrocardiógrafo

- ✓ Defina un sitio específico para la ubicación del equipo.
- ✓ Ubique el equipo en un lugar libre de humedad y calor excesivo.
- ✓ Mantenga siempre el electrocardiógrafo conectado pero apagado; verifique previamente que el conector de corriente tenga el voltaje adecuado.
- ✓ Mantenga los cables de las derivaciones sin acodamiento ni nudos.
- ✓ Luego de cada toma de electrocardiograma se deben limpiar las campanas de las peras de succión para evitar que estas se oxiden y alberguen bacterias. Se

sugiere limpiarlos con un paño con jabón suave y luego pasar silicona líquida para que los cables no se enreden.

- ✓ Revise diariamente el estado de la batería encendiendo y desconectando el electrocardiógrafo.

Diagrama electrónico

Lista de materiales

ECG TRES DERIVACIONES

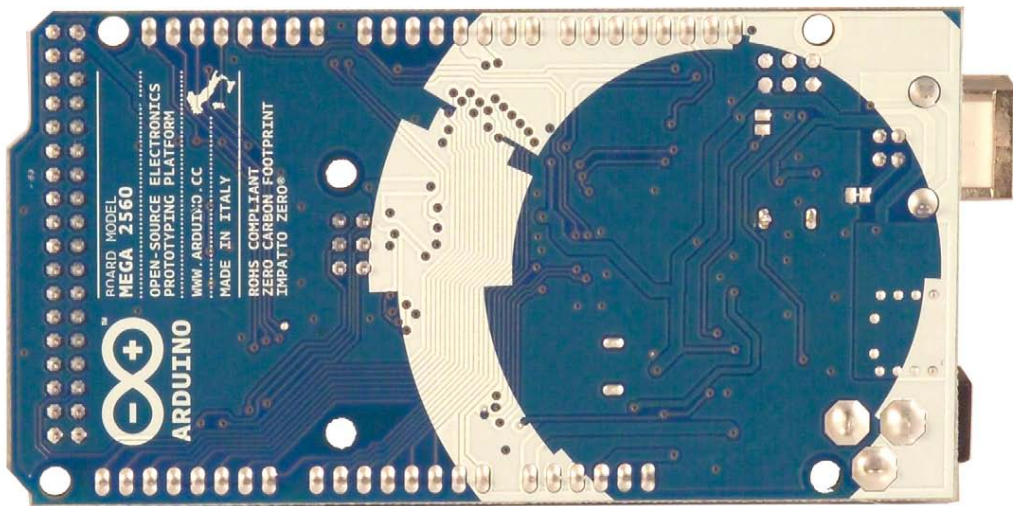
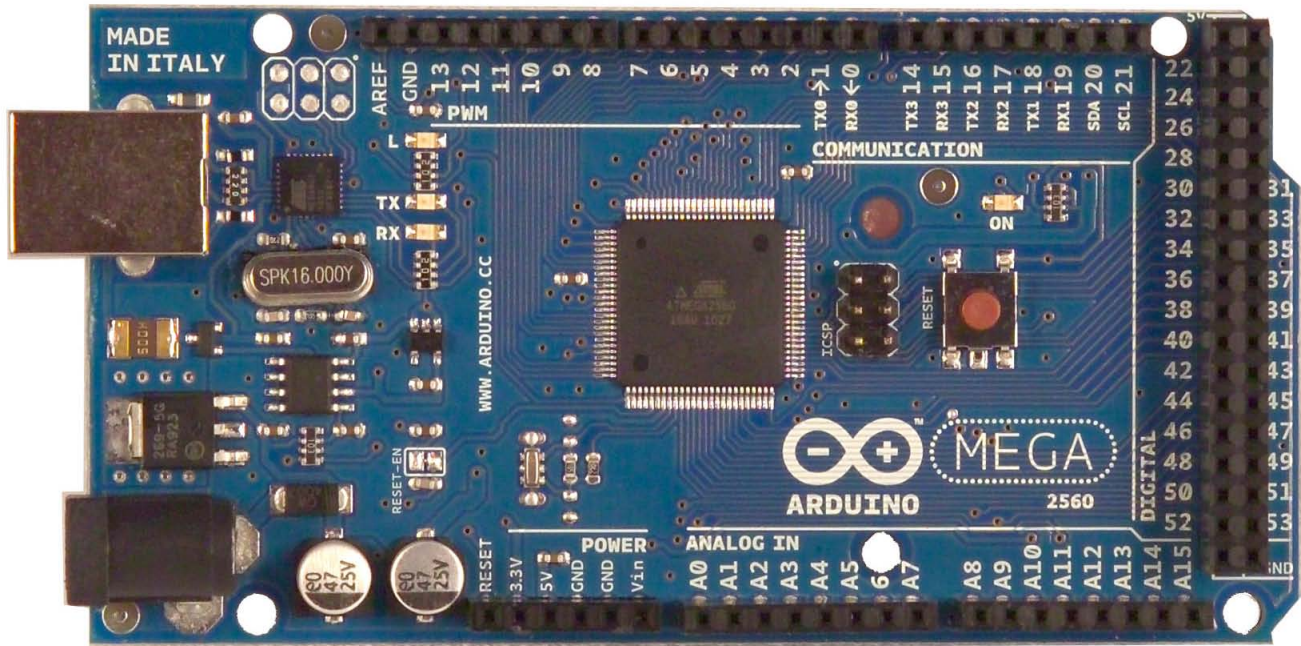
LISTA DE COMPONENTES

Category	Reference	Value
Resistors	R1	220
Resistors	R43	220
Resistors	R2	4.7
Resistors	R3	1k
Resistors	R4	10k
Resistors	R5	10k
Resistors	R16	10k
Resistors	R20	10k
Resistors	R26	10k
Resistors	R31	10k
Resistors	R33	10k
Resistors	R37	10k
Resistors	R6	680k
Resistors	R7	680k
Resistors	R8	11k
Resistors	R9	11k
Resistors	R10	2.7k
Resistors	R11	2.7k
Resistors	R12	47k
Resistors	R13	47k
Resistors	R14	27k
Resistors	R15	27k
Resistors	R18	27k
Resistors	R19	27k
Resistors	R17	3.3k
Resistors	R21	3.3k
Resistors	R34	3.3k
Resistors	R22	15k
Resistors	R24	15k
Resistors	R28	15k
Resistors	R29	15k
Resistors	R38	15k
Resistors	R39	15k
Resistors	R41	15k
Resistors	R42	15k
Resistors	R23	150k
Resistors	R27	150k
Resistors	R40	150k
Resistors	R25	33k
Resistors	R30	33k
Resistors	R32	22k
Resistors	R35	390k
Resistors	R36	390k
Capacitors	C1	1uF
Capacitors	C22	1uF
Capacitors	C2	2.2uF
Capacitors	C3	680uF
Capacitors	C4	680uF
Capacitors	C5	22nF
Capacitors	C6	100nF
Capacitors	C7	100nF
Capacitors	C9	100nF
Capacitors	C10	100nF
Capacitors	C14	100nF
Capacitors	C15	100nF
Capacitors	C18	100nF
Capacitors	C19	100nF

Capacitors	C21	100nF
Capacitors	C8	200nF
Capacitors	C11	200nF
Capacitors	C12	10uF
Capacitors	C16	10uF
Capacitors	C13	47nF
Capacitors	C17	47nF
Capacitors	C20	47uF
Integrated Circuits	U1	LM317T
Integrated Circuits	U2	PC817A
Integrated Circuits	U3	PC817A
Integrated Circuits	U4	TL084
Integrated Circuits	U5	TL084
Integrated Circuits	U6	OPA4131PA
Integrated Circuits	U7	7805
Integrated Circuits	U8	555
Transistors	Q1	BC547
Transistors	Q4	BC547
Transistors	Q2	BD135
Transistors	Q3	BD136
Diodes	D1	LED-RED
Diodes	D2	1N4148
Diodes	D3	1N4148
Diodes	D4	1N4148
Diodes	D6	1N4148
Diodes	D7	1N4148
Diodes	D9	1N4148
Diodes	D10	1N4148
Diodes	D11	1N4148
Diodes	D5	1N4733A
Diodes	D8	LED-GREEN
Miscellaneous	ARD1	ARDUINO MEGA 2560
Miscellaneous	BUTTM	
Miscellaneous	F1	1A
Miscellaneous	IC	DC_DC_CONVERTER
Miscellaneous	J1	ECG_IN
Miscellaneous	J2	TO_ARDUINO
Miscellaneous	J3	BATT
Miscellaneous	J4	ADAPTER_IN
Miscellaneous	J5	TBLOCK-I2
Miscellaneous	L1	12uH
Miscellaneous	RL1	OMI-SH-212D
Miscellaneous	RV1	50k
Miscellaneous	RV2	50k
Miscellaneous	SW1	SW-DPST-MOM
Miscellaneous	TFT_320QVT	TFT320

Arduino Mega 2560

Arduino Mega 2560



The Arduino Mega 2560 is a microcontroller board based on the ATmega2560 ([datasheet](#)). It has 54 digital input/output pins (of which 14 can be used as PWM outputs), 16 analog inputs, 4 UARTs (hardware serial ports), a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Mega is compatible with most shields designed for the Arduino Duemilanove or Diecimila.

Schematic & Reference Design

EAGLE files: [arduino-mega2560-reference-design.zip](#)

Schematic: [arduino-mega2560-schematic.pdf](#)

Summary

Microcontroller	ATmega2560
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	54 (of which 14 provide PWM output)
Analog Input Pins	16
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	256 KB of which 8 KB used by bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Clock Speed	16 MHz

Power

The Arduino Mega can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically.

External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. Leads from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The Mega2560 differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega8U2 programmed as a USB-to-serial converter.

The power pins are as follows:

- + **VIN**. The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- + **5V**. The regulated power supply used to power the microcontroller and other components on the board. This can come either from VIN via an on-board regulator, or be supplied by USB or another regulated 5V supply.
- + **3V3**. A 3.3 volt supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 50 mA.
- + **GND**. Ground pins.

Memory

The ATmega2560 has 256 KB of flash memory for storing code (of which 8 KB is used for the bootloader), 8 KB of SRAM and 4 KB of EEPROM (which can be read and written with the [EEPROM library](#)).

Input and Output

Each of the 54 digital pins on the Mega can be used as an input or output, using [pinMode\(\)](#), [digitalWrite\(\)](#), and [digitalRead\(\)](#) functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- + **Serial: 0 (RX) and 1 (TX); Serial 1: 19 (RX) and 18 (TX); Serial 2: 17 (RX) and 16 (TX); Serial 3: 15 (RX) and 14 (TX)**. Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. Pins 0 and 1 are also connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip.
- + **External Interrupts: 2 (interrupt 0), 3 (interrupt 1), 18 (interrupt 5), 19 (interrupt 4), 20 (interrupt 3), and 21 (interrupt 2)**. These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the [attachInterrupt\(\)](#) function for details.
- + **PWM: 0 to 13**. Provide 8-bit PWM output with the [analogWrite\(\)](#) function.
- + **SPI: 50 (MISO), 51 (MOSI), 52 (SCK), 53 (SS)**. These pins support SPI communication using the [SPI library](#). The SPI pins are also broken out on the ICSP header, which is physically compatible with the Uno, Duemilanove and Diecimila.
- + **LED: 13**. There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.
- + **I²C: 20 (SDA) and 21 (SCL)**. Support I²C (TWI) communication using the [Wire library](#) (documentation on the Wiring website). Note that these pins are not in the same location as the I²C pins on the Duemilanove or Diecimila.

The Mega2560 has 16 analog inputs, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the AREF pin and [analogReference\(\)](#) function.

There are a couple of other pins on the board:

✦ **AREF**. Reference voltage for the analog inputs. Used with `analogReference()`.

✦ **Reset**. Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

Communication

The Arduino Mega2560 has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega2560 provides four hardware UARTs for TTL (5V) serial communication. An ATmega8U2 on the board channels one of these over USB and provides a virtual com port to software on the computer (Windows machines will need a .inf file, but OSX and Linux machines will recognize the board as a COM port automatically. The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the ATmega8U2 chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1).

A SoftwareSerial library allows for serial communication on any of the Mega2560's digital pins.

The ATmega2560 also supports I2C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a Wire library to simplify use of the I2C bus; see the documentation on the Wiring website for details. For SPI communication, use the SPI library.

Programming

The Arduino Mega can be programmed with the Arduino software (download). For details, see the reference and tutorials.

The ATmega2560 on the Arduino Mega comes preburned with a bootloader that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol (reference, C header files).

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header; see these instructions for details.

The ATmega8U2 firmware source code is available in the Arduino repository. The ATmega8U2 is loaded with a DFU bootloader, which can be activated by connecting the solder jumper on the back of the board (near the map of Italy) and then resetting the 8U2. You can then use Atmel's FLIP software (Windows) or the DFU programmer (Mac OS X and Linux) to load a new firmware. Or you can use the ISP header with an external programmer (overwriting the DFU bootloader). See this user-contributed tutorial for more information.

Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Mega2560 is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the ATmega8U2 is connected to the reset line of the ATmega2560 via a 100 nanofarad capacitor. When this line is asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can

have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload.

This setup has other implications. When the Mega2560 is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Mega2560. While it is programmed to ignore malformed data (i.e. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data.

The Mega2560 contains a trace that can be cut to disable the auto-reset. The pads on either side of the trace can be soldered together to re-enable it. It's labeled "RESET-EN". You may also be able to disable the auto-reset by connecting a 110 ohm resistor from 5V to the reset line; see [this forum thread](#) for details.

USB Overcurrent Protection

The Arduino Mega2560 has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

Physical Characteristics and Shield Compatibility

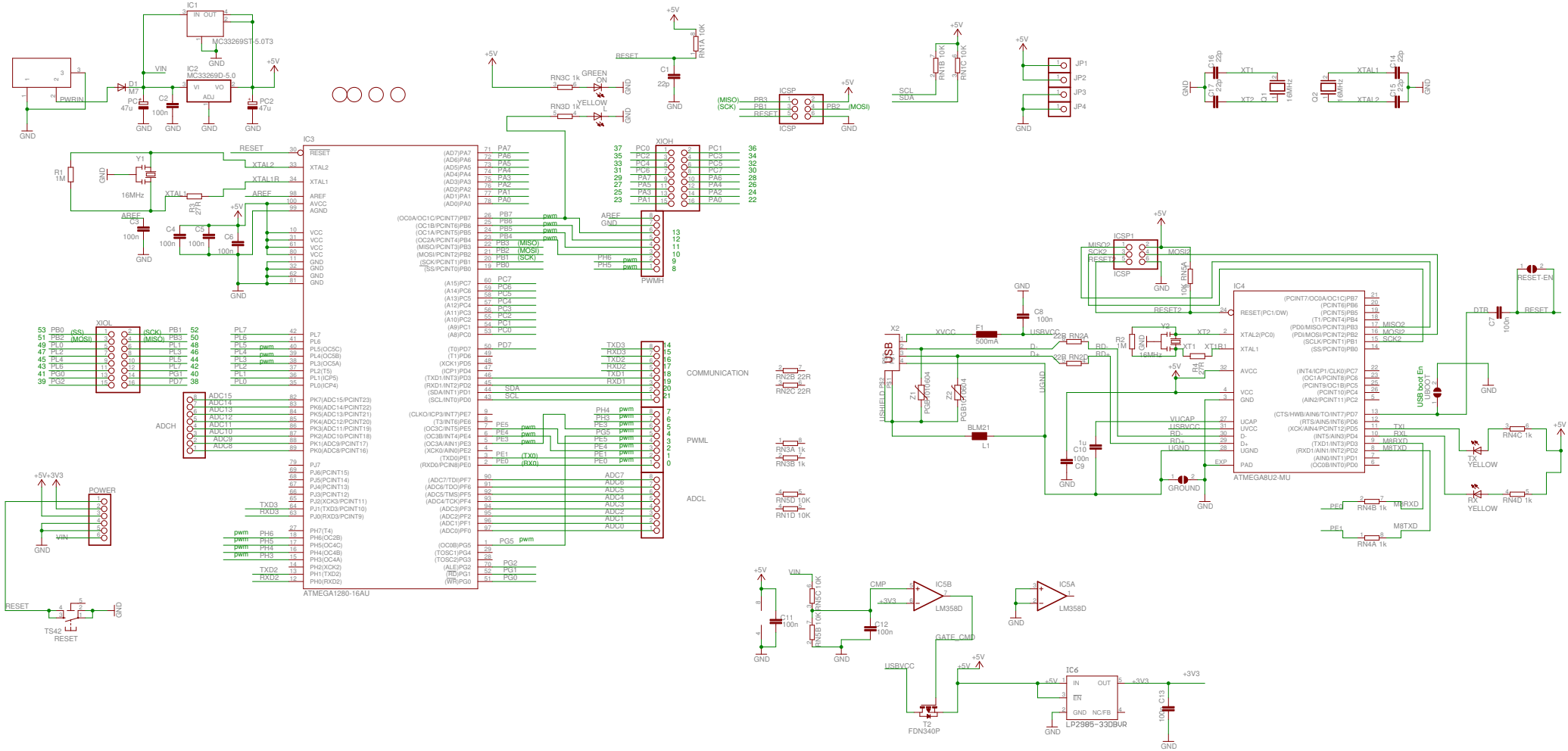
The maximum length and width of the Mega2560 PCB are 4 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Three screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0.16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.

The Mega2560 is designed to be compatible with most shields designed for the Uno, Diecimila or Duemilanove. Digital pins 0 to 13 (and the adjacent AREF and GND pins), analog inputs 0 to 5, the power header, and ICSP header are all in equivalent locations. Further the main UART (serial port) is located on the same pins (0 and 1), as are external interrupts 0 and 1 (pins 2 and 3 respectively). SPI is available through the ICSP header on both the Mega2560 and Duemilanove / Diecimila. *Please note that I²C is not located on the same pins on the Mega (20 and 21) as the Duemilanove / Diecimila (analog inputs 4 and 5).*

Arduino™ Mega 2560 Reference Design

Reference Designs ARE PROVIDED "AS IS" AND "WITH ALL FAULTS". Arduino DISCLAIMS ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS OR IMPLIED, REGARDING PRODUCTS, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO, ANY IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE

Arduino may make changes to specifications and product descriptions at any time, without notice. The Customer must not rely on the absence or characteristics of any features or instructions marked "reserved" or "undefined." Arduino reserves these for future definition and shall have no responsibility for conflicts or incompatibilities arising from future changes to them. The product information on the Web Site or Materials is subject to change without notice. Do not finalize a design with this information.



Pantalla TFT_320QVT_9341

SPECIFICATIONS

PRODUCT : LCD MODULE

MODEL NO. : TJC-9341-032

CUSTOMER			SUCCESS		
APPROVED	CHECKED	CHECKED	APPROVED	CHECKED	PREPARED

APPROVAL FOR SPECIFICATIONS ONLY

APPROVAL FOR SPECIFICATIONS AND SAMPLE

深圳市淘晶驰电子有限公司

STANDARD DOC.	PRODUCT SPEC.	MODULE NO.	TJC-9341-032	PAGE	2
--------------------------	--------------------------	-----------------------	---------------------	-------------	----------

CONTENTS

1.	GENERAL SPECIFICATIONS	-----	3
2.	FEATURES	-----	3
3.	MECHANICAL SPECIFICATIONS	-----	3
4.	OUTLINE DIMENSIONS	-----	4
5.	INTERFACE ASSIGNMENT	-----	5
6.	BLOCK DIAGRAM	-----	6
7.	TIMING CHARACTERISTICS	-----	7
8.	RESET TIMING CHARACTERISTICS	-----	8
9.	DDRAM ARRANGMENT	-----	9
10.	ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS	-----	10
11.	ELECTRICAL CHARACTERISTICS	-----	10
12.	LED BACKLIGHT CHARACTERISTICS	-----	11
13.	OPTICAL CHARACTERISTICS	-----	12
14.	ENVIRONMENTAL ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS	-----	15
15.	RELIABILITY TEST	-----	15
16.	THE STANDARD OF INSPECTION	-----	16
17.	USING LCD MODULES	-----	19

STANDARD DOC.	PRODUCT SPEC.	MODULE NO.	TJC-9341-032	PAGE	3
--------------------------	--------------------------	-----------------------	---------------------	-------------	----------

1. GENERAL SPECIFICATIONS

1-1 SCOPE:

This specification covers the delivery requirements for the liquid crystal display delivered by TJC to Customer.

1-2 PRODUCTS:

Liquid Crystal Display Module (LCM)

1-3 MODULE NAME:

TJC-9341-032

2. FEATURES

- (1) Display Type: 3.2" TFT, Transmissive, 3 o'clock, Normal White.
- (2) With white LED Backlight
- (3) Control IC ILI9341

3. MECHANICAL SPECIFICATIONS

ITEM	SPECIFICATIONS	UNIT
OUTLINE DIMENSIONS	57.54(W) x 79.2(H) x 4.6(T)	mm
ACTIVE AREA	48.6 (W) x 64.8(H)	mm
DISP.CONSTRUCTION	240(RGB) x 320 Dots	PIXELS
NUMBER OF DOTS	240 x 3 x 320	Dots
PIXEL PITCH	0.2025X0.2025	mm
ASSY.TYPE	COG+FPC	---
BACKLIGHT	WHITE LED	—
WEIGHT	TBD	g

4.OUTLINE DIMENSIONS

客户参考图

客户参考图

主用PCB和底片可有0.2mm的板面误差,可以忽略AETAP-PC.

模组高度
PCB厚度

LED A

LED B

LED C

LED D

LED E

LED F

LED G

LED H

LED I

LED J

LED K

LED L

LED M

LED N

LED O

LED P

LED Q

LED R

LED S

LED T

LED U

LED V

LED W

LED X

LED Y

LED Z

LED AA

LED AB

LED AC

LED AD

LED AE

LED AF

LED AG

LED AH

LED AI

LED AJ

LED AK

LED AL

LED AM

LED AN

LED AO

LED AP

LED AQ

LED AR

LED AS

LED AT

LED AU

LED AV

LED AW

LED AX

LED AY

LED AZ

LED BA

LED BB

LED BC

LED BD

LED BE

LED BF

LED BG

LED BH

LED BI

LED BJ

LED BK

LED BL

LED BM

LED BN

LED BO

LED BP

LED BQ

LED BR

LED BS

LED BT

LED BU

LED BV

LED BW

LED BX

LED BY

LED BZ

LED CA

LED CB

LED CC

LED CD

LED CE

LED CF

LED CG

LED CH

LED CI

LED CJ

LED CK

LED CL

LED CM

LED CN

LED CO

LED CP

LED CQ

LED CR

LED CS

LED CT

LED CU

LED CV

LED CW

LED CX

LED CY

LED CZ

LED DA

LED DB

LED DC

LED DD

LED DE

LED DF

LED DG

LED DH

LED DI

LED DJ

LED DK

LED DL

LED DM

LED DN

LED DO

LED DP

LED DQ

LED DR

LED DS

LED DT

LED DU

LED DV

LED DW

LED DX

LED DY

LED DZ

LED EA

LED EB

LED EC

LED ED

LED EE

LED EF

LED EG

LED EH

LED EI

LED EJ

LED EK

LED EL

LED EM

LED EN

LED EO

LED EP

LED EQ

LED ER

LED ES

LED ET

LED EU

LED EV

LED EW

LED EX

LED EY

LED EZ

LED FA

LED FB

LED FC

LED FD

LED FE

LED FF

LED FG

LED FH

LED FI

LED FJ

LED FK

LED FL

LED FM

LED FN

LED FO

LED FP

LED FQ

LED FR

LED FS

LED FT

LED FU

LED FV

LED FW

LED FX

LED FY

LED FZ

LED GA

LED GB

LED GC

LED GD

LED GE

LED GF

LED GG

LED GH

LED GI

LED GJ

LED GK

LED GL

LED GM

LED GN

LED GO

LED GP

LED GQ

LED GR

LED GS

LED GT

LED GU

LED GV

LED GW

LED GX

LED GY

LED GZ

LED HA

LED HB

LED HC

LED HD

LED HE

LED HF

LED HG

LED HH

LED HI

LED HJ

LED HK

LED HL

LED HM

LED HN

LED HO

LED HP

LED HQ

LED HR

LED HS

LED HT

LED HU

LED HV

LED HW

LED HX

LED HY

LED HZ

LED IA

LED IB

LED IC

LED ID

LED IE

LED IF

LED IG

LED IH

LED II

LED IJ

LED IK

LED IL

LED IM

LED IN

LED IO

LED IP

LED IQ

LED IR

LED IS

LED IT

LED IU

LED IV

LED IW

LED IX

LED IY

LED IZ

LED JA

LED JB

LED JC

LED JD

LED JE

LED JF

LED JG

LED JH

LED JI

LED JJ

LED JK

LED JL

LED JM

LED JN

LED JO

LED JP

LED JQ

LED JR

LED JS

LED JT

LED JU

LED JV

LED JW

LED JX

LED JY

LED JZ

LED KA

LED KB

LED KC

LED KD

LED KE

LED KF

LED KG

LED KH

LED KI

LED KJ

LED KK

LED KL

LED KM

LED KN

LED KO

LED KP

LED KQ

LED KR

LED KS

LED KT

LED KU

LED KV

LED KW

LED KX

LED KY

LED KZ

LED LA

LED LB

LED LC

LED LD

LED LE

LED LF

LED LG

LED LH

LED LI

LED LJ

LED LK

LED LL

LED LM

LED LN

LED LO

LED LP

LED LQ

LED LR

LED LS

LED LT

LED LU

LED LV

LED LW

LED LX

LED LY

LED LZ

LED MA

LED MB

LED MC

LED MD

LED ME

LED MF

LED MG

LED MH

LED MI

LED MJ

LED MK

LED ML

LED MM

LED MN

LED MO

LED MP

LED MQ

LED MR

LED MS

LED MT

LED MU

LED MV

LED MW

LED MX

LED MY

LED MZ

LED NA

LED NB

LED NC

LED ND

LED NE

LED NF

LED NG

LED NH

LED NI

LED NJ

LED NK

LED NL

LED NM

LED NO

LED NP

LED NQ

LED NR

LED NS

LED NT

LED NU

LED NV

LED NW

LED NX

LED NY

LED NZ

LED OA

LED OB

LED OC

LED OD

LED OE

LED OF

LED OG

LED OH

LED OI

LED OJ

LED OK

LED OL

LED OM

LED ON

LED OO

LED OP

LED OQ

LED OR

LED OS

LED OT

LED OU

LED OV

LED OW

LED OX

LED OY

LED OZ

LED PA

LED PB

LED PC

LED PD

LED PE

LED PF

LED PG

LED PH

LED PI

LED PJ

LED PK

LED PL

LED PM

LED PN

LED PO

LED PP

LED PQ

LED PR

LED PS

LED PT

LED PU

LED PV

LED PW

LED PX

LED PY

LED PZ

LED QA

LED QB

LED QC

LED QD

LED QE

LED QF

LED QG

LED QH

LED QI

LED QJ

LED QK

LED QL

LED QM

LED QN

LED QO

LED QP

LED QQ

LED QR

LED QS

LED QT

LED QU

LED QV

LED QW

LED QX

LED QY

LED QZ

LED RA

LED RB

LED RC

LED RD

LED RE

LED RF

LED RG

LED RH

LED RI

LED RJ

LED RK

LED RL

LED RM

LED RN

LED RO

LED RP

LED RQ

LED RR

LED RS

LED RT

LED RU

LED RV

LED RW

LED RX

LED RY

LED RZ

LED SA

LED SB

LED SC

LED SD

LED SE

LED SF

LED SG

LED SH

LED SI

LED SJ

LED SK

LED SL

LED SM

LED SN

LED SO

LED SP

LED SQ

LED SR

LED SS

LED ST

LED SU

LED SV

LED SW

LED SX

LED SY

LED SZ

LED TA

LED TB

LED TC

LED TD

LED TE

LED TF

LED TG

LED TH

LED TI

LED TJ

LED TK

LED TL

LED TM

LED TN

LED TO

LED TP

LED TQ

LED TR

LED TS

LED TT

LED TU

LED TV

LED TW

LED TX

LED TY

LED TZ

LED UA

LED UB

LED UC

LED UD

LED UE

LED UF

LED UG

LED UH

LED UI

LED UJ

LED UK

LED UL

LED UM

LED UN

LED UO

LED UP

LED UQ

LED UR

LED US

LED UT

LED UY

LED UZ

LED VA

LED VB

LED VC

LED VD

LED VE

LED VF

LED VG

LED VH

LED VI

LED VJ

LED VK

LED VL

LED VM

LED VN

LED VO

LED VP

LED VQ

LED VR

LED VS

LED VT

LED VU

LED VV

LED VW

LED VX

LED VY

LED VZ

LED WA

LED WB

LED WC

LED WD

LED WE

LED WF

LED WG

LED WH

LED WI

LED WJ

LED WK

LED WL

LED WM

LED WN

LED WO

LED WP

LED WQ

LED WR

LED WS

LED WT

LED WU

LED WV

LED WW

LED WX

LED WY

LED WZ

LED XA

LED XB

LED XC

LED XD

LED XE

LED XF

LED XG

LED XH

LED XI

LED XJ

LED XK

LED XL

LED XM

LED XN

LED XO

LED XP

LED XQ

LED XR

LED XS

LED XT

LED XU

LED XV

LED XW

LED XX

LED XY

LED XZ

LED YA

LED YB

LED YC

LED YD

LED YE

LED YF

LED YG

LED YH

LED YI

LED YJ

LED YK

LED YL

LED YM

LED YN

LED YO

LED YP

LED YQ

LED YR

LED YS

LED YT

LED YU

LED YV

LED YW

LED YX

LED YY

LED YZ

LED ZA

LED ZB

LED ZC

LED ZD

LED ZE

LED ZF

LED ZG

LED ZH

LED ZI

LED ZJ

LED ZK

LED ZL

LED ZM

LED ZN

LED ZO

LED ZP

LED ZQ

LED ZR

LED ZS

LED ZT

LED ZU

LED ZV

LED ZW

LED ZX

LED ZY

LED ZZ

LED CIRCUIT DIAGRAM

NOTE:

- GENERAL TOLERANCE: ±0.2.
- (C) IS REFERENCE DIMENSION.
- COMPLIABLE ROHS.
- MAIN LCD DRIVER: IL19341

<p>TITLE</p> <p>MODULE SPEC.</p>	<p>DRAWN</p> <p>ME.CHECKED</p> <p>EE.CHECKED</p> <p>PE.CHECKED</p> <p>APPROVED</p> <p>CUSTOMER'S APPROVAL</p>
<p>PROJECT NO. S95160</p> <p>UNIT mm</p> <p>3rd Angle</p>	<p>VER. 01</p> <p>SCALE</p> <p>FIT</p> <p>SHEET 1 OF 1</p>

<p>Display Type</p> <p>Viewing Angle</p> <p>Operating Voltage</p> <p>Storage Temperature</p> <p>Interface</p> <p>Backlight Color</p> <p>Backlight Forward Voltage</p>	<p>TFT</p> <p>NORMAL WHITE</p> <p>TRANSMISSIVE</p> <p>3 O'CLOCK Δ</p> <p>VDD=2.8V</p> <p>-20°C TO 60°C</p> <p>-30°C TO 70°C</p> <p>WHITE</p> <p>Vf=3.5V(I_f=100mA)</p>
--	--

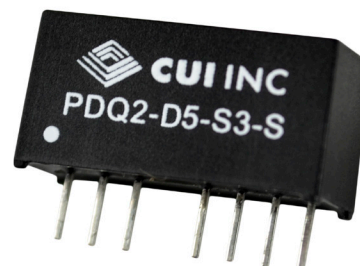
5. INTERFACE ASSIGNMENT

PIN NO.	FUNCTION DESCRIPTIONS	SYMBOL
1	Ground	GND
2	Power supply for analog and logic	VDD
3	Power supply for analog and logic	VDD
4	Chip enable signal , chip can be accessed when it is low	CS
5	The signal for register index (RS=1)or register command(RS=0) select	RS
6	Serves as a write signal and writes data at the rising edge in i80 system interface	WR
7	Serves as a read signal and read data at the low level in i80 system interface	RD
8	Reset pin, can reset the chip at the low level	REST
9	Data bus 0	DBD0
10	Data bus 1	DBD1
11	Data bus 2	DBD2
12	Data bus 3	DBD3
13	Data bus 4	DBD4
14	Data bus 5	DBD5
15	Data bus 6	DBD6
16	Data bus 7	DBD7
17	Data bus 8	DBD8
18	Data bus 9	DBD9
19	Data bus 10	DBD10
20	Data bus 11	DBD11
21	Data bus 12	DBD12
22	Data bus 13	DBD13
23	Data bus 14	DBD14
24	Data bus 15	DBD15
25	Ground	GND
26	Touch panel input pin	Y-
27	Touch panel input pin	X-
28	Touch panel input pin	Y+
29	Touch panel input pin	X+
30	Power supply for LED-	LED-1
31	Power supply for LED-	LED-2
32	Power supply for LED-	LED-3
33	Power supply for LED-	LED-4
34	Power supply for LED-	LED-5
35	Power supply for LED+	LED-A
36	Power supply for LED+	LED-A
37	Ground	GND

Convertidor DC-DC PDQ2 – S

SERIES: PDQ2-S | DESCRIPTION: DC-DC CONVERTER
FEATURES

- up to 2 W isolated output
- industry standard SIP-8 package
- nominal input voltages: 5, 12, 24, 48 Vdc
- 2:1 input range
- single/dual regulated output
- 1,500 Vdc isolation voltage
- remote on/off control
- -40 to 100°C
- efficiency up to 84%



MODEL	input voltage		output voltage	output current		output power	ripple & noise ¹	efficiency
	typ (Vdc)	range (Vdc)	(Vdc)	min (mA)	max (mA)	max (W)	max (mVp-p)	typ (%)
PDQ2-D5-S3-S	5	4.5~9	3.3	0	500	1.65	75	73
PDQ2-D5-S5-S	5	4.5~9	5	0	400	2	75	76
PDQ2-D5-S12-S	5	4.5~9	12	0	167	2	75	80
PDQ2-D5-S15-S	5	4.5~9	15	0	134	2	75	80
PDQ2-D5-D5-S	5	4.5~9	±5	0	±200	2	75	77
PDQ2-D5-D12-S	5	4.5~9	±12	0	±83	2	75	79
PDQ2-D5-D15-S	5	4.5~9	±15	0	±67	2	75	80
PDQ2-D12-S3-S	12	9~18	3.3	0	500	1.65	75	76
PDQ2-D12-S5-S	12	9~18	5	0	400	2	75	79
PDQ2-D12-S12-S	12	9~18	12	0	167	2	75	82
PDQ2-D12-S15-S	12	9~18	15	0	134	2	75	83
PDQ2-D12-D5-S	12	9~18	±5	0	±200	2	75	79
PDQ2-D12-D12-S	12	9~18	±12	0	±83	2	75	82
PDQ2-D12-D15-S	12	9~18	±15	0	±67	2	75	83
PDQ2-D24-S3-S	24	18~36	3.3	0	500	1.65	75	76
PDQ2-D24-S5-S	24	18~36	5	0	400	2	75	79
PDQ2-D24-S12-S	24	18~36	12	0	167	2	75	82
PDQ2-D24-S15-S	24	18~36	15	0	134	2	75	83
PDQ2-D24-D5-S	24	18~36	±5	0	±200	2	75	79
PDQ2-D24-D12-S	24	18~36	±12	0	±83	2	75	81
PDQ2-D24-D15-S	24	18~36	±15	0	±67	2	75	84
PDQ2-D48-S3-S	48	36~75	3.3	0	500	1.65	75	74
PDQ2-D48-S5-S	48	36~75	5	0	400	2	75	79
PDQ2-D48-S12-S	48	36~75	12	0	167	2	75	82
PDQ2-D48-S15-S	48	36~75	15	0	134	2	75	84

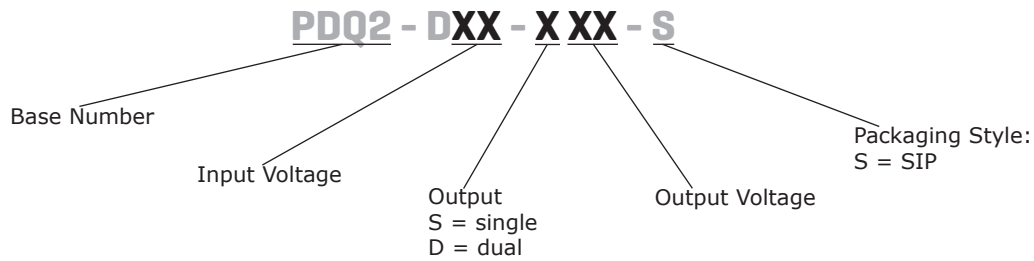
Notes: 1. At full load, nominal input, 20 MHz bandwidth oscilloscope.

2. All specifications are measured at Ta=25°C, nominal input voltage, and rated output load unless otherwise specified.

MODEL	input voltage		output voltage	output current		output power	ripple & noise ¹	efficiency
	typ (Vdc)	range (Vdc)	(Vdc)	min (mA)	max (mA)	max (W)	max (mVp-p)	typ (%)
PDQ2-D48-D5-S	48	36~75	±5	0	±200	2	75	78
PDQ2-D48-D12-S	48	36~75	±12	0	±83	2	75	82
PDQ2-D48-D15-S	48	36~75	±15	0	±67	2	75	84

Notes: 1. At full load, nominal input, 20 MHz bandwidth oscilloscope.
 2. All specifications are measured at Ta=25°C, nominal input voltage, and rated output load unless otherwise specified.

PART NUMBER KEY



INPUT

parameter	conditions/description	min	typ	max	units
operating input voltage	5 Vdc input models	4.5	5	9	Vdc
	12 Vdc input models	9	12	18	Vdc
	24 Vdc input models	18	24	36	Vdc
	48 Vdc input models	36	48	75	Vdc
surge voltage	for maximum of 100 ms				
	5 Vdc input models			15	Vdc
	12 Vdc input models			25	Vdc
	24 Vdc input models			50	Vdc
current	48 Vdc input models			100	Vdc
	5 Vdc input models		580		mA
	12 Vdc input models		280		mA
	24 Vdc input models		140		mA
under voltage shutdown	48 Vdc input models		70		mA
	5 Vdc input models, power up			4.2	Vdc
	5 Vdc input models, power down	3			Vdc
	12 Vdc input models, power up			7.3	Vdc
remote on/off ³	12 Vdc input models, power down	5.8			Vdc
	24 Vdc input models, power up			15.5	Vdc
	24 Vdc input models, power down	12			Vdc
	48 Vdc input models, power up			31	Vdc
filter	48 Vdc input models, power down	24			Vdc
	capacitive				
input reverse polarity protection	no				
input fuse	turn on (<0.8 Vdc or open circuit)				
	turn off (4~15 Vdc)				
	1 A time delay fuse for 5 Vdc input models (recommended)				
	0.5 A time delay fuse for 12 Vdc input models (recommended)				
	0.25 A time delay fuse for 24 & 48 Vdc input models (recommended)				

Notes: 3. CMOS or open collector TTL, reference to -Vin.

OUTPUT

parameter	conditions/description	min	typ	max	units
maximum capacitive load	3.3 Vdc output models			500	μF
	5 Vdc output models			400	μF
	12 Vdc output models			167	μF
	15 Vdc output models			134	μF
	±5 Vdc output models			200	μF
	±12 Vdc output models			83	μF
	±15 Vdc output models			67	μF
voltage accuracy				±1.5	%
line regulation	from high line to low line			±0.5	%
load regulation	from 100% load to minimum load			±0.5	%
	single output models			±1	%
	dual output models				
voltage balance	dual output models			±1	%
cross regulation ¹	load cross variation 25%/100% (dual output models)			±5	%
turn-on delay time, from input	from Vin, min to 10% Vo		1		ms
turn-on delay time, from on/off control	from Von/off to 10% Vo		1		ms
rise time	from 10% Vo to 90% Vo		2.5		ms
switching frequency	at nominal Vin, full load	100			kHz
dynamic load response	25% step load change		± 6		%
	error band (Vout) recovery time			500	μs
temperature coefficient			±0.03		%/°C

Note: 1. For asymmetric loading, both outputs must be at least 25% load.

PROTECTIONS

parameter	conditions/description	min	typ	max	units
over current protection		120			%
short circuit protection	continuous, automatic recovery				

SAFETY AND COMPLIANCE

parameter	conditions/description	min	typ	max	units
isolation voltage	input to output for 1 minute	1,500			Vdc
isolation resistance	input to output	1,000			MΩ
isolation capacitance	input to output		500		pF
conducted emissions	EN 55022 Class A & Class B (external circuit required, see Figure 3)				
MTBF	as per MIL-HDBK-217F, full load, GB, 25°C		2,500,000		hours
RoHS	2011/65/EU				

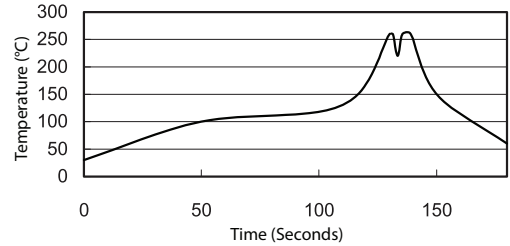
ENVIRONMENTAL

parameter	conditions/description	min	typ	max	units
operating temperature	see derating curve	-40		100	°C
storage temperature		-55		125	°C
operating humidity	non-condensing			95	%

SOLDERABILITY

parameter	conditions/description	min	typ	max	units
wave soldering	see wave soldering profile			260	°C

- Notes:
1. Soldering materials: Sn/Cu/Ni
 2. Ramp up rate during preheat: 1.4°C/s (from 50°C to 100°C)
 3. Soaking temperature: 0.5°C/s (from 100°C to 130°C), 60±20 seconds
 4. Peak temperature: 260°C, above 250°C for 3~6 seconds
 5. Ramp down rate during cooling: -10°C/s (from 260°C to 150°C)



MECHANICAL

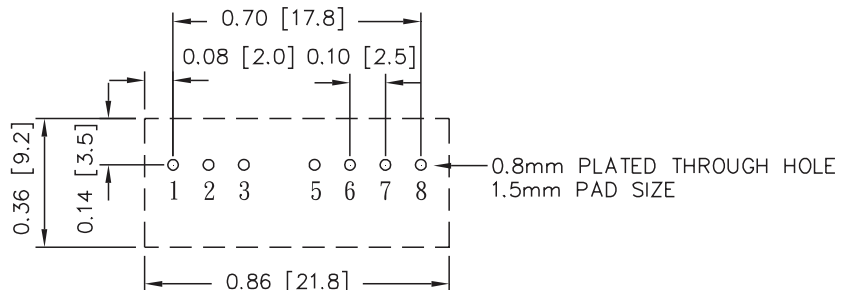
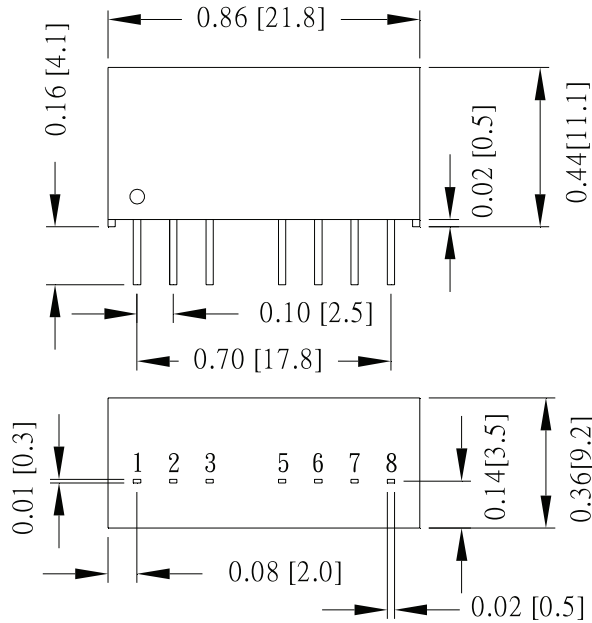
parameter	conditions/description	min	typ	max	units
dimensions	0.86 x 0.36 x 0.44 (21.80 x 9.20 x 11.10 mm)				inches
case material	non-conductive black plastic				
weight			4.8		g

MECHANICAL DRAWING

units: inches [mm]
 tolerance: X.XX ±0.02 [±0.5]
 pin section tolerance: ±0.002[±0.05]

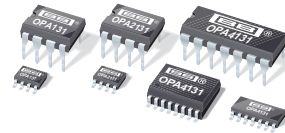
PIN CONNECTIONS		
PIN	Function	
	Single	Dual
1	-Vin	-Vin
2	+Vin	+Vin
3	on/off	on/off
5	NC	NC
6	+Vout	+Vout
7	-Vout	common
8	NC	-Vout

NC=no connection



Recommended PCB Layout
 Top View

Amplificador operacional OPA4131



General-Purpose FET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

FEATURES

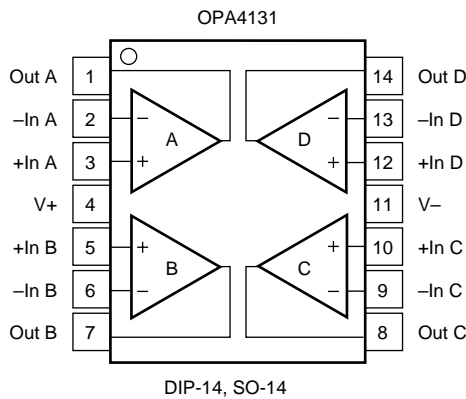
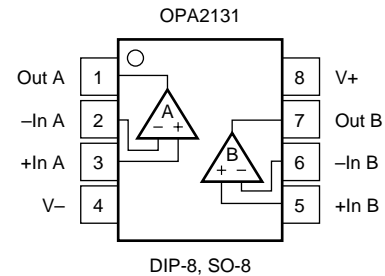
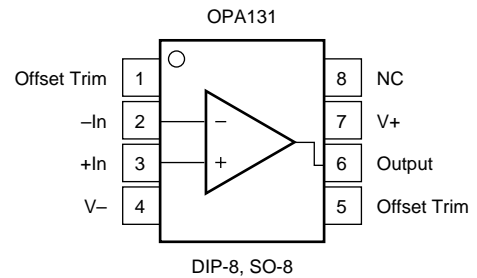
- FET INPUT: $I_b = 50\text{pA max}$
- LOW OFFSET VOLTAGE: $750\mu\text{V max}$
- WIDE SUPPLY RANGE: $\pm 4.5\text{V to } \pm 18\text{V}$
- SLEW RATE: $10\text{V}/\mu\text{s}$
- WIDE BANDWIDTH: 4MHz
- EXCELLENT CAPACITIVE LOAD DRIVE
- SINGLE, DUAL, QUAD VERSIONS

DESCRIPTION

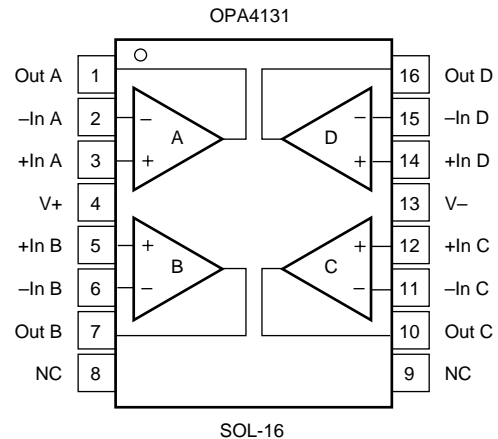
The OPA131 series of FET-input op amps provides high performance at low cost. Single, dual, and quad versions in industry-standard pinouts allow cost-effective design options.

The OPA131 series offers excellent general-purpose performance, including low offset voltage, drift, and good dynamic characteristics.

Single, dual, and quad versions are available in DIP and SO packages. Performance grades include commercial and industrial temperature ranges.



NC = No Connection



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS⁽¹⁾

Supply Voltage, V+ to V-	36V
Input Voltage	(V-) - 0.7V to (V+) + 0.7V
Output Short-Circuit ⁽²⁾	Continuous
Operating Temperature	-55°C to +125°C
Storage Temperature	-55°C to +125°C
Junction Temperature	150°C
Lead Temperature (soldering, 10s)	300°C

NOTES: (1) Stresses above these ratings may cause permanent damage. Exposure to absolute maximum conditions for extended periods may degrade device reliability. (2) Short-circuit to ground, one amplifier per package.



ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This integrated circuit can be damaged by ESD. Texas Instruments recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

PACKAGE/ORDERING INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE-LEAD	PACKAGE DESIGNATOR ⁽¹⁾	SPECIFIED TEMPERATURE RANGE	PACKAGE MARKING	ORDERING NUMBER	TRANSPORT MEDIA, QUANTITY
Single						
OPA131	SO-8	D	-40°C to +85°C	OPA131UJ	OPA131UJ	Rails, 100
"	"	"	"	"	OPA131UJ/2K5	Tape and Reel, 2500
OPA131	SO-8	D	-40°C to +85°C	OPA131UA	OPA131UA	Rails, 100
"	"	"	"	"	OPA131UA/2K5	Tape and Reel, 2500
OPA131	SO-8	D	-40°C to +85°C	OPA131U	OPA131U	Rails, 100
"	"	"	"	"	OPA131U/2K5	Tape and Reel, 2500
Dual						
OPA2131	SO-8	D	-40°C to +85°C	OPA2131UJ	OPA2131UJ	Rails, 100
"	"	"	"	"	OPA2131UJ/2K5	Tape and Reel, 2500
OPA2131	SO-8	D	-40°C to +85°C	OPA2131UA	OPA2131UA	Rails, 100
"	"	"	"	"	OPA2131UA/2K5	Tape and Reel, 2500
Quad						
OPA4131	DIP-14	N	-40°C to +85°C	OPA4131PJ	OPA4131PJ	Rails, 25
"	"	"	"	OPA4131PA	OPA4131PA	Rails, 25
OPA4131	SOL-16	DW	-40°C to +85°C	OPA4131UA	OPA4131UA	Rails, 48
"	"	"	"	"	OPA4131UA/1K	Tape and Reel, 1000
OPA4131	SOL-14	D	-40°C to +85°C	OPA4131NJ	OPA4131NJ	Rails, 58
"	"	"	"	OPA4131NA	OPA4131NA	Rails, 58

NOTE: (1) For the most current specifications and package information, refer to our web site at www.ti.com.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, and $R_L = 2\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITION	OPA131UA OPA2131UA OPA4131PA, UA, NA			OPA131UJ OPA2131UJ OPA4131PJ, NJ			UNITS	
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX		
OFFSET VOLTAGE Input Offset Voltage OPA131U model only vs Temperature ⁽¹⁾ vs Power Supply OPA131U model only	Operating Temperature Range $V_S = \pm 4.5\text{V to } \pm 18\text{V}$		± 0.2	± 1		*	± 1.5	mV	
			± 0.2	0.75		*	*	mV	
				± 2	± 10		*	*	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
				50	200		*	*	$\mu\text{V}/\text{V}$
				50	100		*	*	$\mu\text{V}/\text{V}$
INPUT BIAS CURRENT⁽²⁾ Input Bias Current vs Temperature Input Offset Current	$V_{\text{CM}} = 0\text{V}$		+5	± 50		*	*	pA	
	$V_{\text{CM}} = 0\text{V}$		See Typical Characteristic			*	*	pA	
NOISE Input Voltage Noise Noise Density, $f = 10\text{Hz}$ $f = 100\text{Hz}$ $f = 1\text{kHz}$ $f = 10\text{kHz}$ Current Noise Density, $f = 1\text{kHz}$			21 16 15 15 3			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{fA}/\sqrt{\text{Hz}}$	
INPUT VOLTAGE RANGE Common-Mode Voltage Range Common-Mode Rejection OPA131U model only	$V_{\text{CM}} = -12\text{V to } +14\text{V}$	(V-) + 3 70 80	80 86	(V+) - 1	*	*	*	V dB dB	
INPUT IMPEDANCE Differential Common-Mode	$V_{\text{CM}} = 0\text{V}$		$10^{10} \parallel 1$ $10^{12} \parallel 3$			*	*	$\Omega \parallel \text{pF}$ $\Omega \parallel \text{pF}$	
OPEN-LOOP GAIN Open-Loop Voltage Gain OPA131U model only	$V_O = -12\text{V to } +12\text{V}$	94 100	110 110		*	*		dB dB	
FREQUENCY RESPONSE Gain-Bandwidth Product Slew Rate Settling Time 0.1% 0.01% Total Harmonic Distortion + Noise	$G = -1, 10\text{V Step}, C_L = 100\text{pF}$ $G = -1, 10\text{V Step}, C_L = 100\text{pF}$ 1kHz, $G = 1, V_O = 3.5\text{Vrms}$		4 10 1.5 2 0.0008			*	*	MHz V/ μs μs μs %	
OUTPUT Voltage Output, Positive Negative Short-Circuit Current		(V+) - 3 (V-) + 3	(V+) - 2.5 (V-) + 2.5 ± 25		*	*	*	V V mA	
POWER SUPPLY Specified Operating Voltage Operating Voltage Range Quiescent Current (per amplifier)	$I_O = 0$	± 4.5	± 15 ± 1.5	± 18 ± 1.75	*	*	*	V V mA	
TEMPERATURE RANGE Operating Range Storage Thermal Resistance, θ_{JA} DIP-8 SO-8 DIP-14 SO-14, SOL-16		-55 -55		+125 +125	-55 *		+125 *	$^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}/\text{W}$ $^\circ\text{C}/\text{W}$ $^\circ\text{C}/\text{W}$ $^\circ\text{C}/\text{W}$	

* Specifications same as OPA131UA.

NOTES: (1) Ensured by wafer test. (2) High-speed test at $T_J = 25^\circ\text{C}$.

Amplificador operacional TL084

TL08xx JFET-Input Operational Amplifiers

1 Features

- Low Power Consumption: 1.4 mA/ch Typical
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias Current: 30 pA Typical
- Low Input Offset Current: 5 pA Typical
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion: 0.003% Typical
- High Input Impedance: JFET Input Stage
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate: 13 V/μs Typical
- Common-Mode Input Voltage Range Includes V_{CC+}

2 Applications

- Tablets
- White goods
- Personal electronics
- Computers

3 Description

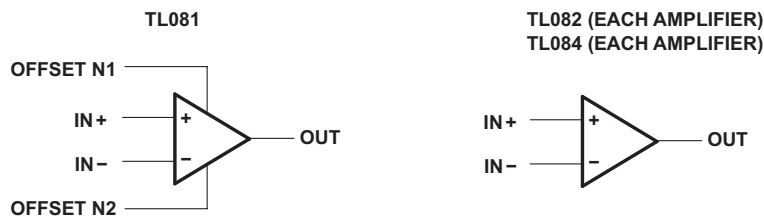
The TL08xx JFET-input operational amplifier family is designed to offer a wider selection than any previously developed operational amplifier family. Each of these JFET-input operational amplifiers incorporates well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset-voltage temperature coefficient.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
TL084xD	SOIC (14)	8.65 mm × 3.91 mm
TL08xxFK	LCCC (20)	8.89 mm × 8.89 mm
TL084xJ	CDIP (14)	19.56 mm × 6.92 mm
TL084xN	PDIP (14)	19.3 mm × 6.35 mm
TL084xNS	SO (14)	10.3 mm × 5.3 mm
TL084xPW	TSSOP (14)	5.0 mm × 4.4 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Schematic Symbol



Optoacoplador TPC817

200mW, 4 PIN DIP Phototransistor Photocoupler

FEATURES

- Current transfer ratio
(CTR: MIN.80% at $I_F=5mA$, $V_{CE}=5V$)
- High isolation voltage between input and output
($V_{iso}=5000V$ rms)
- Creepage distance $> 7.62mm$
- UL Recognized File # E478892
- Compliant to RoHS directive 2011/65/EU and in accordance to WEEE 2002/96/EC
- Halogen-free according to IEC 61249-2-21

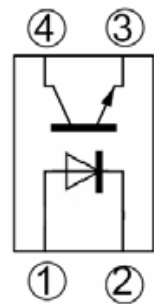
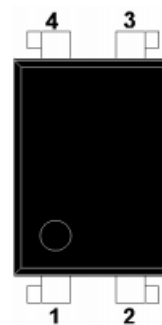
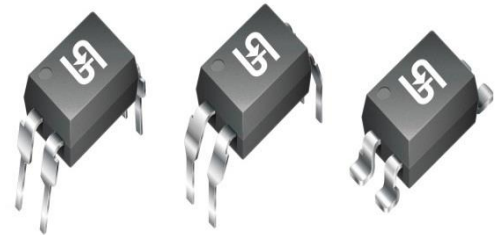
APPLICATIONS

- Programmable controllers
- System appliances, measuring instruments
- Telecommunication equipments
- Home appliances, such as fan heaters, etc
- Signal transmission between circuits of different potentials and impedances

MECHANICAL DATA

- Case: DIP-4 , DIP-4M , SOP-4
- Molding compound: UL flammability classification rating 94V-0
- Moisture sensitivity level: level 1, per J-STD-020
- Packing code with suffix "G" means green compound (halogen-free)
- Terminal: Matte tin plated leads, solderable per J-STD-002
- Meet JESD 201 class 1A whisker test
- Polarity: Indicated by cathode band

KEY PARAMETERS		
PARAMETER	VALUE	UNIT
CTR	80-600	%
V_{CEO}	80	V
P_{tot}	200	mW
I_C	50	mA
V_{iso}	5000	Vrms
Package	DIP-4 DIP-4M SOP-4	
Configuration	Single Dice	



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ($T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted)				
PARAMETER		SYMBOL	PART NUMBER	UNIT
Input	Forward current	I_F	50	mA
	Reverse voltage	V_R	6	V
	Power dissipation	P	70	mW
Output	Collector-emitter voltage	V_{CEO}	80	V
	Emitter-collector voltage	V_{ECO}	6	V
	Collector current	I_C	50	mA
	Collector power dissipation	P_C	150	mW
Total power dissipation		P_{tot}	200	mW
Isolation voltage		V_{iso}	5000	Vrms
Rated impulse isolation voltage		V_{IOTM}	6000	V
Rated repetitive peak isolation voltage		V_{IORM}	630	V
Operating temperature		T_{opr}	-40 to +100	$^\circ\text{C}$
Storage temperature		T_{stg}	-55 to +125	$^\circ\text{C}$
Soldering temperature		T_{sol}	260	$^\circ\text{C}$

ELECTRICAL SPECIFICATIONS ($T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted)							
PARAMETER		CONDITIONS	SYMBOL	MIN	TYP	MAX	UNIT
Input	Forward voltage	$I_F=20\text{mA}$	V_F		1.2	1.4	V
	Reverse current	$V_R=4\text{V}$	I_R			10	μA
	Terminal capacitance	$V=0, f=1\text{kHz}$	C_t		30	250	pF
Output	Collector dark current	$V_{CE}=20\text{V}, I_F=0$	I_{CEO}			10^{-7}	A
	Collector-emitter breakdown voltage	$I_C=0.1\text{mA}, I_F=0$	BV_{CEO}	80			V
	Emitter-collector breakdown voltage	$I_E=10\mu\text{A}, I_F=0$	BV_{ECO}	6			V
Transfer Characteristics	Collector current		I_C	2.5		30	mA
	Current transfer ration(Note 1)	$I_F=5\text{mA}, V_{CE}=5\text{V}$	CTR	80		600	%
	Collector-emitter saturation voltage	$I_F=20\text{mA}, I_C=1\text{mA}$	$V_{CE(sat)}$		0.1	0.2	V
	Isolation resistance	DC500V, 40 to 60%RH	R_{iso}	5×10^{10}	10^{11}		Ω
	Floating capacitance	$V=0, f=1\text{MHz}$	C_f		0.6	1.0	pF
	Cut-off frequency	$V_{CE}=5\text{V}, I_C=2\text{mA}, R_L=100\Omega, -3\text{dB}$	f_c		80		KHz
	Response time	Rise time	$V_{CE}=2\text{V}, I_C=2\text{mA}, R_L=100\Omega$	t_r		4	18
Fall time			t_f		3	18	μs

Notes:

1. Classification table of current transfer ratio is shown below

Regulador ajustable tres terminales LM317

LM317 3-Terminal Adjustable Regulator

1 Features

- Output Voltage Range Adjustable
From 1.25 V to 37 V
- Output Current Greater Than 1.5 A
- Internal Short-Circuit Current Limiting
- Thermal Overload Protection
- Output Safe-Area Compensation

2 Applications

- ATCA Solutions
- DLP: 3D Biometrics, Hyperspectral Imaging, Optical Networking, and Spectroscopy
- DVR and DVS
- Desktop PC
- Digital Signage and Still Camera
- ECG Electrocardiogram
- EV HEV Charger: Level 1, 2, and 3
- Electronic Shelf Label
- Energy Harvesting
- Ethernet Switch
- Femto Base Station
- Fingerprint and Iris Biometrics
- HVAC: Heating, Ventilating, and Air Conditioning
- High-Speed Data Acquisition and Generation
- Hydraulic Valve
- IP Phone: Wired and Wireless
- Intelligent Occupancy Sensing
- Motor Control: Brushed DC, Brushless DC, Low-Voltage, Permanent Magnet, and Stepper Motor
- Point-to-Point Microwave Backhaul
- Power Bank Solutions
- Power Line Communication Modem
- Power Over Ethernet (PoE)
- Power Quality Meter
- Power Substation Control
- Private Branch Exchange (PBX)
- Programmable Logic Controller
- RFID Reader
- Refrigerator
- Signal or Waveform Generator
- Software Defined Radio (SDR)
- Washing Machine: High-End and Low-End
- X-ray: Baggage Scanner, Medical, and Dental

3 Description

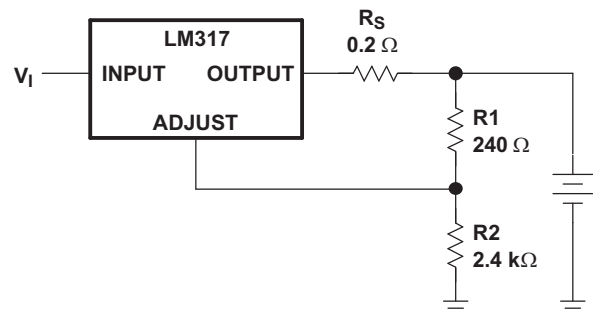
The LM317 device is an adjustable three-terminal positive-voltage regulator capable of supplying more than 1.5 A over an output-voltage range of 1.25 V to 37 V. It requires only two external resistors to set the output voltage. The device features a typical line regulation of 0.01% and typical load regulation of 0.1%. It includes current limiting, thermal overload protection, and safe operating area protection. Overload protection remains functional even if the ADJUST terminal is disconnected.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM317DCY	SOT-223 (4)	6.50 mm × 3.50 mm
LM317KCS	TO-220 (3)	10.16 mm × 9.15 mm
LM317KCT	TO-220 (3)	10.16 mm × 8.59 mm
LM317KTT	TO-263 (3)	10.16 mm × 9.01 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Battery-Charger Circuit



Copyright © 2016, Texas Instruments Incorporated

