

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

OPCIÓN I.- TESIS

TRABAJO PROFESIONAL

“EQUIPO DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES ECG
COMO HERRAMIENTA DIDÁCTICA”.

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA
ELECTRÓNICA

PRESENTA:

Ing. Aldo Sosa Villaraux

DIRECTOR DE TESIS:

Dr. José de Jesús Agustín Flores Cuautle

CODIRECTOR DE TESIS:

Dr. Mario Alberto García Martínez





FECHA: 06/03/2018
DEPENDENCIA: POSGRADO
ASUNTO: Autorización de Impresión
OPCIÓN: I

C. ALDO SOSA VILLARAU
CANDIDATO A GRADO DE MAESTRO EN:
INGENIERIA ELECTRONICA

De acuerdo con el Reglamento de Titulación vigente de los Centros de Enseñanza Técnica Superior, dependiente de la Dirección General de Institutos Tecnológicos de la Secretaría de Educación Pública y habiendo cumplido con todas las indicaciones que la Comisión Revisora le hizo respecto a su Trabajo Profesional titulado:

"EQUIPO DE ADQUISICION DE SEÑALES ECG COMO HERRAMIENTA DIDACTICA".

Comunico a Usted que este Departamento concede su autorización para que proceda a la impresión del mismo.

A T E N T A M E N T E


RUBEN POSADA GOMEZ

JEFE DE LA DIV. DE ESTUDIOS DE POSGRADO

C.A. TITULACIÓN



SECRETARIA DE
EDUCACIÓN PÚBLICA
INSTITUTO
TECNOLÓGICO
DE ORIZABA

ggc





FECHA : 14/02/2018

ASUNTO: Revisión de Trabajo Escrito

C. RUBEN POSADA GOMEZ
JEFE DE LA DIVISION DE ESTUDIOS
DE POSGRADO E INVESTIGACION.
P R E S E N T E

Los que suscriben, miembros del jurado, han realizado la revisión de la Tesis del (la) C. :

ALDO SOSA VILLARAUX

la cual lleva el título de:

"EQUIPO DE ADQUISICION DE SEÑALES ECG COMO HERRAMIENTA DIDACTICA".

Y concluyen que se acepta.

A T E N T A M E N T E

PRESIDENTE : DR. JOSE DE JESUS AGUSTIN FLORES

FIRMA

SECRETARIO : DR. MARIO ALBERTO GARCIA MARTINEZ

FIRMA

VOCAL : DR. GERARDO AGUILA RODRIGUEZ

FIRMA

VOCAL SUP. : DR. RUBEN POSADA GOMEZ

FIRMA

EGRESADO(A) DE LA MAESTRIA EN **INGENIERIA ELECTRONICA**

OPCION: I **Tesis**



Agradecimientos

Primeramente a Dios por darme vida, cuidarme y permitirme un logro más en esta etapa de mi vida.

Agradezco a CONACYT por otorgar la beca con registro 739374 para la realización de este proyecto.

A la División de Posgrado del Instituto Tecnológico de Orizaba por la oportunidad de crecimiento académico.

Al Dr. José de Jesús Agustín Flores Cuautle, asesor de este trabajo, gracias por el apoyo durante el desarrollo del proyecto y la oportunidad de presentar mi primer artículo en un congreso internacional; demostrando ser un excelente investigador, asesor y amigo.

A los compañeros de generación que me acompañaron durante todo este tiempo y que demostraron ser buenos amigos apoyándonos en los buenos y los malos momentos.

A mi familia por estar siempre presente y apoyarme en los momentos difíciles y pruebas que nos pone la vida.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
Problemática.....	1
Hipótesis.....	1
Metodología	2
Objetivos.....	3
Alcances y Limitaciones.....	3
Descripción del Documento	4
CAPÍTULO I	4
Justificación	4
Estado del Arte	5
Estado del Campo	13
CAPÍTULO II	20
Marco Teórico.....	20
Potenciales Bioeléctricos	20
Señal Bioeléctrica Cardíaca	22
Electrocardiógrafo y Electrocardiografía	25
Electrodos para Biopotenciales.....	28
Filtros Activos.....	29
Amplificadores de Instrumentación	30
Procesamiento de Señales	32
Perturbaciones en la Señal ECG	33
Sistemas de Protección.....	34
Aplicaciones Didácticas.....	37
Transportable	39
CAPÍTULO III	41
Desarrollo Teórico	41
Diseño.....	43
Simulación	50
CAPÍTULO IV	53
Desarrollo Experimental.....	53
Construcción	53
Pruebas Experimentales por Módulo	54

Integración	66
Resultados	68
Validación de Resultados.....	70
Conclusiones.....	71
Bibliografía y Referencias	72
Anexos.....	75
Glosario.....	75
Productos de Investigación	77

Índice de Figuras

Figura 1.- Módulo de ECG de 3 canales EG01010	13
Figura 2 .-ECG 6 canales SONOLIFE interpretativo	14
Figura 3.- DRE True ECG-3 Tres canales de ECG	15
Figura 4 .- Monitor de Frecuencia Cardíaca ECG AD8232	16
Figura 5 .- SHIELD-EKG/EMG	17
Figura 6.- Mod EKG	18
Figura 7.- Impulsos que forman la señal cardíaca	23
Figura 8 .- Componentes de la señal eléctrica cardíaca.....	24
Figura 9 .- Derivaciones de extremidades.....	26
Figura 10 .- Derivaciones unipolares aumentadas de los miembros.....	26
Figura 11.-Gráfica de un ECG [22].....	27
Figura 12.- Circuito seguidor con ganancia	30
Figura 13.- Amplificador diferencial, arreglo de dos op amp	31
Figura 14.- Amplificador de instrumentación usado para medición de señales bioeléctricas	31
Figura 15.-Fuentes de ruido que afectan los registros de biopotenciales [4].	34
Figura 16 .- Tipos de Transformadores	35
Figura 17 .- Transformador de Audio	36
Figura 18.- Ejemplos de dispositivos portatiles	39
Figura 19 .- Esquema Sallen-Key Tipo Pasa Banda de 6to Orden	42
Figura 20 .- Esquema de un Filtro Notch.....	42
Figura 21.-Circuito Monitor de ECG Base (INA114 – Burr Brown®)	43
Figura 22.- Diagrama interno y esquema de conexiones del INA114	44
Figura 23.- Diagrama interno y esquema de conexiones del OPA2604.....	44
Figura 24 .- Esquemático del Circuito ECG con el Retorno de Pierna Derecha....	45
Figura 25 .- Diagrama internodel LM324.....	45
Figura 26.- Esquema de conexiones del LM324	46
Figura 27.- Diagrama esquemático del filtro pasa banda	47
Figura 28 .- Diagrama esquemático del filtro notch	48
Figura 29.- PG203J y su diagrama de pines	48
Figura 30.- Conectores para los puertos de entrada y salida.....	49
Figura 31 .- Simulación del circuito de ECG.....	50
Figura 32 .- Prueba de simulación en el osciloscopio para el circuito de ECG	51
Figura 33 .- Simulación del circuito pasa-banda de 0.05-100Hz	51
Figura 34 .- Simulación del filtro de 4to orden tipo Notch de 60Hz.....	52
Figura 35 .- Simuación conjunta.....	52
Figura 36 .- Vista superior e inferior de la tarjeta de ECG.....	53
Figura 37 .- Vista superior e inferior de la actualización de la tarjeta ECG, en la cual se contienen todos los filtros requeridos durante su diseño.....	54
Figura 38.- Pruebas de graficación de datos adquiridos en LabVIEW.	55
Figura 39.- Pruebas de adquisición por medio de la tarjeta de audio de la pc	56
Figura 40.- Manipulación con operadores matemáticos básicos mientras se ejecuta la adquisición.....	56
Figura 41.- Programa de adquisición de audio y procesamiento matemático V2.057	

Figura 42.- Combinacion de los codigos de adquisicion y manipulacion matemática.	58
Figura 43 .-Codigo actualizado del software de manipulación de señales ECG ..	59
Figura 44 .- Interfaz con nuevas opciones de grafica y herramientas	59
Figura 45 .- Apariencia final de la interfaz del software de ECG	60
Figura 46 .- Herramientas que componen a la interfaz grafica.....	61
Figura 47.- Prueba experimental del modulo de ecg con sus periféricos	62
Figura 48 .- toma realizada a la programa de adquisicion de la señal ECG.....	62
Figura 49 .- Toma de la señal manipulada digitalmente mediante el software	63
Figura 50 .- LM324 de 4to Orden y 3er Orden respectivamente	63
Figura 51 .- Filtro PB 4to 100Hz	64
Figura 52.- Filtro PA 4to 50mHz	64
Figura 53 .- Filtro Notch de 4to orden de 60Hz	65
Figura 54 .- Toma realizada al osciloscopio durante la prueba de ECG	65
Figura 55 .- Pruebas realizadas al circuito de ECG.....	66
Figura 56 :- Tarjeta final del circuito de ECG.....	67
Figura 57 .- Conexion de los puertos de entrada y salida	67
Figura 58 .- Módulo de Baterías	68
Figura 59 .- Colocacion de electrodos y limpieza de area con solucion salinica ...	68
Figura 60 .- Pruebas finales de funcionamiento del equipo en conjunto	69
Figura 61 .- Captura de la interfaz grafica durante las pruebas de funcionamiento	69
Figura 62 .- Visualizacion de la señal en el monitor de paciente.....	70
Figura 63.- Visualización de la señal en el software.....	70

Índice de Tablas

Tabla 1.- Componentes químicos de los líquidos intracelular y extracelular	21
Tabla 2.-Tipos de señales bioeléctricas, amplitudes y frecuencias [4, 28, 35]	22
Tabla 3.-Derivaciones bipolares y unipolares) [2, 39].....	27
Tabla 4.-Electrodos para biopotenciales de tipo circular [4].	29
Tabla 5 .- Especificaciones mínimas para un amplificador de ECG	32
Tabla 6 .- Rangos de frecuencias de algunas señales biologicas, sismicas y electromagneticas	38

INTRODUCCIÓN

Problemática

Actualmente los estudiantes de ingeniería electrónica, mecatrónica, biomédica, etc. aprenden a utilizar los equipos de electrocardiografía y a interpretar los datos de un electrocardiograma para sus proyectos de investigación; la limitante se presenta cuando el alumno no conoce las bioseñales cardiacas ni su comportamiento en situaciones normales y solamente puede almacenar los datos registrados por el ECG pero no puede modificar la señal registrada. En otros casos el uso de equipos de marca registrada requiere el uso de un software especial perteneciente al mismo; esto crea la dificultad de exportar los archivos generados por el equipo a otras plataformas de programación para su procesamiento. De este modo surge la necesidad de un equipo de adquisición de ECG que permita la conexión con diversos dispositivos de cómputo para su registro en diferentes plataformas de programación que permitan la libre manipulación de los datos originales recibidos y aplicarles filtros o ecuaciones matemáticas que el estudiante pretenda utilizar en su proyecto facilitando así el uso de la señal obtenida para diferentes fines. Cabe resaltar que con las nuevas tecnologías, el procesamiento de las señales obtenidas de cualquier sistema tiende a ser digital lo cual provoca que exista pérdida de información en la adquisición, de este modo sería ideal la implementación de un equipo de ECG que sea más simple, al procesar analógicamente la señal bioeléctrica del corazón ya que no requiere usar un conversor analógico digital y viceversa. Además los diseños analógicos generalmente consumen menos potencia y ocupan menor área en el chip que su contraparte digital [1].

Hipótesis

Es posible crear un sistema de adquisición de señales electrocardiográficas portátil (alimentado con baterías) que entregue una señal analógica a un equipo de cómputo mediante la tarjeta de audio, en el cual se llevara a cabo el procesamiento de la señal adquirida; se podrá modificar la señal mientras se está adquiriendo mediante operadores matemáticos básicos y ecuaciones ingresadas en el software.

Metodología

Debido a la carencia de conocimiento del origen y comportamiento de las señales electrocardiográficas como primer paso en el desarrollo del proyecto se presenta la búsqueda de bibliografía referente a origen de los potenciales bioeléctricos, comportamiento y composición, transporte de iones en las células, tipos de bioseñales, electrocardiograma y electrocardiografía, anatomía del corazón, origen de las señales cardiacas, electrodos para biopotenciales, colocación de los electrodos en el cuerpo, modelos eléctricos para la representación de la interface electrodo piel, entre otros temas referentes a la adquisición de las señales.

Posteriormente se investigara sobre circuitos de electrocardiografía para estudiar sus componentes, tipos de amplificadores de instrumentación utilizados en el desarrollo de equipo médico, tipos de filtros utilizados en los circuitos para adquisición de señales ECG; se realizaran simulaciones donde se comprobara el funcionamiento de los circuitos investigados y se probaran algunas modificaciones para adaptarlos a los requerimientos del proyecto, incluyendo la adquisición de material difícil de encontrar en el país o con elevados costos, posibles variantes en los materiales y reemplazo por otros elementos en caso de que sea necesario.

En el caso de la parte del desarrollo del software de procesamiento se investigara en el estado del arte algunos proyectos de investigación en donde se adquirieran y procesen bioseñales para seleccionar cual entorno de programación fue el más utilizado y cuales dieron mejores resultados en desempeño.

Una vez teniendo establecidos la plataforma de programación y el circuito con el que se va a trabajar, se procede al desarrollo de los mismos, se simulan, se evalúan y se hacen la pruebas pertinentes a cada una de la secciones por separado. En el caso del el software de procesamiento se desarrollan programas con pequeñas tareas para asegurar el funcionamiento teórico de las mismas, así también cada avance va siendo registrado en diferentes versiones del programa hasta llegar a una versión completa con todas las funcionalidades deseadas.

Objetivos

Crear un sistema de ECG confiable y seguro capaz de obtener las señales bioeléctricas cardiacas, transmitir las sin digitalización a un equipo de cómputo mediante su tarjeta de audio y procesarlas mediante una computadora para su manipulación matemática.

- Diseñar un circuito de ECG con salida adaptada para su conexión con el puerto de audio de un equipo de cómputo
- Diseñar una interfaz gráfica que funcione como monitor cardiaco y que permita la manipulación de la señal adquirida.
- Crear un sistema conjunto de hardware y software portable funcional, alimentado con baterías.

Alcances y Limitaciones

El equipo a desarrollar permitirá la adquisición de la señal ECG completa sin perder ninguna muestra debido a que esta etapa es analógica, esto servirá para que los usuarios puedan observar en la interfaz el verdadero estado de una señal electrocardiográfica sin manipular, poder entender el comportamiento de la señal que se describe en los libros de bioelectrónica y así comprender mejor el análisis de señales al unir la teoría con la práctica. A su vez la manipulación matemática permitirá entender el comportamiento de la señal ante factores externos que puedan surgir y probar algunos otros métodos de filtrado mediante ecuaciones matemáticas ya que en la actualidad los investigadores no poseen ningún tipo de herramienta que les permita aplicar en tiempo real el funcionamiento de sus técnicas matemáticas de filtrado y estadística.

Disponer de una herramienta confiable de adquisición de señales ECG también facilitaría el desarrollo de tecnologías que requieran el uso de estas, ya que el investigador se dedicaría al desarrollo y aplicación de su proyecto sin tener que consumir parte de su tiempo en construir un sistema de ECG.

El sistema en un principio está enfocado a la adquisición y procesamiento de las señales ECG, pero sienta las bases para implementaciones metodológicas similares en la adquisición de señales EMG y con modificaciones en el hardware también al trabajo con señales EEG.

Descripción del Documento

El presente documento consta de 4 capítulos en los cuales se abordan los elementos principales de la investigación llevada a cabo, principalmente se describirán aspectos de contexto que definen el objetivo del trabajo, se citan además otros trabajos relacionados y las metodologías que se han usado además de literatura correspondiente a la materia, cuyas bases ayudan a consolidar el conocimiento para el desarrollo del proyecto. Posteriormente se describen los aspectos teóricos del tema que ayudan a la comprensión de los experimentos y metodologías que se estarán realizando ya que estos conocimientos no están dentro de las materias básicas de un estudiante de ingeniería. En el capítulo 3 se describen todos los procesos de diseño y simulaciones explicando el porqué de la metodología a seguir. En el capítulo 4 se describen los procesos de construcción al mismo tiempo que se presentan los resultados obtenidos en las pruebas de cada una de las partes del proyecto. Por último se resaltan los objetivos cumplidos y se proponen alternativas para la solución de los objetivos que no lograron alcanzarse.

CAPÍTULO I

Justificación

Actualmente los estudiantes de materias relacionadas con bioelectrónica se enfrentan al problema de no poder llevar a la práctica o experimentación los conocimientos que adquieren sobre señales bioeléctricas cardíaca y su adquisición; estas señales son conocidas gracias a literatura y algunos medios de comunicación visual y en escasas oportunidades se conocen a través de equipo médico especializado como es el caso del ECG. Desafortunadamente las señales mostradas en estos medios son ideales o muy procesadas al ser convertidas digitalmente después de su adquisición; para que una investigación o desarrollo de equipo biomédico tenga una base sólida de conocimiento para manipulación, es necesario conocer cómo se comporta una bioseñal en su estado original, de este modo se podrán aplicar las técnicas de procesamiento aprendidas de una manera natural. Esto da un preámbulo a la investigación y al desarrollo de nuevos o mejores equipos biomédicos.

Ahora bien, algunas actividades de investigación y desarrollo de equipos de rehabilitación utilizan señales bioeléctricas, esto hace necesario contar con equipos seguros y confiables de adquisición, que permitan procesar dichas señales, por esta razón se propone el diseño y fabricación de un equipo que permita la obtención y el procesamiento de dichas señales de manera eficiente. Logrando así una sinergia entre la teoría y la práctica de la electrónica y la biomedicina

Estado del Arte

En [1] se presenta la adquisición y procesamiento de la actividad eléctrica del corazón y cerebro usando el Circuito Analógico Programable FPAA AN231E04 de Anadigm. Este diseño muestra una nueva opción que sustituye la implementación de sistemas analógicos de forma tradicional en el procesamiento de la actividad eléctrica del corazón y cerebro con un mejor rendimiento, economía, bajo consumo de potencia y libre de perturbaciones. De esta manera, se da evidencia de nuevas formas de diseño analógico donde simplemente con especificar las características del circuito analógico a implementar, se obtienen datos satisfactorios y un diseño bastante simple pero efectivo. En este orden de ideas, el hardware desarrollado consume poca potencia, presenta un bajo costo y permite obtener resultados satisfactorios para el análisis de la actividad eléctrica del corazón y cerebro. Los resultados obtenidos validan el correcto funcionamiento del hardware con señales que indican el verdadero funcionamiento del órgano tratado para realizar un buen diagnóstico clínico e investigativo en cardiología y encefalografía.

En la universidad de Guadalajara, España [2], se desarrolló un equipo de electrocardiografía ECG con los objetivos de: construcción con materiales de bajo costo y tratar que la respuesta del prototipo sea exactamente igual a in electrocardiógrafo profesional; la segunda parte del trabajo fue el desarrollo de un programa en LabVIEW para mostrar la señal de las muestras. Se utilizaron derivaciones bipolares, se digitalizó la señal mediante conversores A/D y se transmitieron las señales mediante puerto serial utilizando conectores DB9. Los resultados del trabajo fueron la construcción de un ECG sencillo con materiales de bajo costo, reducción de espacio del equipo y visualización por pc.

Se realizó en [3] un módulo de adquisición de señales ECG para telecardiología; en este se muestran los resultados de la fase experimental de un módulo de adquisición de señal ECG para el proyecto "Sistema de Control de Error para Transmisión de Datos de Señal ECG Comprimida Mediante Cuantificación Vectorial". El modulo utiliza la tarjeta de sonido de la pc para el sistema de compresión, protección y transmisión de datos del ECG, el OpAmp utilizado en el circuito fue el LF347.

En [4] se encontraron los conceptos necesarios para el entendimiento de los orígenes de los potenciales eléctricos fue "Potenciales Bioeléctricos: Origen y Registro" a consideración propia es un libro muy completo que explica todo el funcionamiento celular y cita diversas investigaciones que se llevaron a cabo dentro del texto para sustentar la información ahí mostrada y dar un mejor entendimiento de las ideas actuales. Contiene temas de anatomía y química pertinente al comportamiento del cuerpo, contiene además información sobre adquisición de ECG, EMG y EEG explicando cada uno en su apartado cómo se comportan estas señales, algunos circuitos de protección para pacientes, entre otros temas necesarios para la elaboración del estado del arte de este documento.

Desarrollado en Ecuador [5], se presenta un sistema de monitoreo de condiciones de salud mediante una red de dispositivos móviles; el trabajo se basa en la

comunicación de datos de manera inalámbrica (bluetooth, WiFi, GPRS y SMS) y en redes inalámbricas de sensores con comunicación Zigbee, las señales del ECG son generadas por el software ECGSYN y la muestra de datos en el teléfono móvil celular se realizó mediante un aplicación desarrollada en java.

En la universidad politécnica de Madrid se desarrolló [6], un instrumento que adquiere señales de EEG y ECG, enfocado a diagnóstico en animales con desórdenes neurológicos, dentro de sus objetivos estuvieron la reducción de costo en el equipo; se utilizó LabVIEW para la parte virtual ya que la señal fue digitalizada y enviada por puerto serial y así crear un archivo de muestras que sería cargada posteriormente en Matlab para su graficación, se utilizó el amplificador INA110, el conmutador bidireccional analógico CD4016B, un atenuador variable para poder registrar EEG y ECG además de una fuente de alimentación de 9v.

En [7] se encontró información importante para el desarrollo del marco teórico del proyecto ya que contiene temas como: fuentes de potenciales bioeléctricos, electrodos de biopotenciales, el corazón y sistemas cardiovasculares, entre otros; que servirán como base para la comprensión del comportamiento del sistema a medir.

En la universidad tecnológica de Pereira se realizó [8], un trabajo de análisis de esquemas de filtrado para señales ECG donde se realizaron varias pruebas en una señal electrocardiográfica para su caracterización con el fin de comprender su origen y sus componentes, también se describieron y simularon varios tipos de perturbaciones en una señal típica de ECG para analizar su efecto, por último se implementaron filtros para la eliminación de ruidos en la señal.

Publicado en la revista "Investigación y Ciencia" en Aguascalientes [9], propone el uso de métodos de convolución para la reducción de ruido producido por la digitalización de la señal ECG; se obtiene un perfil geométrico del método tipo pasa bajas utilizando funciones con estructura matemática, gaussiana, cuadrática, triangular y trigonométrica; dentro de sus resultados se encuentra: una mejor apreciación de las componentes de la señal ECG y un pequeño porcentaje en la reducción del ruido de la señal original.

En la universidad de Tarapacá, en la región del Maule, Chile, se presentó [10] un proyecto de desarrollo regional de nombre de adquisición y tratamiento de señales electrocardiográficas, en el cual se lleva a cabo el trabajo de creación de un equipo de ECG, señalando en conjunto con eso algunas problemáticas pertinentes a trabajos similares; en análisis de estos problemas está enfocado principalmente a problemas informáticos y algunos electrónicos.

Dentro del contenido de [11], el tema llamado "instrumentation for measuring bioelectric signals from cells", contiene información de amplificadores programables acondicionadores de señal y transductores de nombre CyberAmp, específicamente hablando de los modelos 380 y 320 los cuales poseen características deseables para las etapas de adquisición de las señales bioeléctricas.

En [12] se describen diversos métodos de adquisición de señales EMG y algoritmos para su análisis. Su objetivo es proporcionar a los investigadores eficientes y efectivas maneras de entender el comportamiento y la naturaleza de la señal EMG, así como un enfoque en el control de prótesis, reconocimiento de agarre y la interacción humano – computador, así como procedimientos de análisis. Se tomó en cuenta la información de este artículo debido a que en [6] se creó un sistema capaz de adquirir ambas señales ECG y EMG en un mismo circuito con un conmutador para alternar la adquisición de las señales; así se hizo un enfoque en algunas técnicas de adquisición de la señal para obtener otras ideas base para la señal ECG.

Se expone en [13] un trabajo sobre técnicas estadísticas para condensar información de un gran conjunto de variables correlacionadas en sus componentes principales, estos luego son derivados como una combinación lineal convirtiéndose así en datos no correlacionados conteniendo información de la señal original. Posteriormente se realizan análisis estadísticos para reunir información de esa señal original basado en muestras tomadas en el mismo segmento en diferentes periodos de tiempo.

En el XXVII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica se presentó [14]. El objetivo de esta investigación fue realizar una valoración de la medida del intervalo QT para el ECG utilizando el sistema de derivaciones EASI y comparándolo con el sistema de 12 derivaciones estándar. El resultado fue favorable concluyendo que las medidas con el sistema de derivaciones EASI y el sistema de delineación ML proporcionan medidas confiables con la misma precisión de un sistema de 12 derivaciones estándar.

Un artículo desarrollado en Argentina [15], propone un método para la reducción de ruido en bioseñales utilizando la ecuación de Lyapunov para sistemas lineales y estables, la Transformada de Fourier como así también métodos estadísticos de validación como son: Kurtosis, el concepto de Covarianza y el Coeficiente de Correlación de Pearson; el trabajo que se llevó a cabo consistió en corromper con ruidos típicos de señales ECG en una base de datos del MIT-BIH, obteniendo resultados con “razonable efectividad” y titulándolo como una alternativa más en la utilización de algoritmos.

En [16], se presenta el diseño y la investigación de un sistema portátil multicanal de registro y amplificación de bioseñales. Se propone una técnica de digitalización y transmisión inalámbrica de dichas señales por medio del estándar de comunicación inalámbrica ZigBee con protocolo IEEE 802.15.4. Se aborda también la miniaturización de ciertas etapas de adquisición y acondicionamiento electrónico de las bioseñales. El sistema que se presenta en este trabajo, está pensado para comunidades aisladas o poco accesibles.

En [17] se presenta el diseño e implementación de un sistema de adquisición y procesamiento de señales cardíacas. El sistema de adquisición está conformado por un conjunto de amplificadores y filtros que acondicionan y pre-procesan la señal eléctrica. Posteriormente dicha señal pasa a través de un microcontrolador para su digitalización (ADC) y filtrado digital, etapa que permite reducir al mínimo el ruido

asociado a la señal eléctrica. Finalmente, la señal es transmitida de forma serial a algún dispositivo electrónico (computadora, DSP, etc.). El sistema desarrollado ha permitido obtener las señales eléctricas del corazón de manera eficiente para su posterior análisis mediante algún sistema automático de clasificación.

Contenido en [18], se encuentran las mejoras realizadas a un algoritmo para la detección de complejos QRS de una señal ECG conocido como algoritmo de Holsinger, utilizando características presentes en un detector de complejos QRS conocido como algoritmo de Hamilton-Tompkins. Se detalla cada una de las mejoras graduales realizadas en el algoritmo de Holsinger, con la revisión de su rendimiento en la identificación temporal de complejos QRS sobre registros de señales electrocardiográficas (señales ECG) de una base de datos pública (base de datos de arritmias del MIT-BIH), con el objetivo de demostrar empíricamente que es posible obtener un mejor rendimiento en algoritmo simple de detección de complejos QRS, con la conservación de su simplicidad, mediante la inclusión de técnicas clásicas de procesamiento digital de señales (DSP).

El protocolo desarrollado en [19] proporciona comunicación para la electrocardiografía asistida por ordenador (SCP-ECG) proporciona una comunicación estandarizada entre diferentes dispositivos de ECG y sistemas de información médica. Este documento amplía el uso de este protocolo para ser incluido en los sistemas de monitoreo de salud. Introduce nuevas secciones en la estructura SCP-ECG para la transferencia de datos de posicionamiento, alergias y cinco biosignales adicionales: presión arterial no invasiva (NiBP), temperatura corporal (Temp), dióxido de carbono (CO₂), saturación de oxígeno en sangre (SPO₂) tarifa. También introduce nuevas etiquetas en las secciones existentes para la transferencia de datos demográficos integrales. La versión mejorada propuesta se conoce como protocolo e-SCP-ECG +. Este documento también considera la implementación piloto del nuevo protocolo como un componente de software en un Sistema de Telemonitorización Sanitaria.

La información mencionada en [20] está enfocada en el desarrollo de un sistema de medición de signos vitales: tensión arterial, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, temperatura corporal. Todo esto con aplicación en la mejorar del servicio de urgencias en un hospital general de zona; se trabaja con un modelo Triage de urgencias y emergencias.

El artículo [21] es un concentrado de información donde se hace referencia a otros trabajos publicados y explica el estado de las investigaciones y alcances recientes entorno a los tipos de electrodos y gel utilizado para la adquisición de señales bioeléctricas; se expresan pruebas y caracterizaciones de estos mismos.

En [22] se describe el diseño y construcción de un equipo que permite medir la señal de un electrocardiograma de bajo costo. Se ha implementado sin descuidar los requisitos de seguridad eléctrica. Mediante la implementación de filtros análogos para el acondicionamiento de la señal, cabe resaltar que el ruido blanco es el factor que influye en la señal final obtenida. Luego de ahí se procede a la digitalización de la señal para luego mostrarlo de un monitor de un computador. Diseño y prueba de un amplificador de instrumentación para acondicionar una señal voltaje biomédica

proveniente de la derivación 2 de un ECG (Electrocardiograma). Este tipo de amplificadores se usa muy frecuentemente para amplificar señales muy pequeñas, en el orden de milivolts e incluso en el micro voltios y donde el ruido tiene una componente de amplitud muy grande en comparación con la señal a medir, como es en el caso de una señal del ECG que indica el comportamiento del corazón.

Se presenta en [23] información para los estudiantes de electrónica, biomédica, medicina o de grupos de investigación que capturen o detecten señales fisiológicas, para realizar procesos propios en el tratamiento de dichas señales con el fin de diagnosticar y/o determinar patologías que puedan desencadenar en procesos más delicados para el paciente. El procedimiento llevado a cabo tiene la característica de que el paciente está protegido contra corrientes que puedan introducirse al cuerpo por los cables por medio de un opto acoplador.

[24] hace un recuento de la historia de los bioamplificadores explicando que las señales bioeléctricas se remiten a estudios que comenzaron con el descubrimiento de la electricidad en seres vivos, vislumbrada por Luigi Galvani y Alessandro Volta en el siglo XVII y demostrada por Carlo Matteucci y sus continuadores en el siglo XIX. El alcance de este artículo tiene como objetivo explicar el origen de los amplificadores utilizados en Electrofisiología, a través del análisis de una necesidad científica de la época que llevó a la construcción de aparatos cada vez más especializados, supliendo así las insuficiencias tecnológicas de la experimentación en Física y Fisiología y a su vez, sentando las bases de disciplinas como la Electrocardiografía, las Neurociencias, la Electromiografía y la Electrofisiología, en general.

En [25] se contrastan los beneficios del uso de diferentes métodos de codificación dentro un protocolo de comunicación, en términos de su confiabilidad. Para este fin, se diseñó un protocolo en la capa de enlace (BTLCP), con el que se midió el parámetro BER de distintas combinaciones de técnicas de modulación y codificación. La fuente de datos en este sistema fue un conjunto de ondas cerebrales muestreadas provenientes de estudios ajenos, y además, señales electroencefalográficas generadas por un modelo propio. Este conjunto de condiciones fue implementado y simulado dentro una aplicación específica de simulación de eventos discretos y cálculo matricial (OpenTonitruum). Los resultados de las pruebas dieron una alta variabilidad respecto a la codificación y una baja variación en relación a la modulación; demostrando que el efecto de las diferentes técnicas de modulación de fase es indiferente, siendo las técnicas de codificación las verdaderamente influyentes en el desempeño. Además, se encontró que la codificación por turbocódigos posee la tasa de errores más baja que el resto, aumentando la confiabilidad del protocolo.

En [26] se muestran los principios de diseño y consecución de un ECG portátil y su interfaz con Labview. Éste consta de los siguientes módulos: módulo de adquisición y amplificación de la señal, que se encarga de capturar y amplificar la señal de los electrodos. Módulo de filtraje de la señal, el cual consta de dos filtros, uno paso-bajo y otro paso-alto, para formar un filtro pasa-banda con frecuencias de corte de 0.05 Hz y 100 Hz, y un filtro Notch para eliminar la frecuencia de la red de 60 Hz. Módulo

de digitalización y transmisión USB. Por último el módulo de recepción y monitoreo de la señal en Labview, donde se puede identificar el ritmo cardíaco y posibles arritmias.

En [27] se presenta un enfoque arquitectónico basado en la Red de Sensores Inalámbricos para el cuidado de la salud y el progreso que tiene. La arquitectura propuesta consta de nodos sensor portátiles, un puente 802.15.4 / IEEE 802.11, un servidor local y un servidor remoto (servidor médico). Esta arquitectura permite el seguimiento de las variables fisiológicas en los pacientes sobre su vida cotidiana, tanto en el hogar como en un edificio que cuenta con la infraestructura propuesta. Las variables que actualmente se pueden monitorear a través de la arquitectura implementada son: temperatura, frecuencia cardíaca y electrocardiograma (ECG), también incluye la medición de variables de contexto (iluminación, temperatura ambiente y humedad), todas estas variables se transmiten a través de una red de sensores inalámbricos a un nodo y se muestra en un PC.

El trabajo realizado en [28] trata sobre el estudio y análisis de procesamiento de señales ECG mediante la herramienta MATLAB de forma efectiva. El estudio de la señal de ECG incluye la generación y simulación de la señal de ECG, la adquisición de datos de ECG en tiempo real, filtrado y procesamiento de señales de ECG, extracción de características, comparación entre diferentes algoritmos y técnicas de análisis de señales de ECG (es decir, transformación de Wavlet) ECG, calcular la velocidad de batido y así sucesivamente utilizando el software MATLAB más familiar y multifuncional junto con LABVIEW. La correcta utilización de las funciones de MATLAB (tanto incorporadas como definidas por el usuario), las librerías y Simulink nos puede llevar a trabajar con señales ECG para procesamiento y análisis tanto en tiempo real como por simulación con gran precisión y conveniencia.

Artículo [29] describe un sistema de ECG que consta de 7 etapas en las cuales se trata la adquisición y procesamiento de la señal ecg y se envía de manera inalámbrica a otro dispositivo. comenzando por un módulo de adquisición de la señal, el cual se encarga de adquirir la señal bioeléctrica del corazón, por medio de tres electrodos colocados en la zona precordial, conectados a la placa principal encargada de la adquisición y procesamiento de la bioseñal, se trabaja con la derivación V5 amplificada que es una derivación específica para monitores cardíacos. La segunda etapa consta de un amplificador de instrumentación, etapa de filtrado, etapa de acondicionamiento y comunicación Bluetooth.

Se propone en [30] crear un dispositivo poco fiable que pueda registrar las pulsaciones eléctricas del corazón y sea capaz de desplegarlas en una pantalla (dígase la PC o una pantalla LCD grafica) usando los componentes mínimos y más baratos que se consigan para no incrementar el costo del mismo. Es decir, se propone crear un electrocardiógrafo de poca fidelidad y que sea completamente didáctico. El proyecto se plantea como Open Source, es decir, tanto sus esquemáticos e investigación serán de dominio público para que cualquier persona que desee pueda reconstruirlo, esto dará al proyecto una perspectiva didáctica.

En este Proyecto [31] se desarrolla un sistema de adquisición de datos de bajo coste con el doble objetivo de que por un lado sea muy sencillo de usar para un destino

educativo y, por otro lado, de que se pueda conectar mediante la arquitectura cliente-servidor a otros dispositivos de forma inalámbrica o cableada para realizar el control. En el sistema prima la interfaz microcontrolador-cliente, de forma que busca de forma intensiva diferentes caminos para conectar ambos, bien a través del ordenador o dispositivo móvil. Además de toda la investigación y el desarrollo del sistema tanto en la parte hardware, que ha consistido en el acondicionamiento de la señal obtenida de los sensores y proporcionada a los actuadores, del cual se ha llevado a cabo su implantación física haciendo uso de microcontroladores (Arduino MEGA y Arduino UNO) y módulos de expansión de comunicaciones (Ethernet Shield); como de la parte software, mediante el lenguaje de programación de la plataforma, muy similar a C, y Simulink, para implementar los sistemas de control. También se han desarrollado pruebas para validar el sistema.

El trabajo de tesis [32] tiene como objetivo general del trabajo el desarrollo de un sistema de medición de ritmo cardiaco para personas con taquicardia. Se contemplan los siguientes temas: historia del medidor de pulso cardiaco: orígenes de los equipos de electrocardiografía y contemporáneos que promovieron la investigación referente a estos equipos; bases teóricas del corazón: que describen la partes que lo componen, funcionamiento eléctrico y formas de la señal eléctrica del corazón; desarrollo de un sistema de adquisición de la señal ECG: uso de amplificadores de instrumentación y la exposición de resultado.

El objetivo de [33] es establecer una serie de pruebas preliminares que permitan la digitalización de bioseñales, incluyendo su adquisición. A manera de ejemplo, se aplica el proyecto a la bioseñal producida por los músculos cardíacos. Por tal motivo, en primer lugar se estudia la señal de ECG del cuerpo humano, con el fin de caracterizarla, para luego elaborar un circuito que logre adquirir la misma. Una vez conocida la señal, se desarrolla un dispositivo capaz de censarla mediante electrodos y siguiendo normas de seguridad preestablecidas. Luego de captar la bioseñal en forma analógica se la adecúa para proceder con su digitalización, y se la envía por puerto serie a una computadora donde se visualiza mediante el software Matlab.

El proyecto realizado en [34] es un dispositivo inalámbrico capaz de captar las señales electrocardiográficas (ECG) y enviarlas a un ordenador donde podrán ser visualizadas, empleando como pieza fundamental el front – end ADS1296 de Texas Instruments. Este conversor analógico – digital de 24 bits integra varias funciones preparadas para la obtención de señales ECG en un área reducida, haciendo posible la disminución tanto de tamaño del dispositivo como de cantidad de componentes. Con él se ha diseñado un sistema que consta de la amplificación de las tres derivaciones periféricas y tres precordiales con realimentación activa. El envío de las señales hacia el ordenador se realiza mediante Bluetooth.

En [35] se recogen los resultados de investigación sobre el diseño de electrocardiógrafos de bajo costo para usos académicos, correspondiente a de la línea de investigación de Telemetría del grupo de Investigación en Telemedicina de la Universidad Militar Nueva Granada.

[36] es una memoria de proyecto que refleja los distintos procedimientos para el desarrollo de un sistema inalámbrico de monitorización de constantes vitales con plataforma Arduino y visualización en aplicación móvil. Los objetivos de este diseño es capturar las constantes vitales de un paciente mediante instrumentación electrónica con base en una plataforma Arduino y su visualización en tiempo real las mediciones en un Smartphone o Tablet mediante una aplicación móvil. El desarrollo del proyecto ha sido dividido en cuatro fases: búsqueda de información, desarrollo del hardware, desarrollo del software y la realización de la documentación. El desarrollo de esta memoria seguirá los pasos comentados anteriormente. La instrumentación utilizada para la monitorización de las constantes vitales han sido: electrocardiograma (ECG) y pulsioximetría (SpO₂). Son señales eléctricas de poca amplitud y susceptibles a interferencias y ruidos, por lo que es necesario que la instrumentación electrónica del proyecto permita filtrar los datos de los sensores de las interferencias del entorno. Por ello se ha diseñado dos circuitos independientes con distintas etapas de adaptación, filtrado y amplificación para la obtención de los datos requeridos para su posterior tratado por el microprocesador de la plataforma Arduino. El software está diseñado para obtener del ECG la gráfica y la tira de ritmo, y del pulsioximetría la saturación de oxígeno en sangre, la onda de pulsioximetría y el pulso. Una vez obtenida los datos requeridos, estos son enviados mediante una zona WiFi a una plataforma inteligente como es un Smartphone o Tablet pudiendo ver los datos en una interfaz interactiva gracias a la evolución de los terminales móviles

En [37] se desarrolló un sistema de medición de signos vitales, se realizó una comparación entre datos reales contra simulados y se minimizaron los errores de lecturas; se realizó la lectura con la tarjeta ChipKit y se hace mención del uso del sensor de temperatura Im35. Como resultados también se presentan reducciones en el costo del dispositivo en comparación de los comerciales.

En [38] se presenta el desarrollo de un sistema de adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas superficiales o SEMG. El sistema propuesto adquiere las señales SEMG de la superficie de la piel utilizando electrodos superficiales de AgCl. El sistema tiene una etapa de amplificación y de filtrado por hardware para eficientar el tiempo de proceso. Se desarrolló un software para procesar por transformada de Fourier la señal SEMG amplificada y filtrada. A diferencia de otros sistemas de adquisición de señales biológicas que son desarrollados para terapia o rehabilitación, este sistema está pensado para ser usado para el control de brazos robóticos, por ello el software desarrollado mide la fatiga utilizando parámetros como el corrimiento de la frecuencia media instantánea y la densidad espectral de potencia de la señal SEMG.

Estado del Campo

❖ Medlab medizinische Diagnosegerate GmbH



Figura 1.- Módulo de ECG de 3 canales EG01010

Este módulo cuenta con filtrado digital que ayuda al ajuste de la señal obtenida durante la adquisición de datos lo cual ayuda con los problemas de adquisición.

Su tamaño pequeño (88 x 53 mm) y altura máxima de 10 mm resuelve los problemas de dimensiones ya que al tratarse de un módulo, debe poseer un tamaño compacto. EL método de adquisición se realiza mediante las derivaciones Einthoven I, II o III y posee un cable de tres cables. Posee además

Un sistema de medición de la frecuencia respiratoria sobre los electrodos, lo que le da un valor agregado al módulo. Contiene una alimentación única 5Vcc, aunque no muestra un accesorio de alimentación, solo salida de pines por lo cual se requiere una placa base para la alimentación, no posee conectores para los cables lo cual indica que la placa base debe poseerlos o se requiere otro modulo que los posea. Requiere un equipo en el cual se instale un software para la visualización de la señal adquirida.

En tema de seguridad, posee un aislamiento integrado del paciente según IEC 60601-1, protección integrada contra desfibrilación; transmite la frecuencia de pulso y la forma de onda ECG. Contiene además un sistema de medición de la frecuencia del pulso entre 30 y 248 bpm. Posee tres etapas de amplificación que permiten al dispositivo mostrar la señal adquirida de una forma correcta. El precio del módulo es de \$280 USD = 4,948.97MXN

❖ SONOLIFE



Figura 2 .-ECG 6 canales SONOLIFE interpretativo

Equipo Interpretativo con operación manual y automática, completamente digital y controlado por un microprocesador. Posee una pantalla de 7" LCD a color que permite mostrar la señal adquirida de cada uno de los 6 canales, resolviendo así los problemas de visualización y portabilidad del equipo, contiene además un sistema de impresión en modo manual y automático, el cual asegura el registro de la señal adquirida en el momento que se desee, posee un análisis de onda de 5 min. Almacena 200 estudios de ECG, además soporta expansión por tarjeta SD, con esto se resuelve el registro de datos y su almacenamiento; contiene una alarma por desconexión de electrodos para corregir fallos durante la adquisición y en cuanto a su alimentación, posee Batería de litio recargable lo cual permite trabajar de forma portátil el equipo, su precio en el mercado es de \$22,999 MXN

❖ DRE an Avante – Health solutions Company



Figura 3.- DRE True ECG-3 Tres canales de ECG

El monitor de ECG portátil muestra formas de onda vibrantes en una conveniente pantalla de desplazamiento, posee un sistema de protección de circuito desfibrilador, para los problemas en la transmisión de datos se usa un convertidor A / D 12 bits que ayuda a pantalla a mostrar los datos, lo cual nos muestra que los datos observados en la pantalla son valores digitales que posiblemente hayan perdido algunas partes de la información durante la conversión. Contiene un rango de medición $\pm 5\text{mVpp}$. Trabaja con frecuencias de $0.05\text{Hz} \sim 150\text{Hz}$, suficiente para capturar todo el rango de frecuencia de una señal de ECG pero también se encuentra en rango de captura de vario artefactos dentro de esa frecuencia, posee un modificador de sensibilidad 2.5, 5, 10, 20 (mm / mV) para poder variar la escala de las mediciones realizadas. Posee una impedancia de entrada $> 50\text{M} \Omega$ que favorece el funcionamiento de su amplificador de instrumentación, posee varios filtros: Filtro EMG 25 Hz / 35Hz / 45Hz / OFF; Filtro DFT 0.05 / 0.15 / 0.25 / 0.5 Hz; Filtro paso bajo 150 Hz / 100Hz / 75Hz; Filtro CA 50 Hz / 60 Hz para la aislar la señal ecg y tratar de obtene la mejor forma de onda posible. Posee un CMRR $> 110\text{dB}$ lo cual es favorable al equipo. Tiene un peso 2,5 kg (con batería de 14.4V), además de la alimantacio por fuente en CA, se tiene una mejor protección del paciente. Contiene una aantalla 320 x 240 píxeles LCD que permite la visualización de los datos. Posee un modo grabación que resuelve los problemas de registro de datos. Más de 3 horas de trabajo continuo bajo alimentación de batería. Utiliza un papel de registro de 80mm x 20m, el cual necesita repuesto cada cierto tiempo, generando un costo con el tiempo. Tiene una dimensión de 288mm x 210mm x 70mm, lo cual reduce su portabilidad, además de trabajar con una interfaz de comunicación Ethernet, RS232; lo cual menciona que aun trabaja con equipos no tan actuales.

❖ OEM

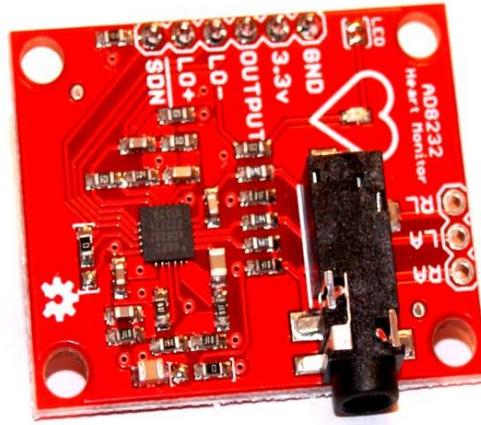


Figura 4 .- Monitor de Frecuencia Cardiaca ECG AD8232

El módulo de frecuencia cardiaca con el AD8232 es un dispositivo el cual es capaz de medir actividad eléctrica del corazón. La actividad puede ser desplegada mediante una gráfica tipo ECG. El módulo consta de un amplificador operacional de instrumentación. Esta tarjeta es compatible con cualquier microcontrolador o tarjeta de desarrollo tipo Arduino. Tiene un Voltaje de operación de 3.3V. Salida tipo analógica. Salida con Jack de 3.5mm. Dimensiones de 34x24x8 mm y peso de 7g, bastante ligero y reducido para su conexión a las tarjetas. Tiene un precio de Precio: \$779 MXN. Es un equipo dependiente, no posee interfaz gráfica dedicada a las señales ECG, por lo cual se tiene que desarrollar por separado, requiere tarjeta Arduino para funcionar completamente, resuelve problemas de compatibilidad con cualquier tarjeta Arduino. Los valores de amplificación y filtrado son predeterminados, no hay opciones de modificación, resuelve los problemas de polarización de electrodos.

❖ Olimex

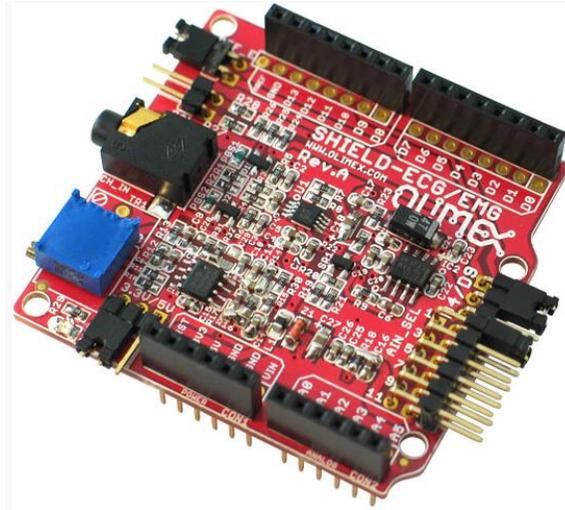


Figura 5 .- SHIELD-EKG/EMG

Tarjeta de control SHIELD-EKG/EMG que permite a la tarjeta tipo Arduino capturar señales de tipo electrocardiograma o electromiógrafo, dándole un valor agregado y resolviendo los problemas de poseer diferentes equipos para ambas mediciones, posee un potenciómetro Trimmer preciso para la calibración resolviendo así ese problema de ajustes cuando se presentan.

Posee un conector de entrada para electrodos normales o activos, resolviendo así los problemas de compatibilidad con electrodos, funciona tanto con 3.3V y 5V Arduino compatible. Posee dimensiones de 62.00x52.00x20.00 mm y peso de 20 g, y tiene un precio: \$831 MXN el cual es mayor a una tarjeta arduino; al igual que algunas tarjetas, es dependiente y no posee una forma accesible de visualización mediante pantalla o un software lo cual nos dice que es un módulo para desarrolladores.

❖ Olimex

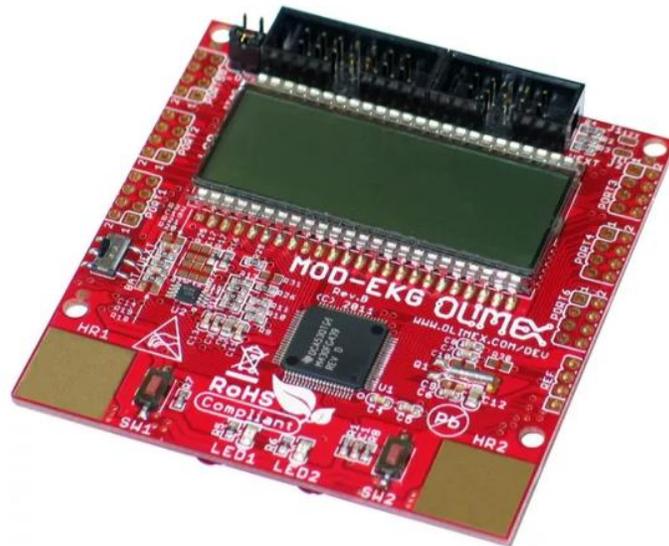


Figura 6.- Mod EKG

Monitor de ritmo cardiaco y ECG con una tarjeta basada en el MSP430. Posee una pantalla LCD para visualización de la señal adquirida, resuelve problemas de compatibilidad ya que posee un conector UEXT para que pueda conectarse a otras tarjetas como placa de monitoreo de ritmo cardiaco, posee un conector en tarjeta para batería de litio 3V, lo cual le da menos peso y portabilidad, posee un conector JTAG para conexión directa en MSP430 y Conector JTAG 2x7 para proporcionar alimentación a la placa de destino lo cual no lo vuelve una placa dependiente de otras y la vuelve fácilmente compatible con otras placas, posee dimensiones de 76.2x71.12 mm, su precio en el mercado es de \$721MXN, muy cercano al precio de otras tarjetas que no poseen un display para la visualización de los datos y su funcionamiento no está restringido a un único tipo de tarjeta en conjunto.

Conclusiones

Los productos en el mercado en su mayoría poseen dependencia de otras tarjetas de procesamiento que deben adquirirse para que funcionen en conjunto correctamente; el modo de visualización de las señales adquiridas también requieren un conocimiento previo para la programación de una interface para poder apreciar de manera adecuada estas señales, algunos otros dispositivos cuentan con una pequeña pantalla que muestra la señal adquirida por derivaciones, en el caso de los equipos más costosos estos ya cuentan con complementos de impresión, monitoreo de frecuencia cardíaca, respiración y temperatura, lo cual da al equipo un valor agregado, se ha notado a su vez que los módulos tienen un circuito propio para cada funcionalidad, otros no tienen forma de transferir los datos o utilizan tecnología no muy actual para la transmisión de datos, otros requieren una SD externa para poder asegurar varios exámenes de monitoreo, algunos equipos que presentan alimentación por batería, también poseen toma a línea de potencia.

En el caso del trabajo a realizar se tomarán en cuenta los problemas de compatibilidad tanto en adquisición como transmisión de datos, ya que se pretende trabajar como un puerto analógico de audio, el manejo de la información será más ergonómico; el equipo a desarrollar será independiente a otras tarjetas de adquisición por lo cual no se anexarán ningunos otros complementos que den valor agregado al equipo, será desarrollado con un fin específico que no requerirá conocimientos previos de programación al momento de desplegar la interface visual de la señal adquirida, lo único a anexar será un pequeño manual de manejo del equipo que al tener la característica de ser plug and play, facilitara su uso para cualquier persona que desee aprender sobre adquisición de señales ECG. Se tomarán como base los 2 diferentes medios de alimentación al igual que algunos otros dispositivos para asegurar un largo periodo de trabajo del equipo. El software a realizar permitirá la manipulación de los datos adquiridos mediante el circuito de ECG para darle diferentes usos a la señal adquirida, complemento que hasta la fecha no posee ningún otro equipo de ECG.

CAPÍTULO II

Marco Teórico

Potenciales Bioeléctricos

La unidad anatómica y funcional de los seres vivos es la célula; pueden verse a cada una de sus partes (membrana celular, citoplasma, núcleo y organelos) como compartimentos separados que interactúan entre sí, teniendo cada uno membrana, entre cuyas funciones se encuentra la de servir como barrera selectiva de ciertas sustancias químicas de los organelos de la célula. Por lo cual se dice que las membranas son semipermeables.

Al igual que las membranas internas de la célula, la membrana celular (membrana externa) también es semipermeable, constituida por una mezcla de lípidos y proteínas.

Los lípidos que constituyen la membrana son fosfolípidos en su mayoría, estos contienen una "cabeza de grupo" hidrofílica y dos "colas" hidrofóbicas.

Las proteínas en la membrana suministran canales que permiten a iones como el Sodio, Potasio y Cloro, cruzar rápidamente las membranas celulares. Estos canales poseen un tapiz de cadenas laterales cargadas positivamente, proporcionando un canal polar selectivo para los iones de cloruro cargados negativamente y excluiría a los positivos y a los aniones de diversos tamaños cargados negativamente; distinguiendo a los iones de sodio de los iones de potasio con base en su tamaño iónico.

Las principales funciones de la membrana celular son la formación de compartimentos, regulación de movimientos de sustancias, transferencia de información, interacción celular, además de ser un lugar para las funciones bioquímicas y transducción de energía. Otra de las funciones importantes de la membrana celular es mantener en equilibrio la presión osmótica de los líquidos intra y extracelulares, ya que existe un gran flujo de nutrientes y de otros elementos entre estos dos medios.

Durante el transporte de iones las sustancias atraviesan la membrana celular principalmente a través de dos procesos: la difusión y el transporte activo.

El transporte activo es el movimiento de sustancias producido por procesos químicos que proporcionan la energía necesaria para originar este movimiento, esta energía se puede obtener a partir del adenosintrifosfato (ATP) y suele estar acoplado a los mecanismos celulares que lo producen; este transporte a su vez depende de procesos enzimáticos ocurridos en la membrana. El transporte activo es bloqueado por el enfriamiento y por ciertos venenos metabólicos de la respiración y de la glucólisis. Cuando la energía está completamente bloqueada se produce una

pérdida de potasio. Durante este, le energía se libera en la superficie interna de la membrana a partir de sustancias ricas en energía, principalmente ATP, además se emplean enzimas específicas para promover el transporte.

En todas las células existe un mecanismo de transporte activo de sodio y potasio, por su importancia en diferentes sistemas funcionales del cuerpo para las fibras nerviosas y musculares que transportan impulsos, en diversas glándulas para la secreción de sustancias y para evitar la hinchazón celular, frecuentemente se le llama bomba de sodio/potasio. Este mecanismo permite mantener los gradientes de concentración, a pesar de que existe movimiento neto de sodio hacia el interior de la célula y de potasio hacia la parte externa de la misma.

En todas las células existe una diferencia entre su concentración iónica intracelular y la del medio extracelular, así como un potencial eléctrico a través de la membrana; estas propiedades se encuentran relacionadas ya que el potencial eléctrico depende de la distribución desigual de los iones en ambos lados de la membrana. Como se observa en la tabla 1, la concentración de sodio fuera de la célula es muy elevada en comparación con la que existe dentro de la célula; en cambio, con el potasio es todo lo contrario.

Tabla 1.- Componentes químicos de los líquidos intracelular y extracelular

Componente	Líquido Extracelular	Líquido Intracelular
Na ⁺	142 meq/l	10 meq/l
K ⁺	5 meq/l	141 meq/l
Ca ⁺⁺	5 meq/l	< 1 meq/l
Mg ⁺⁺	3 meq/l	58 meq/l
Cl ⁻	103 meq/l	4 meq/l
HCO ₃ ⁻	28 meq/l	10 meq/l
Fosfatos	4 meq/l	75 meq/l
SO ₄ ⁻	1	2 meq/l
Glucosa	90 mg por 100	20 mg por 100
Aminoácidos	30 mg por 100	200 mg por 100
Colesterol, Fosfolípidos y Grasa neutra	0.5 mg por 100	2 a 95 g por 100
pO ₂	75 mmHg	20 mmHg
pCO ₂	46 mmHg	50 mmHg
pH	7.4	7.0

El potencial de membrana (V_m) o potencial de reposo es la diferencia de potencial entre uno y otro lado de la membrana, debido a la distribución asimétrica de las cargas eléctricas, la cual es a su vez el resultado de la diferencia de concentración iónica determinada por el transporte activo y por la permeabilidad selectiva de la membrana. Generalmente se acumula el exceso de iones negativos (aniones no difusibles) dentro de la membrana celular y un número igual de iones positivos

(cationes) inmediatamente fuera de la misma. Como resultado se desarrolla el potencial de membrana y cuando el flujo de iones es cero, cuando la membrana se encuentra en reposo, se dice que esta polarizada.

Se ha comprobado que el potencial de membrana en reposo varía generalmente entre -70 a -95 mV, y que su valor promedio es alrededor de -85mV. Como resultado de todas estas particularidades en el cuerpo humano se puede concluir que: Las señales bioeléctricas o biopotenciales son voltajes iónicos producidos por la actividad electroquímica de células particulares denominadas excitables (nerviosas, musculares y algunas glándulas)[4].

Tabla 2.-Tipos de señales bioeléctricas, amplitudes y frecuencias [4, 28, 35]

Nombre	Símbolo	Amplitud	Rango en Frecuencia
Electrocardiografía	ECG	0.5 – 2 mV	0.05 – 250 Hz
Electroencefalografía	EEG	5 – 300 μ V	CD – 150 Hz
Electrogastografía	EKG	10 μ V – 80mV	CD – 1 Hz
Electromiografía	EMG	0.1 – 5 mV	CD – 10,000 Hz
Electro-oculografía	EOG	50 – 3500 μ V	CD – 50 Hz
Electrorretinografía	ERG	0 – 900 μ V	CD – 50 Hz
Potenciales nerviosos		0.01 – 3 mV	CD – 10,000 Hz

Señal Bioeléctrica Cardíaca

La actividad eléctrica del corazón consiste en una serie de impulsos miogénicos sincronizados, destinados a generar la activación mecánica del miocardio para cumplir con la función eyectora de la sangre. Los impulsos eléctricos se propagan a través del cuerpo (conductor de volumen), generando biopotenciales a nivel de la epidermis que están directamente relacionados con la actividad eléctrica cardíaca.

El corazón emite una señal eléctrica con una amplitud medida en mili volts (mV), y se encuentra en un intervalo de entre 0.5mV a 2mV [35]. Estas señales se encuentran en un rango de frecuencias de 0.05 a 250 Hz [4, 28].

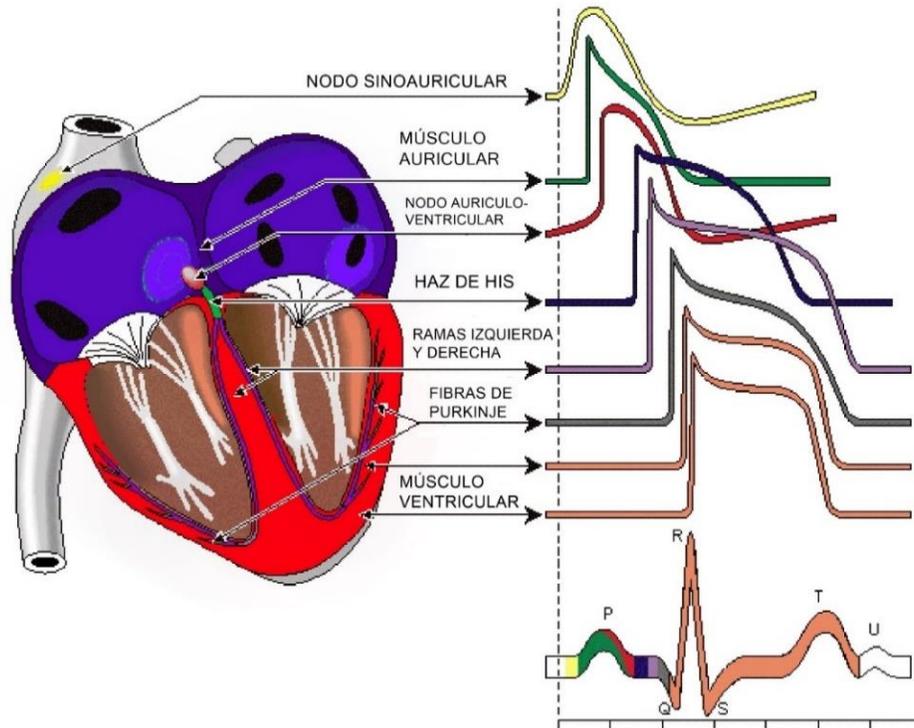


Figura 7.- Impulsos que forman la señal cardíaca

La señal ECG está compuesta por [8]:

Onda P: Representa la despolarización o contracción de las aurículas impulsando la sangre hacia los ventrículos. Su duración normal es de 0.1s. La forma depende de la localización de los electrodos (derivación). Un aumento del voltaje o de la duración de esta onda indica una anomalía auricular.

Complejo QRS: Representa la despolarización de los ventrículos. Está formado por las ondas Q, R y S. Su duración normal es aproximadamente 100ms.

Onda T: Representa la repolarización de los ventrículos. La onda T normal es asimétrica en sus ramas y está redondeada en su vértice. La pendiente de la rama inicial es más suave que la de la rama terminal. Las anomalías de esta onda pueden indicar enfermedades cardíacas primarias, aunque hay casos de personas sanas con las mismas anomalías.

Onda U: Tiene un origen fisiológico poco claro, se piensa que esta onda se produce por la repolarización del sistema de conducción intraventricular.

Intervalo PR: Refleja en parte el tiempo de conducción auriculoventricular e incluye el tiempo necesario para la despolarización auricular, normalmente es isoelectrico. La duración normal de este Intervalo está entre 0.12 y 0.21 segundos, dependiendo de la frecuencia cardíaca.

Intervalo ST: Es el intervalo entre el final del complejo QRS y el inicio de la onda T. Representa el tiempo que los ventrículos permanecen en estado activado y puede iniciarse la repolarización ventricular. Normalmente el Intervalo ST es isoelectrico, aunque puede estar también ligeramente desviado. Una desviación elevada a menudo representa un infarto de miocardio, una pericarditis aguda o una miocarditis.

Intervalo QRS: Corresponde al intervalo de tiempo entre el comienzo de la onda Q y el final de la onda S, dentro del mismo complejo QRS. Es un indicador del tiempo de conducción intraventricular.

Intervalo QT: Corresponde al intervalo de tiempo entre el comienzo del complejo QRS y el final de la onda T.

Intervalo PP: Corresponde al intervalo de tiempo entre el comienzo de la onda P y el comienzo de la siguiente onda P.

Intervalo RR: Corresponde al intervalo de tiempo entre la onda R de un complejo QRS y la onda R del siguiente complejo QRS, representando la frecuencia cardiaca por minuto con un ritmo ventricular regular.

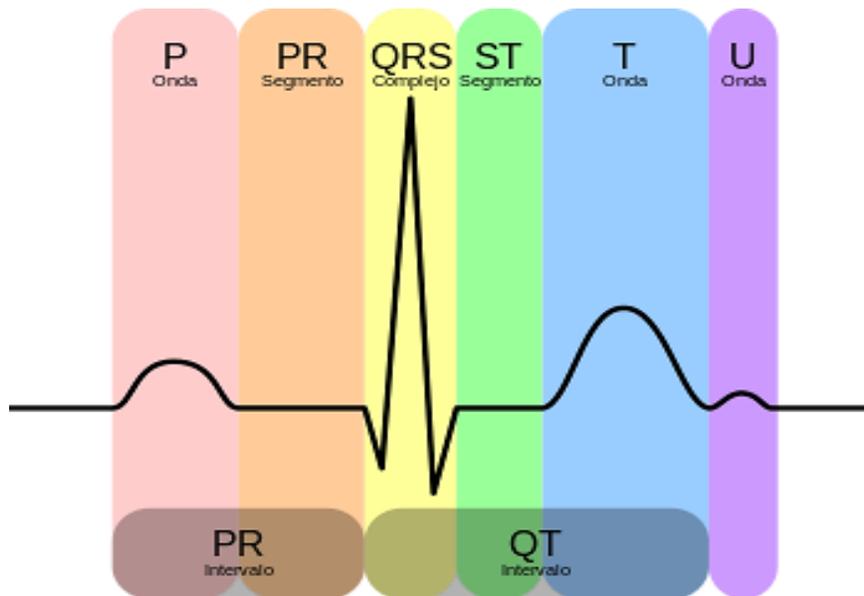


Figura 8 .- Componentes de la señal eléctrica cardíaca.

Electrocardiógrafo y Electrocardiografía

La investigación electrocardiográfica inicio en el siglo XIX, con la aparición del electrómetro capilar, después, W. Einthoven (1901) desarrolló el galvanómetro de cuerda, proyecto con el cual se pudo hacer el primer registro de electrocardiografía de alta calidad [24], así inició la carrera del electrocardiógrafo en el mundo, y en la actualidad es una de las herramientas principales de la medicina moderna. Un electrocardiógrafo (ECG) es un equipo de diagnóstico que nos permite medir con gran detalle la diferencia de potencial eléctrico [4] producido por el tejido cardiaco durante un latido, mostrando la magnitud y dirección de dicha actividad; generando un registro llamado electrocardiograma (ECG) [2, 28, 35]

Aunque la señal ECG presenta componentes en frecuencias de 0 a 250Hz, para fines de diagnóstico médico, es suficiente que el electrocardiógrafo cubra el rango de 0.1 a 100Hz, para así poder captar todos los componentes en frecuencia de la señal [4].

Los equipos de electrocardiografía se clasifican en 4 grupos:

Por funcionamiento

- **Manual:** Necesita un operador para cambiar de derivación.
- **Automático:** En forma automática se calibra y cambia de derivación.
- **Microcomputarizados:** Además de ser automático, puede almacenar información del paciente, establecer un posible diagnóstico y programar diferentes mediciones y rutinas para pruebas de esfuerzo.

Por sistema de despliegue

- **Fotográficos o fotosensibles.**
- **Inyección de tinta.**
- **Termográficos o de cabeza térmica:** Estos son los más utilizados, son registros directos que pueden ser divididos en 2 tipos según la punta de la plumilla: a) Terminación en punta afilada y b) Recta, más aceptada por su excelente capacidad de registro y fidelidad.

Por sistema de alimentación

- **De corriente alterna (CA):** Unidades que pueden moverse poco.
- **De corriente directa (CD):** Unidades móviles con baterías recargables o no recargables.
- **CA y CD.**

Por número de canales

- **Canal único:** Usado con mayor frecuencia.
- **Multicanal:** Toma varias derivaciones al mismo tiempo (2, 3, 6)

La adquisición de la señal bioeléctrica del corazón se hace mediante electrodos ubicados en partes específicas del cuerpo humano para que todos los ECG sean iguales y comparables.

Einthoven propuso las 3 primeras derivaciones conocidas como derivaciones bipolares DI, DII y DIII. Éstas se obtiene a partir de los potenciales del brazo izquierdo, brazo derecho y pierna izquierda, y se forman por las combinaciones entre pares; la pierna derecha sirve como referencia de tensión o algunas veces para eliminar corrientes de modo común.

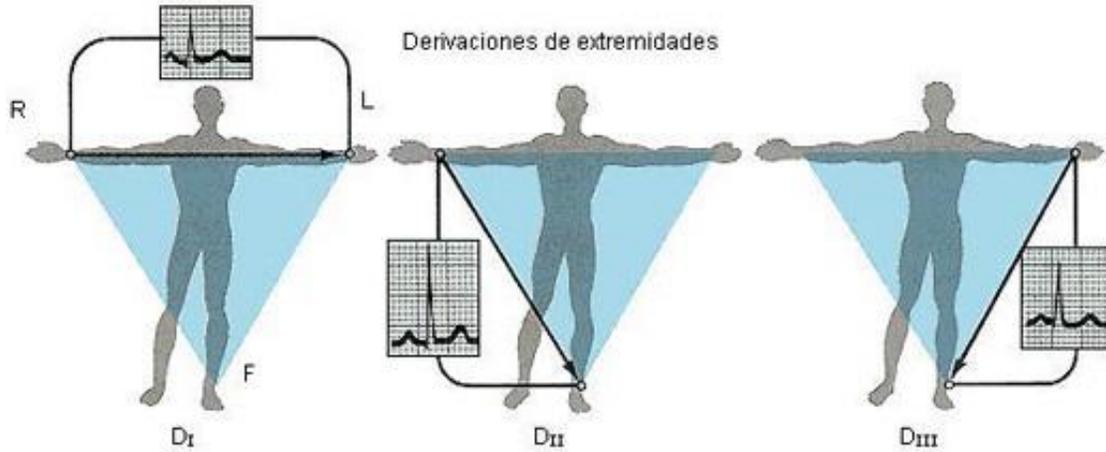


Figura 9 .- Derivaciones de extremidades.

Las derivaciones unipolares aumentadas aVR, aVL y aVF propuestas por Goldberger se forman a partir de los puntos de las derivaciones bipolares, pero la tensión se mide entre una extremidad y el terminal central de Goldberger (CTg). Esta última consiste en unir mediante resistencias las otras dos derivaciones de extremidades a un punto común de modo que se obtiene un promedio de los 2 potenciales [2, 39].

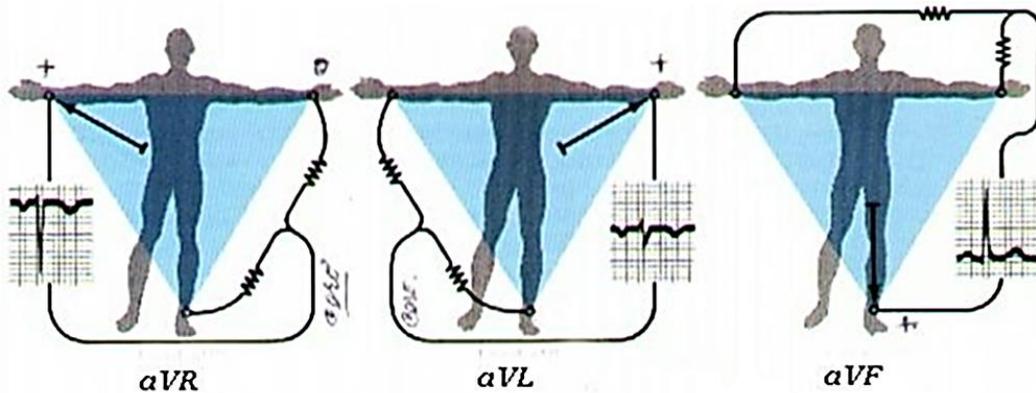


Figura 10 .- Derivaciones unipolares aumentadas de los miembros.

Tabla 3.-Derivaciones bipolares y unipolares) [2, 39].

PLANO	TIPO DE DERIVACIÓN	UBICACIÓN DEL ELECTRODO	DEFINICIÓN
FRONTAL	Bipolares de Extremidades (Einthoven)	LA, RA, LL, LR	DI= LA-RA DII=LL-RA DIII=LL-LA
FRONTAL	Unipolares Aumentadas (Goldberger)	LA, RA, LL, LR	aVR = RA - 0.5(LA+LL) aVL = LA - 0.5(LL-RA) aVF= LL - 0.5(LA+RA)

El registro del ECG estándar se realiza en papel milimetrado a una velocidad de 25 mm/seg (así 25 mm = 1 seg; 5 mm= 0,2 seg; y 1 mm = 0,04 seg); y calibrado de forma que 10 mm = 1 mV.

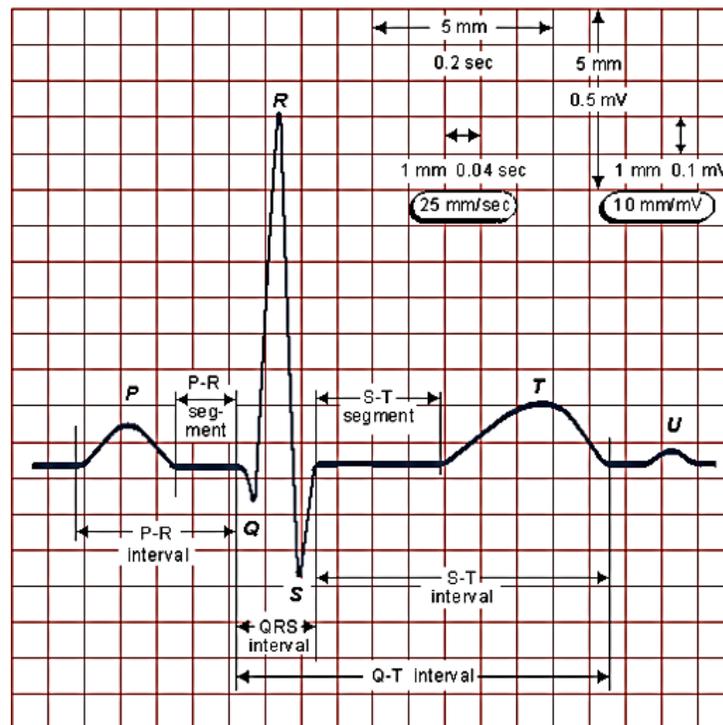


Figura 11.-Gráfica de un ECG [22].

Un monitor cardiaco es un instrumento que permite monitorizar la actividad cardiaca, gracias a este, se está al tanto del funcionamiento del corazón, ya que detecta el instante de la contracción y relajación del musculo a partir de las señales eléctricas originadas durante la despolarización y repolarización, respectivamente. Debido a esto, no es un equipo de diagnóstico si no de vigilancia.

Durante el monitoreo no se tienen todas las derivaciones, en general se utiliza DII. La frecuencia de corte con bajas frecuencias se encuentra entre 0.1 y 1Hz, para que no se reflejen los movimientos del paciente y además posee alarmas que se activan cuando los parámetros de la frecuencia cardiaca salen del rango normal.

Valores normales [40]

Onda P: su altura no debe superar los 2,5 mm y su anchura los 0,10 seg. Suele ser redondeada y simétrica.

Complejo QRS: su anchura es inferior a 0,10 seg y la altura de la R no es superior a 20 mm en I ni a 15 mm en aVL. Por otra parte, la onda Q no suele superar el 25% de la R siguiente, aunque hay excepciones, sobre todo en III, aVL y aVF, y debe ser estrecha (menor de 0,04 seg).

Onda T: en el adulto es positiva en todas las derivaciones menos en aVR. A menudo en III y aVF la onda T puede ser aplanada o incluso negativa.

Intervalo PR: en el adulto es de 0,12-0,20 seg (hasta 0,22 seg en el anciano).

Electrodos para Biopotenciales

Estos se definen como electrodos de contacto, usados para la detección de potenciales de origen biológico o transmisión de energía eléctrica; ya que realizan la transducción de las corrientes iónicas celulares en corrientes eléctricas y viceversa [4].

Para el diseño de un electrodo se toman en cuenta factores como: condiciones mecano-metalúrgicas de los materiales, reacciones de rechazo al implantar un electrodo, costo, disponibilidad de materiales, forma, tamaño, etc. Los materiales con los que se fabrican los electrodos son limitados debido a problemas de toxicidad fisiológica y tensión mecánica; los más comunes son los metales nobles como: plata, platino, acero templado, plata germana y tantalio [4].

Otra de las particulares de los electrodos para biopotenciales es que poseen como componente común una interface metal-electrolito, donde el metal es el material del electrodo y el electrolito puede ser una solución electrolítica o líquidos tisulares; a la diferencia de potencial medida entre estos dos se le conoce como "potencial de media celda" o "potencial del electrodo", éste es determinado por el metal involucrado, la concentración de sus iones en solución y la temperatura [4].

Entre los tipos de electrodos circulares utilizados para ECG existen dos tipos:

Tabla 4.-Electrodos para biopotenciales de tipo circular [4].

Electrodos Circulares Permanentes	Electrodos Circulares Desechables
	
<p>Posee un cable de conducción soldado, la unión se encuentra protegida por un material aislante. En general son de Ag-AgCl. Se emplean en ECG, EEG y en ocasiones en EMG</p>	<p>Consiste en una circunferencia plástica adhesiva que rodea un disco de Ag-Cl, el cual puede tener o no, pasta electrolítica</p>

Filtros Activos

Un filtro es un circuito diseñado para dejar pasar una banda de frecuencia especificada, mientras que atenúa todas las señales fuera de esa banda. Los circuitos de filtros activos emplean transistores o amplificadores operacionales más resistores, inductores y capacitores.

Los filtros activos proporcionan una gran amplificación de la señal de entrada (ganancia) lo que es importante al trabajar con señales muy bajas, además facilitan el diseño de filtros complejos mediante la asociación de etapas simples.

Los filtros activos se clasifican en:

Filtros pasa-bajos (LP), los cuales solamente dejan pasar señales con frecuencias menores a una frecuencia de corte establecida por el diseñador.

Filtros pasa-altos (HP), los cuales solamente dejan pasar señales con frecuencias mayores a la frecuencia de corte establecida por el diseñador.

Filtro pasa-banda (BP), los que permiten el paso de las señales eléctricas comprendidas entre dos frecuencias establecidas por el diseñador.

Filtro rechaza-banda (Notch), son los que no permite pasar una frecuencia específica.

Amplificadores de Instrumentación

Las señales bioeléctricas poseen la característica de ser pequeñas en amplitud, del orden de μV a mV , por lo cual requieren ser amplificadas para ser procesadas; los amplificadores de instrumentación constituyen un componente muy importante en los sistemas de bioinstrumentación, acompañados de filtros que permiten realizar la selección adecuada del rango de frecuencia de la señal de interés; tal combinación es útil para eliminar el ruido mediante el empleo del Rechazo en Modo Común.

En ingeniería biomédica, los amplificadores son usados entre los elementos que transducen fenómenos biológicos tales como: Movimientos del cuerpo originados por contracciones y relajaciones, temperatura, cambios de concentraciones químicas relacionadas con la generación de potenciales de acción, etc.)

El amplificador diferencial de un solo amplificador operacional es muy satisfactorio para fuentes de baja resistencia, pero para fuentes con alta resistencia, su resistencia de entrada es muy baja. Además presenta un problema de interferencia para el registro de señales bioeléctricas.

Una de las posibilidades para mejorar la impedancia es un circuito seguidor colocado en cada entrada, y así usando estos dos amplificadores se puede obtener también ganancia de estos preamplificadores (buffers)

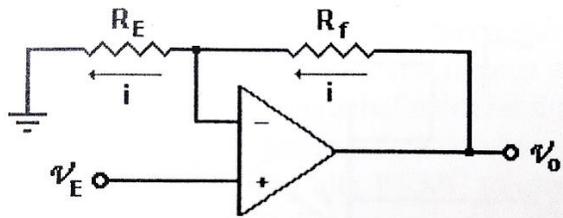


Figura 12.- Circuito seguidor con ganancia

Sin embargo esta solución aumenta el voltaje de modo común y el diferencial sin mejorar la razón de rechazo en modo común (RRMC).

Otra solución se logra al colocar juntas las resistencias de entrada de los seguidores y eliminando la conexión a tierra, como se muestra en la Figura 13. Las señales de entrada se conectan en las entradas no inversoras de ambos amplificadores operacionales, provocando que la impedancia de entrada permanezca demasiado alta. Este circuito o configuración del amplificador diferencial rechaza el voltaje de modo común de 60Hz que existe en el cuerpo como interferencia.

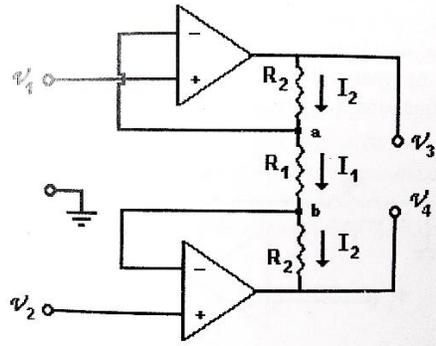


Figura 13.- Amplificador diferencial, arreglo de dos op amp

Al combinar los dos circuitos se da origen a un circuito amplificador, compuesto por 3 amplificadores, que se denomina como *amplificador diferencial de instrumentación*, cuya configuración se muestra en la Figura 14:

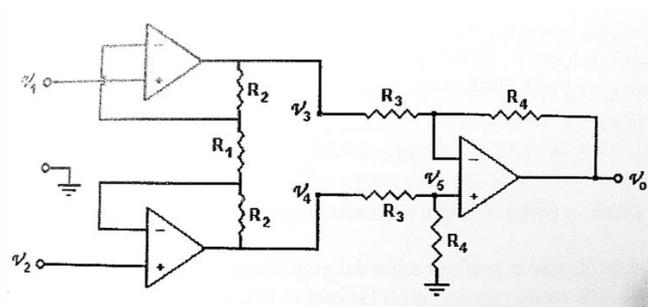


Figura 14.- Amplificador de instrumentación usado para medición de señales bioeléctricas

Este sistema reúne las características de sus componentes: muy alta impedancia de entrada, muy alta RRM (ajustable por R_1), alta ganancia y un ancho de banda fácilmente modificable por medio de la adición de capacitores. Para garantizar su adecuado funcionamiento en cardiología, y de acuerdo con normas internacionales, el amplificador de bioinstrumentación debe reunir las siguientes características:

- Alta Relación de Rechazo en modo común.
- Alta impedancia de entrada.
- Respuesta en frecuencia.
- Bajo Voltaje Offset.
- Bajas corrientes de polarización de entrada.
- Circuito de protección contra sobre voltajes.
- El fabricante lo recomienda para aplicaciones biomédicas.

Tabla 5 .- Especificaciones mínimas para un amplificador de ECG

Parámetro	Rango
Ganancia	1000
Ancho de banda	0.05 – 100Hz (Diagnóstico) 0.5 – 40Hz (Monitoreo)
Impedancia de entrada:	
Modo diferencial	> 2.5 MΩ
Modo común	> 100 MΩ
RRMC	>20,000 a 60Hz
Corriente de fuga	< 10μA
Protección de sobrevoltaje	5,000 V (descarga de desfibrilación)

Procesamiento de Señales

El Procesamiento de señales trata de la representación, transformación y manipulación de señales y de la importancia que contienen. Cuando se refiere al procesado digital de señales, se refiere a la representación mediante secuencias de números de precisión finita y el procesado se realiza utilizando un computador digital.

A menudo es deseable que estos sistemas funcionen en tiempo real, lo que significa que el sistema en tiempo discreto se implementa de forma que las muestras de salida se calculan a la misma velocidad a la que se muestrea la señal en tiempo continuo. Son muchas las aplicaciones que requieren esta especificación. El tratamiento en tiempo discreto y en tiempo real de señales en tiempo continuo es práctica común en sistema de control, comunicaciones, radar, sonar, codificación y realce de voz y vídeo, ingeniería biomédica y un largo etcétera.

Las señales pueden proceder de diversas fuentes. Hay varios tipos de procesamiento de señales, dependiendo de la naturaleza de las mismas, algunas pueden ser:

- Procesamiento de señales digitales - para señales digitalizadas. El procesado se hace mediante circuitos digitales, microprocesadores y ordenadores.
- Procesamiento analógico de señales - para señales analógicas, todas aquellas que son continuas en el tiempo
- Procesamiento de señales de audio - para señales electrónicas que representan sonidos

Perturbaciones en la Señal ECG

Uno de los mayores retos en la adquisición de bioseñales es la reducción del ruido en la señal obtenida; al ruido que afecta la adquisición de bioseñales se le conoce como "Artefacto" en el campo de la bioelectrónica y puede ser generado por las siguientes causas [8]:

Artefactos por contacto de electrodos: Estas perturbaciones son causadas por la pérdida de contacto del electrodo con la piel, normalmente provocado por el movimiento o la vibración.

-Parámetros típicos:

Amplitud: Máxima salida del grabador

Frecuencia: 60Hz

Constante de tiempo: Cerca de 1s

Artefactos de movimiento: Estos se muestran como cambios transitorios en la señal ECG, causado por cambios en la impedancia electrodo. Una causa usual de estos artefactos son vibraciones o movimiento del sujeto

-Parámetros típicos:

Duración: 100 ms -500 ms

Amplitud: 30% de la amplitud pico a pico del ECG

Artefactos por contracción muscular: Las contracciones musculares causan potenciales de niveles de mV. La línea base de electromiograma está usualmente en el rango de los μV y por lo tanto es insignificante. Las señales resultantes de la contracción muscular pueden ser asumidas como quiebres transitorios, este ruido se puede apreciar con toda claridad en el espectro de la señal.

-Parámetros típicos:

Desviación estándar: 10% de la amplitud pico a pico del ECG.

Duración: 50ms.

Contenido frecuencial: DC - 10000Hz.

Interferencia de línea de potencia: Esta consiste en una señal de 60 Hz y sus armónicos, los cuales pueden ser modelados como sinusoides y combinaciones de sinusoides. La interferencia eléctrica de otras fuentes además de la línea de potencia puede afectar el ECG. La interferencia electromagnética de complejos cercanos de alta potencia de radio, televisión, o de radar pueden ser recogidas en el ECG. Los cables conducen y el paciente sirve como antena. Una vez la señal es detectada, la señal demodulada aparece como interferencia en el ECG.

-Parámetros típicos:

Contenido frecuencial: 60Hz (fundamental) con armónicos

Amplitud: Superior al 50% de la amplitud pico a pico del ECG

Ruido electro-quirúrgico: Este destruye completamente el ECG y puede ser representado como una gran cantidad de sinusoides con frecuencias aproximadamente entre 100Hz -900Hz, como la frecuencia de muestreo de una

señal ECG es de 250Hz-1000Hz, una versión parásita puede adicionarse a la señal ECG. Si no se logra tener una señal lo más pura posible se podría diagnosticar erróneamente a cualquier individuo al que se le haya hecho algún tipo de análisis.

-Parámetros típicos:

Amplitud: 200% de la amplitud pico a pico del ECG.

Contenido frecuencial: 100Hz - 900Hz.

Duración: 1s-10s.

La Figura 15 muestra las formas de varios tipos de artefactos presentes en la medición de biopotenciales.

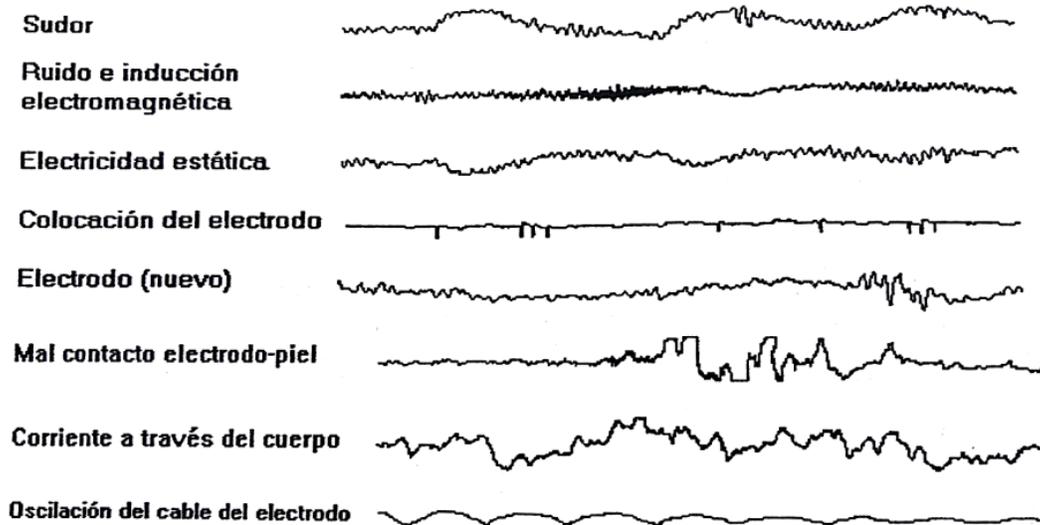


Figura 15.-Fuentes de ruido que afectan los registros de biopotenciales [4].

Sistemas de Protección

Transformadores de Aislamiento

Estos transformadores se caracterizan por tener una relación 1:1 entre las tensiones del primario y secundario (es decir, con igual número de espiras en el primario y en el secundario), proporciona aislamiento galvánico entre el primario y el secundario, de forma que el circuito secundario está completamente separado del circuito primario, y por la tanto de la red. De esta manera, aunque exista un contacto a masa no hay retorno a través de tierra. Se utiliza principalmente como medida de protección, en equipos que trabajan directamente con la tensión de red y también para acoplar señales procedentes de sensores lejanos, en equipos de electromedicina y donde se necesitan tensiones flotantes. Este procedimiento

también se emplea para protección contra indirectos por separación de circuitos, en máquinas de soldadura eléctrica, hornos eléctricos, etc. También se llama transformador de separación de circuitos.

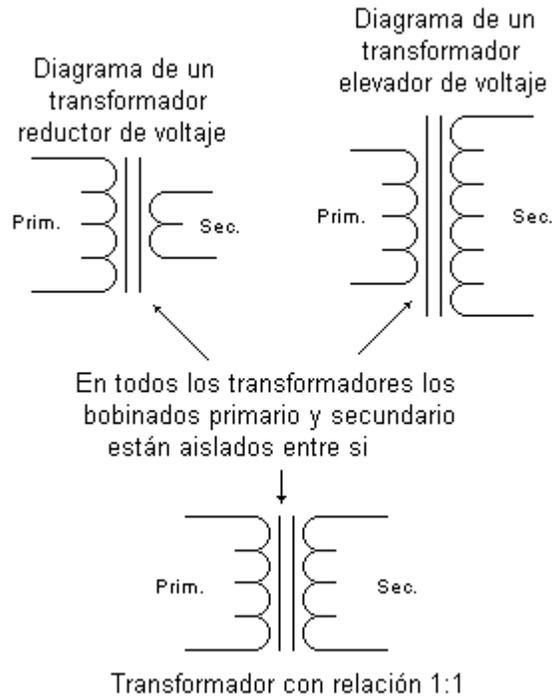


Figura 16 .- Tipos de Transformadores

Todo transformador eléctrico, sea reductor o elevador de voltaje, tiene la particularidad de transferir energía entre sus bobinados, por inducción electromagnética y sin que exista entre ellos, conexión eléctrica alguna (excepto los auto-transformadores). Por tanto, un transformador ofrece una aislación entre los circuitos conectados en el bobinado primario y los conectados al secundario. Sin embargo, el término "Transformador aislador" o "Transformador de aislamiento", se utiliza solamente para referirse a los transformadores con relación 1:1 entre sus devanados primario y secundario. Esto quiere decir que ambos bobinados tienen la misma cantidad de espiras (o vueltas, de alambre conductor), por tanto, el bobinado secundario entregará el mismo voltaje de AC (corriente alterna) que se aplique al primario, sin existir una conexión eléctrica entre el bobinado primario y el secundario. Esta particularidad, resulta útil, como medida de seguridad, cuando se requiere alimentar un aparato (eléctrico o electrónico) desde la red eléctrica, pero sin que exista conexión directa con ella, para proteger la integridad física de quienes deban entrar en contacto con sus circuitos. Por ejemplo, cuando el técnico reparador debe trabajar en aparatos, cuyos circuitos electrónicos están directamente alimentados desde la red eléctrica. Comúnmente llamados: "hot circuit", "chasis caliente", "chasis vivo", etc. Cómo protege el transformador aislador Entre la red

eléctrica domiciliaria, sea de 120 o 220 VAC y tierra, existe siempre una diferencia de potencial eléctrico que puede alcanzar hasta el 100% del voltaje de línea.



Figura 17 .- Transformador de Audio

El cuerpo humano, por estar compuesto en gran parte por agua, es un buen conductor de la electricidad. Entrar en contacto con la red eléctrica o con cualquier circuito conectado directamente a ella, puede ocasionar que esa diferencia de potencial o voltaje existente entre la línea y tierra produzca una corriente eléctrica a través del cuerpo, que puede llegar a ser letal.

Al colocar un transformador aislador, entre la red eléctrica y el aparato o circuito que se esté manipulando, este recibirá el mismo voltaje requerido para su funcionamiento pero estará aislado de la diferencia de potencial existente entre la línea de distribución eléctrica y tierra, evitando de esa manera, el peligro de sufrir una descarga al entrar en contacto con él. Esta medida de seguridad, también permite proteger los circuitos del aparato y los instrumentos de prueba alimentados de la red eléctrica que deban conectarse a él durante el trabajo de reparación, por ejemplo osciloscopio, generador de señal, etc. Pues por lo general estos instrumentos suelen tener una conexión a tierra a través del tomacorriente, y al conectar su cable de prueba al chasis "vivo" (conectado directamente a la red eléctrica), produce un cortocircuito que puede ocasionar severos daños en los componentes y circuitos electrónicos del equipo en reparación y del instrumento de prueba involucrado.

Aplicaciones Didácticas

Dentro de los campos de aplicación donde se utiliza la manipulación de las señales, Podemos encontrar algunos de los siguientes temas:

Análisis frecuencial de señales periódicas aplicando series de Fourier

La transformada de Fourier es una de las herramientas utilizadas en el análisis y diseño de sistemas LTI (Linear Time-Invariant); otra son las series de Fourier. Estas representaciones implican la descomposición de las señales en términos de componentes sinusoidales. Con esta descomposición se dice que una señal está representada en el dominio de la frecuencia.

La mayor parte de las señales de interés en la práctica, se pueden descomponer en la suma de componente sinusoidales; para el caso de las señales periódicas esta descomposición se denomina una serie de Fourier y para las el caso de señales de energía finita, la descomposición se denomina transformada de Fourier.

El análisis frecuencial como su nombre lo indica, conlleva a la separación de las componentes frecuenciales de una señal y obtener una representación pictórica para estas también conocido como espectro de una señal, al igual que el termino dado en física, “espectro” se emplea también para referirse al contenido frecuencial de una señal, dando así el nombre de este como: análisis frecuencial o espectral. De igual manera, el proceso de determinación del espectro de una señal, basado en mediciones reales de la señal, se denomina “estimación espectral”.

En aplicaciones reales, las señales pueden ser portadoras de información que se puede extraer de manera directa o indirectamente a partir de su contenido espectral, para esto se realiza la estimación espectral y así se obtiene una estima del espectro de la señal; esta estimación espectral también se puede ver como un tipo de análisis realizado sobre señales obtenidas de fuentes físicas como la voz, EEG, ECG, Etc.

Actualmente los instrumentos o programas de software empleados para obtener estimas espectrales de las señales se conocen como “analizadores espectrales” [41].

Rangos de frecuencia de las señales naturales

Las aplicaciones de análisis en señales naturales encontradas en la práctica como señales sísmicas, biológicas y electromagnéticas. Generalmente, el análisis en frecuencia se realiza con la finalidad de extraer información importante de la señal observada; en el caso de las señales sísmicas se puede extraer información para detectar la presencia de una explosión nuclear o determinar las características y ubicación de un terremoto. En una señal electromagnética como la señal radar reflejada en un avión, esta contiene información de su posición y velocidad radial. En el caso de las señales biológicas como es el caso de una señal ECG, las herramientas analíticas se utilizan para extraer información relevante para un diagnóstico.

Al procesar cualquier señal con el fin de medir parámetros o extraer cualquier otra información, es necesario saber aproximadamente el rango de frecuencias que

contiene la señal; algunos límites aproximados de señales biológicas, sísmicas y electromagnéticas en el dominio de la frecuencia se muestran en la

Tabla 6 .- Rangos de frecuencias de algunas señales biológicas, sísmicas y electromagnéticas

Tipo de Señal	Rango de frecuencia (Hz)	
Señales biológicas		
Electroretinograma	0-20	
Electronistagmograma	0-20	
Neumograma	0-40	
Electrocardiograma	0-100	
Electroencefalograma	0-100	
Electromiograma	10-200	
Esfigmomanograma	0-200	
Voz	100-4000	
Señales sísmicas		
Ruido del viento	100-1000	
Señales de exploración sísmica	10-100	
Señales de terremotos y explosiones nucleares	0.01-10	
Ruido sísmico	0.1-1	
Señales electromagnéticas		
	Longitud de Onda(m)	Rango de Frecuencia (Hz)
Radiodifusión	10^4-10^2	$3 \times 10^4-3 \times 10^6$
Señales de radio de onda corta	10^2-10^{-2}	$3 \times 10^6-3 \times 10^{10}$
Radar, comunicaciones vía satélite, espaciales, enlaces de microondas	$1-10^{-2}$	$3 \times 10^8-3 \times 10^{10}$
Infrarrojos	$10^{-3}-10^{-6}$	$3 \times 10^{11}-3 \times 10^{14}$
Luz visible	$3.9 \times 10^{-7}-8.1 \times 10^{-7}$	$3.7 \times 10^{14} - 7.7 \times 10^{14}$
Ultravioleta	$10^{-7}-10^{-8}$	$3 \times 10^{15}-3 \times 10^{16}$
Rayos gamma y X	$10^{-9}-10^{-10}$	$3 \times 10^{17}-3 \times 10^{18}$

Diseño de Filtro Digitales

En el diseño de filtros selectivos en frecuencia, las características deseadas del filtro se especifican en el dominio de la frecuencia en función de la respuesta del filtro en magnitud y en fase. En el proceso del diseño de filtros, se determinan los coeficientes de un filtro FIR o IIR causal que aproxima de forma precisa las especificaciones de respuesta en frecuencia. La elección del tipo de filtro a diseñar

FIR o IIR depende de la naturaleza del problema y de las especificaciones de la respuesta en frecuencia deseada.

En la práctica, los filtros FIR se emplean en problemas donde hay un requisito de fase lineal dentro de la banda de paso del filtro. Si no existe este requisito se pueden emplear tanto un filtro IIR como uno FIR. Sin embargo, como regla general, un filtro IIR tiene lóbulos laterales menores en la banda de rechazo que un filtro FIR con el mismo número de parámetros. Por esta razón, si se puede tolerar alguna distorsión de fase o esta no es importante, se prefiere un filtro IIR, principalmente porque su implementación involucra menos parámetros, requiere menos memoria y tiene menor complejidad computacional.

Con el estudio de filtros digitales se pueden describir transformaciones en frecuencia en los dominios analógico y digital para transformar filtros prototipo paso bajo en otro paso bajo, paso banda, banda eliminada o paso alto.

Transportable

Como característica principal, las aplicaciones con esta cualidad son de poco peso y tamaño reducido que es de fácil transporte, ello sumado también a que tienen la capacidad de operar por un período determinado sin estar conectadas a una red eléctrica por medio de baterías.



Figura 18.- Ejemplos de dispositivos portátiles

En base a la información obtenida en este capítulo, se concluye que las características del equipo a desarrollar cubrirán los siguientes requerimientos y especificaciones:

- Los electrodos a utilizar serán de AgCl debido a que esta composición química favorece la adquisición de los potenciales bioeléctricos.

- La etapa de amplificación aumentará la amplitud de nuestra señal a un máximo de 4V para permitir la medición con multímetro de nuestra señal durante algunas pruebas a desarrollar
- La etapa de filtrado estará conformada por un filtro pasa banda que incluye una selección de frecuencias de corte en el filtro pasa bajas de (50mHz – 100Hz), que nos permitirá aislar nuestra señal de artefactos que se encuentren fuera de nuestro rango de operación.
- Para la reducción de los artefactos por línea de potencia y algunos otros que se encuentren a una frecuencia de 60Hz, el equipo contara con un filtro notch que eliminara el ruido a esa frecuencia.
- La interfaz gráfica de nuestro software contara con 3 pestañas que nos permitirán visualizar nuestra señal original y la señal modificada con los operadores matemáticos y filtros.
- Como idea principal del proyecto la transmisión de la información será por medio del puerto analógico de audio de nuestro equipo.
- La alimentación de nuestro equipo presentara la opción de ser por fuente o por baterías.
- En la etapa de protección del circuito-paciente se hará uso de un transformador de aislamiento el cual nos proporcionara aislamiento galvánico en caso de altas de tensión.
- Con estas características se delimita la funcionalidad del equipo y se abre paso al desarrollo del mismo.

CAPÍTULO III

Desarrollo Teórico

La señal ECG posee una amplitud máxima de entre 2mV, por lo cual se planea utilizar un valor de ganancia alto en el amplificador de instrumentación, en este caso se utilizara una ganancia de 2501 para que nuestra señal de salida tenga una amplitud de máxima de 5V.

El amplificador de instrumentación a utilizar será el INA114 ya que cumple con las características requeridas para su uso como amplificador de bio-instrumentación. En base a esto el cálculo de la ganancia y la resistencia de ganancia del INA114 vienen dadas por el fabricante *Burr-Brown* con las fórmulas (1) y (2):

$$G = \frac{50k\Omega}{R_G} + 1 \quad (1)$$

Por lo tanto:

$$R_G = \frac{50k\Omega}{G-1} \quad (2)$$

Posteriormente para la eliminación de artefactos y en base a la información proporcionada anteriormente sobre rangos de frecuencia en electrocardiogramas, se desarrollará un filtro Pasa Banda tipo Butterworth de 6to orden con frecuencias de corte de 0.05 a 100 Hz conformado por un Pasa Bajas y un Pasa altas en un arreglo en cascada colocado a la salida del amplificador de instrumentación; Para la eliminación del ruido de línea para la opción de alimentación por fuente se añadirá un filtro Notch de 60Hz a la salida de nuestro filtro Pasa Banda [8].

Para el diseño de los filtros Butterworth se utilizará el esquema y parámetros de la célula Sallen-Key:

$$R = \frac{1}{2\pi f_0 C} \quad (3)$$

$$K = 1 - \frac{R_f}{R} \quad (4)$$

Donde:

K = Ganancia

R_f = Resistencia de Retroalimentación

f_0 = Frecuencia de Corte

C = Capacitor (Se asigna valor comercial)

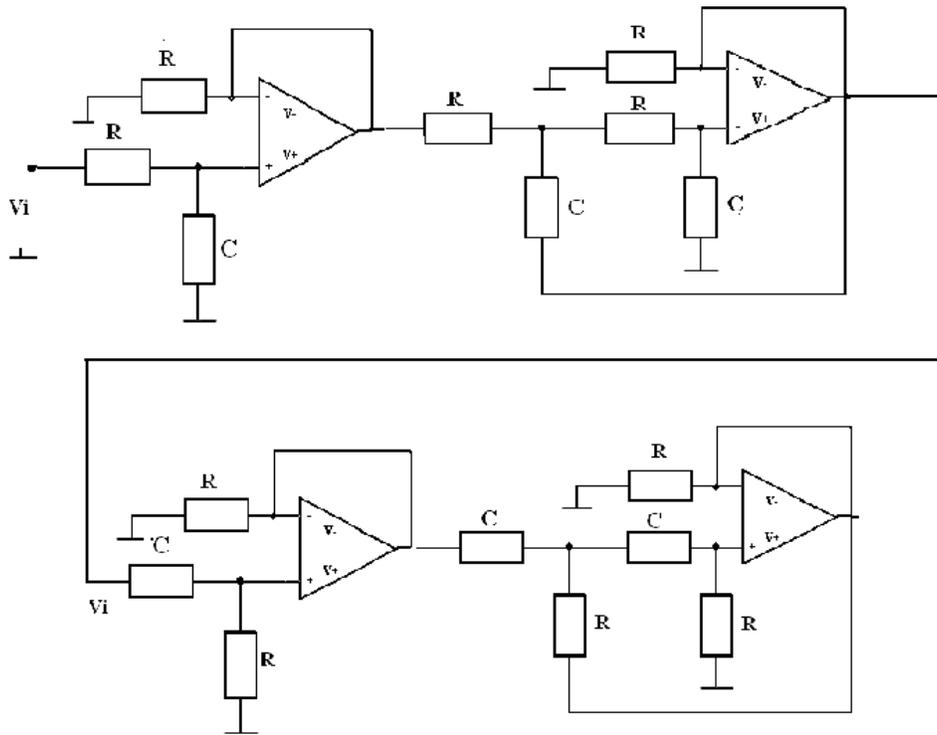


Figura 19 .- Esquema Sallen-Key Tipo Pasa Banda de 6to Orden

Para el diseño del filtro Notch, el cual su función es eliminar un determinado valor de frecuencia, en este caso el artefacto de 60Hz, se tiene el siguiente esquema

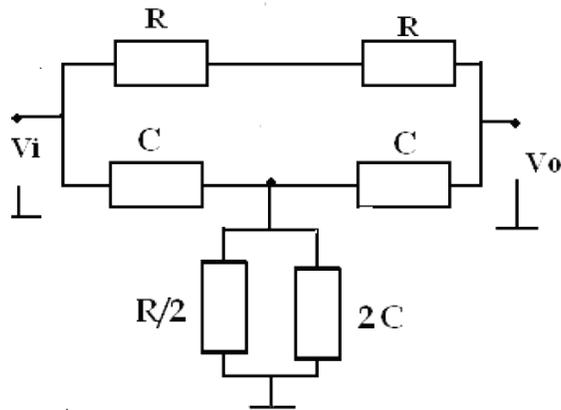


Figura 20 .- Esquema de un Filtro Notch

La comunicación de datos de la tarjeta a la interfaz gráfica en nuestra laptop se hará mediante puerto analógico de audio de 3.5mm por lo cual se requerirá que la señal obtenida sea minimizada para que nuestra tarjeta de audio pueda leerla sin dañarse. El voltaje máximo que soportan las tarjetas de audio es de $\pm 1V$; la señal será mapeada y reducida para que obtenga una amplitud máxima esperada de 800mV.

Ya una vez que la interfaz este obteniendo los datos de nuestra tarjeta de ECG, se encargará de mostrarla y desplegar las herramientas matemática y de filtros que nos permitan una manipulación de la señal en tiempo real.

Las tareas a realizar por la interfaz son las siguientes:

- Herramienta que permita abrir y recibir información de la tarjeta de audio, semejante a la lectura de voltaje en un micrófono.
- Visualización de datos obtenidos en una herramienta grafica que permita ver la actualización de los datos mientras se están actualizando.
- Manipulación matemática y filtrado digital de los datos obtenidos (las herramientas disponibles son los operadores matemáticos básicos (+, -, x, ÷) y los filtros disponibles serán de tipo: Butterworth, Bessel y Chebyshev; con los 4 tipos de filtros: Pasa Altas, Pasa Bajas, Pasa Banda y Rechaza Banda; el orden de los filtros y las frecuencias de corte serán configurables en la interfaz.

Diseño

La primera etapa del circuito consiste en una modificación realizada al circuito de un monitor de ECG encontrado en la hoja de datos INA114 propuesto por el fabricante. En este se propone además una configuración contra la polarización de los electrodos conocido como “Retorno de Perna Derecha” utilizando los amplificadores OPA2604, el cual también se tomará en cuenta para el nuevo diseño. El diagrama base propuesto en la hoja de datos se muestra a continuación:

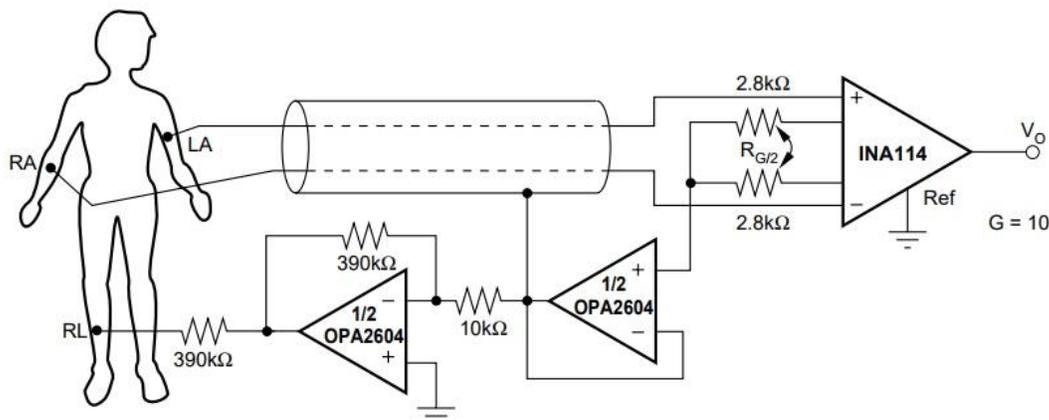


Figura 21.-Circuito Monitor de ECG Base (INA114 – Burr Brown®)

Para en análisis de funcionamiento y conexiones de los amplificadores a utilizar, se muestran sus diagramas:

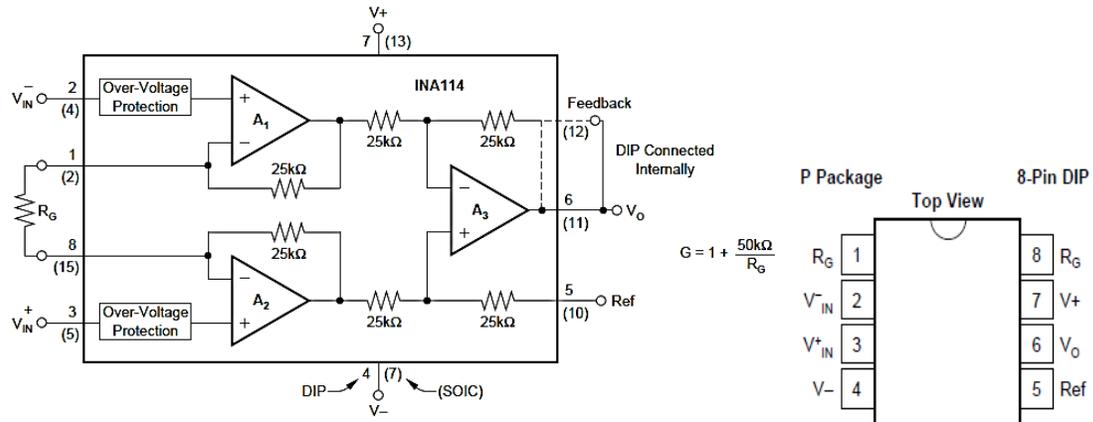


Figura 22.- Diagrama interno y esquema de conexiones del INA114

Sustituyendo el valor de G de la ecuación (2) por el valor deseado de 2501, tenemos que:

$$R_G = \frac{50k\Omega}{2501 - 1} = 20\Omega$$

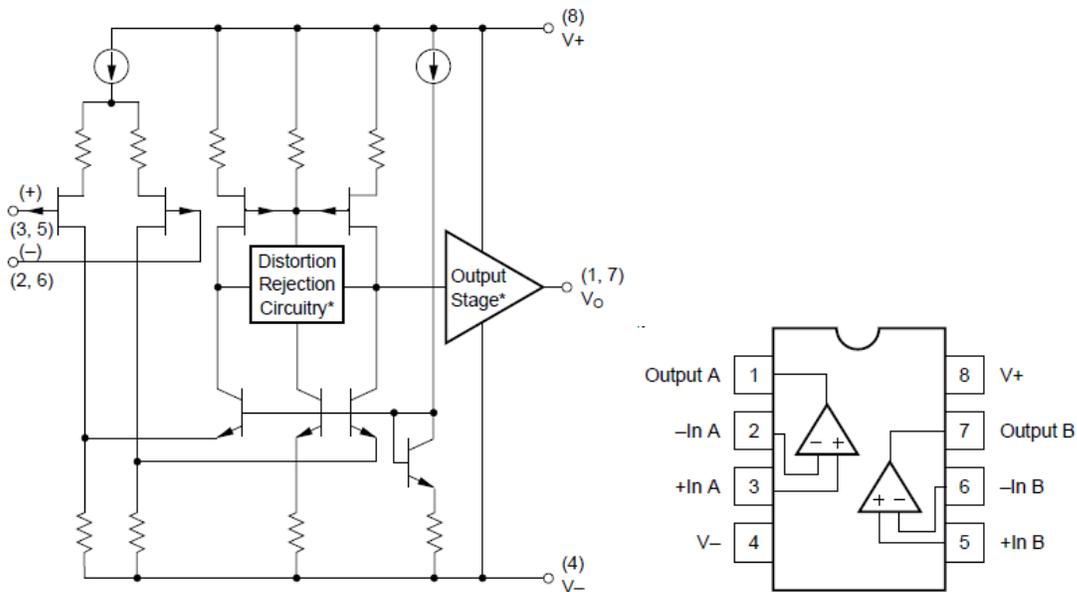


Figura 23.- Diagrama interno y esquema de conexiones del OPA2604.

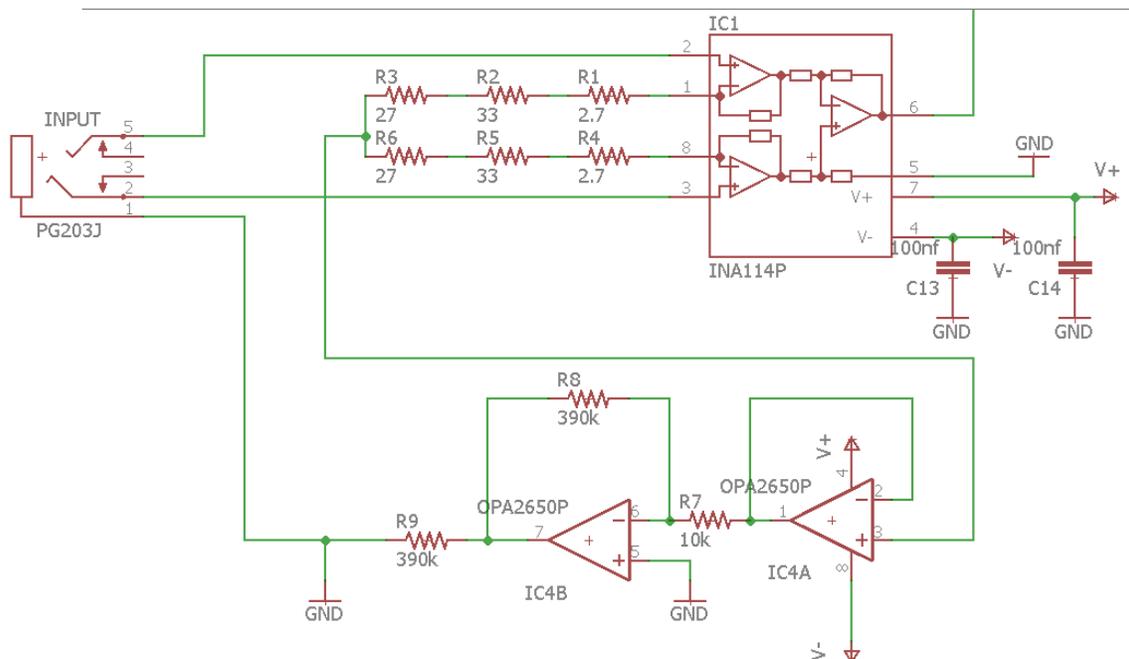


Figura 24 .- Esquemático del Circuito ECG con el Retorno de Pierna Derecha

Para el desarrollo del filtro Pasa Banda se tomó a consideración, en base a la literatura, el uso del amplificador LM324 el cual ha sido empleado en las etapas de filtrado de varios trabajos de ECG.

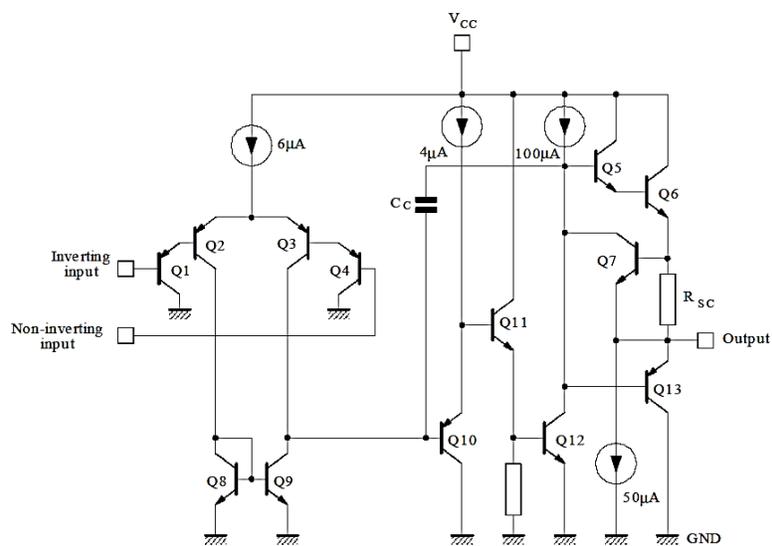


Figura 25 .- Diagrama internodel LM324

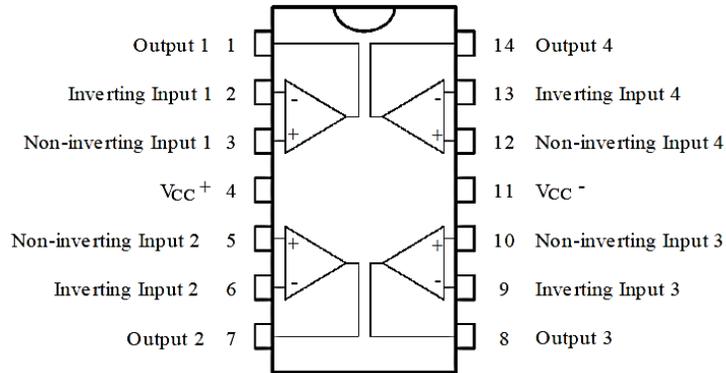


Figura 26.- Esquema de conexiones del LM324

Para el diseño del filtro pasa banda de orden 6 con rangos de frecuencia de (0.05 – 100Hz) se colocan en cascada un filtro pasa bajas y un filtro pasa altas, facilitando así el diseño.

El filtro pasa bajas requiere una frecuencia de corte de 100Hz, $C=0.1\mu F$, $K=1$; sustituyendo los valores deseados en la ecuación (3) tenemos que:

$$R = \frac{1}{2\pi f_0 C} = \frac{1}{2\pi(100\text{Hz})(0.01\mu F)} = 15,915.45 \approx 16k\Omega$$

Se despeja R_f de (4):

$$R_f = (K - 1)R = (1 - 1)16k\Omega = 0\Omega$$

El filtro pasa altas requiere una frecuencia de corte de 0.05Hz, $C=4.7\mu F$, $K=1$; sustituyendo los valores deseados en la ecuación (3) tenemos que:

$$R = \frac{1}{2\pi f_0 C} = \frac{1}{2\pi(0.05\text{Hz})(4.7\mu F)} = 677,255.07 \approx 680k\Omega$$

Se despeja R_f de (4):

$$R_f = (K - 1)R = (1 - 1)680k\Omega = 0\Omega$$

Para el diseño del filtro Notch, se establecen los siguientes parámetros:

Se requiere una $f_0 = 60\text{Hz}$ y se asume un capacitor $C = 0.47\mu\text{F}$; sustituyendo los valores deseados en la ecuación (3) tenemos que:

$$R = \frac{1}{2\pi f_0 C} = \frac{1}{2\pi(60\text{Hz})(0.47\mu\text{F})} = 5,643.79 \approx 5.6\text{k}\Omega$$

$$\frac{R}{2} = 2.8\text{k}\Omega$$

$$2C = 0.94\mu\text{F} \approx 1\mu\text{F}$$

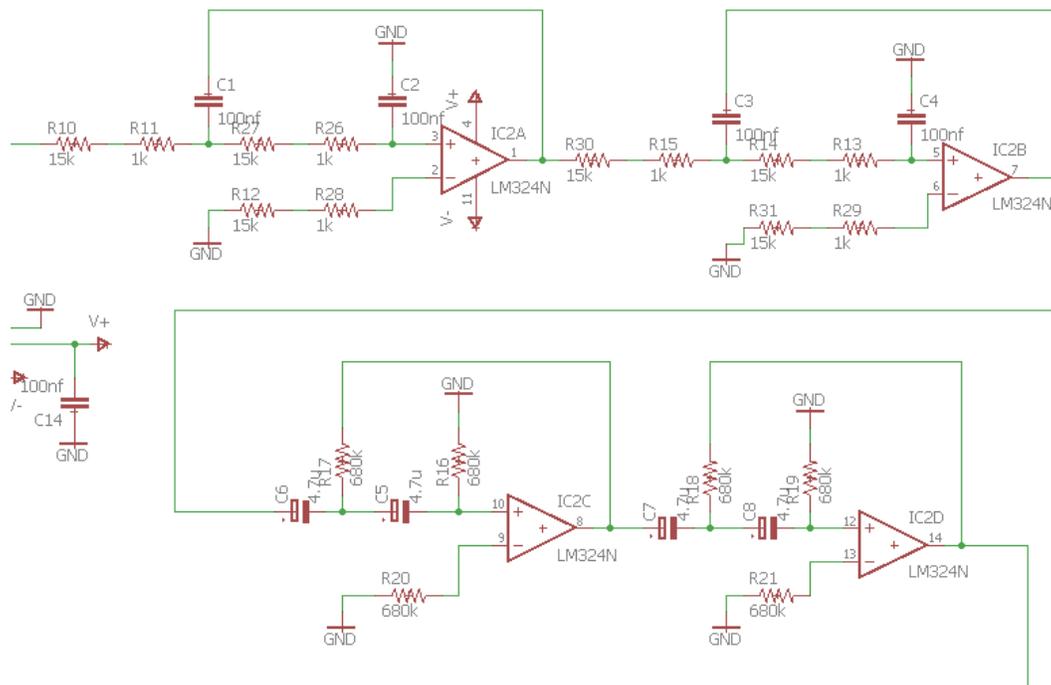


Figura 27.- Diagrama esquemático del filtro pasa banda

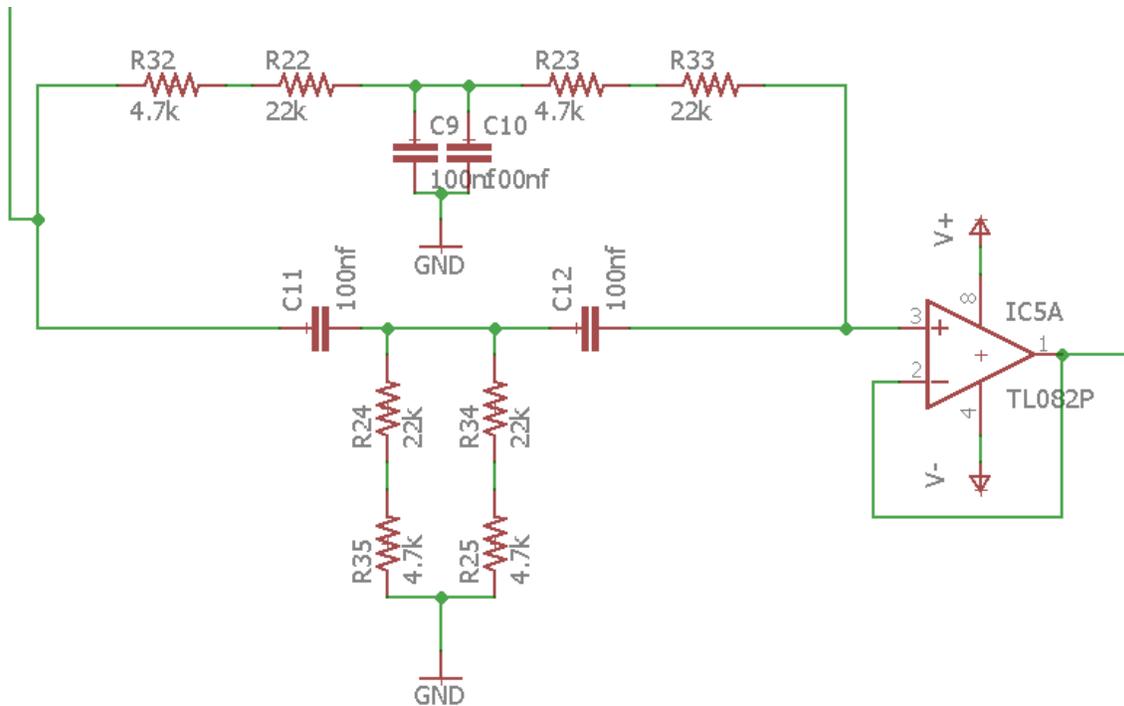


Figura 28 .- Diagrama esquemático del filtro notch

En base al diseño esperado y con el fin de cubrir las características deseadas para funcionamiento y compatibilidad del equipo a desarrollar, los componentes seleccionados para la comunicación y transferencia de datos de la tarjeta serán los siguientes:

La comunicación analógica mediante puerto de audio de 3.5mm se dejó a cargo del componente pg203j, el cual es una terminal tipo hembra para la conexión de un Jack, además de poseer la característica de poder ser montado y soldado en una PCB, a comparación de otros modelos que requieren cableado; su diagrama de conexiones se muestra en la Figura 29:

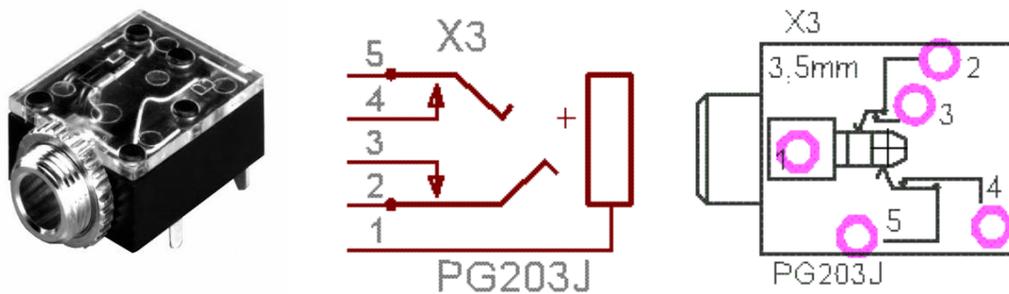


Figura 29.- PG203J y su diagrama de pines

Gracias a lo anterior se emplearán conectores jack de audio de 3.5mm tanto a la entrada con cables para electrodos y a la salida de la tarjeta un conector de audio macho – macho, utilizados comúnmente para la transmisión de audio, para reducir el ruido que pueda provocar el uso de terminales a presión



Figura 30.- Conectores para los puertos de entrada y salida.

Una parte esencial de este trabajo es la digitalización de la señal, en base al hecho de que en la actualidad la mayoría de laptops cuenta con una tarjeta de audio con un convertidor analógico digital de al menos 16 bits, por lo cual para hacer más económico este diseño se aprovechará esta característica; así la digitalización de la señal estará a cargo del puerto de audio el cual se dispondrá para adquisición de los datos mediante un software desarrollado en LabVIEW. Cabe resaltar que los diseños analógicos generalmente consumen menos potencia y ocupan menor área en chip que su contraparte digital.

Simulación

Para la simulación se realizó cada parte del circuito en un bloque respectivo para poder así hacer pruebas de simulación independientes y garantizar que cada circuito había sido diseñado correctamente, así mismo si se presentaba una falla se pudiera encontrar de una manera más rápida.

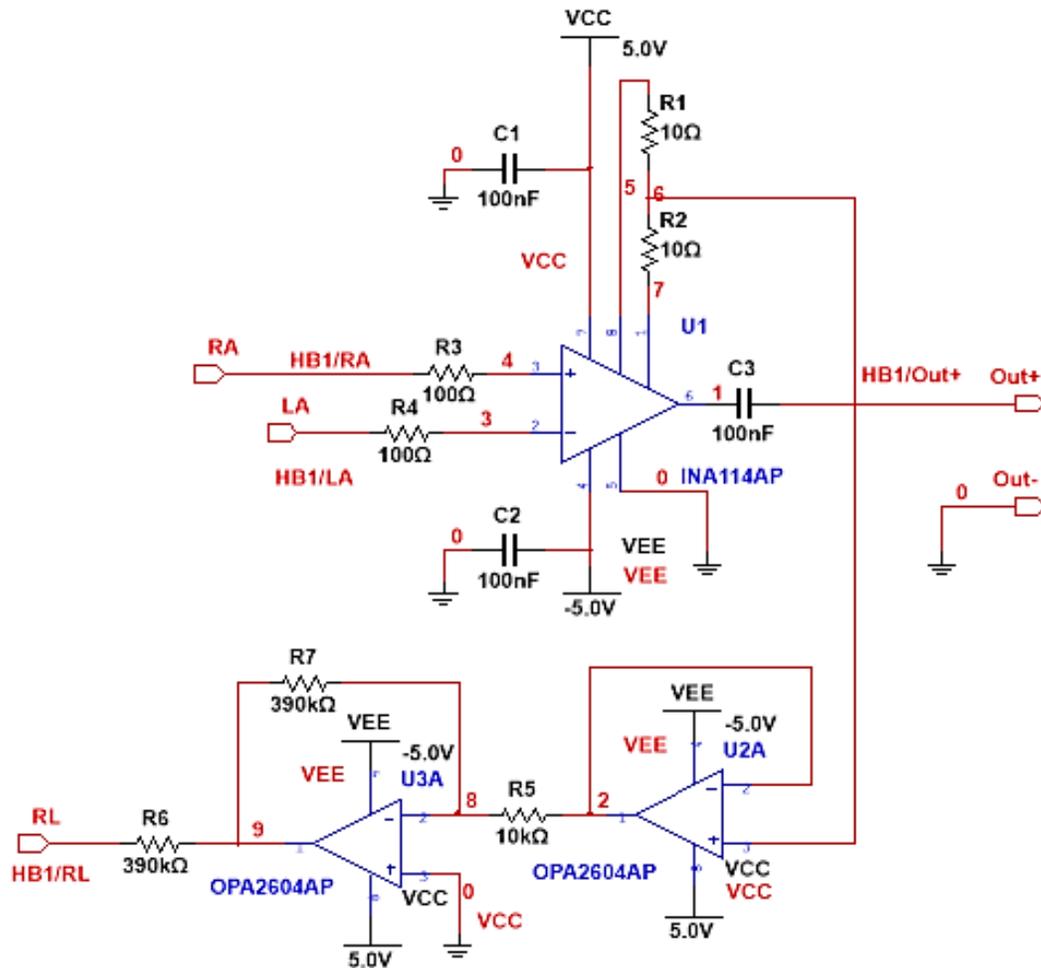


Figura 31 .- Simulación del circuito de ECG

La Figura 32 muestra la señal esperada a la salida de nuestro circuito la cual deberá ser de aproximadamente de 800mV debido a nuestra ganancia de 400. La Figura 33 muestra el diagrama de nuestro filtro pasa banda compuesto por un pasa bajas y un pasa altas de 3er orden cada uno y la Figura 34 muestra el diagrama en simulación del filtro notch o rechaza banda de 4to orden.

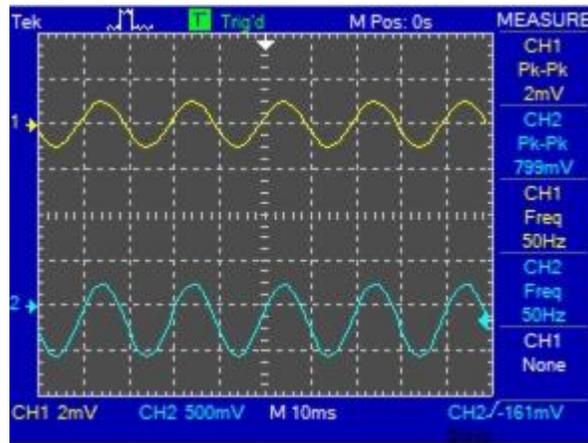


Figura 32 .- Prueba de simulación en el osciloscopio para el circuito de ECG

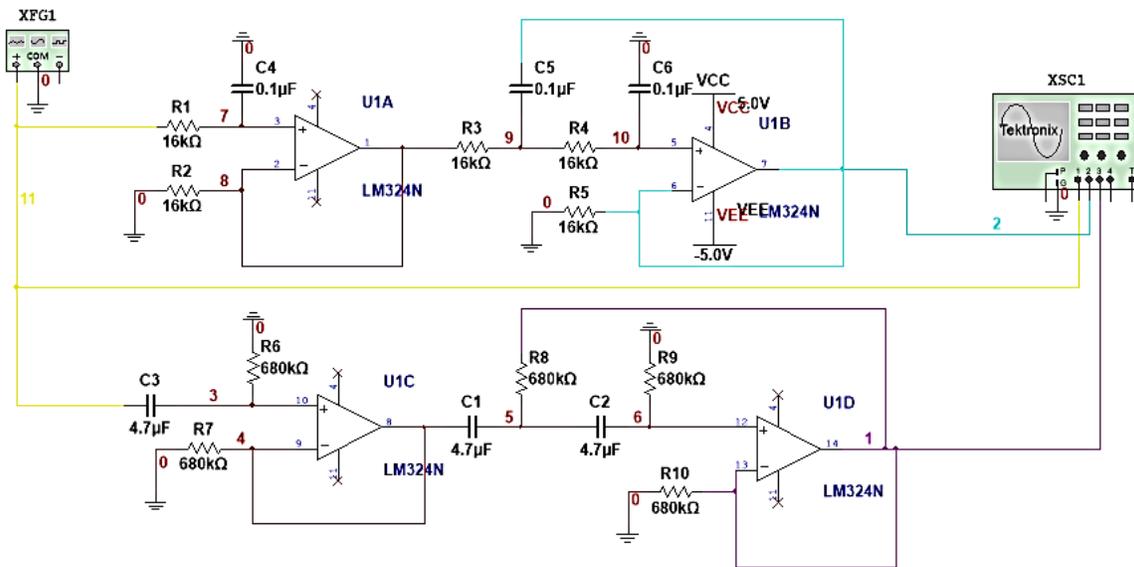


Figura 33 .- Simulación del circuito pasa-banda de 0.05-100Hz

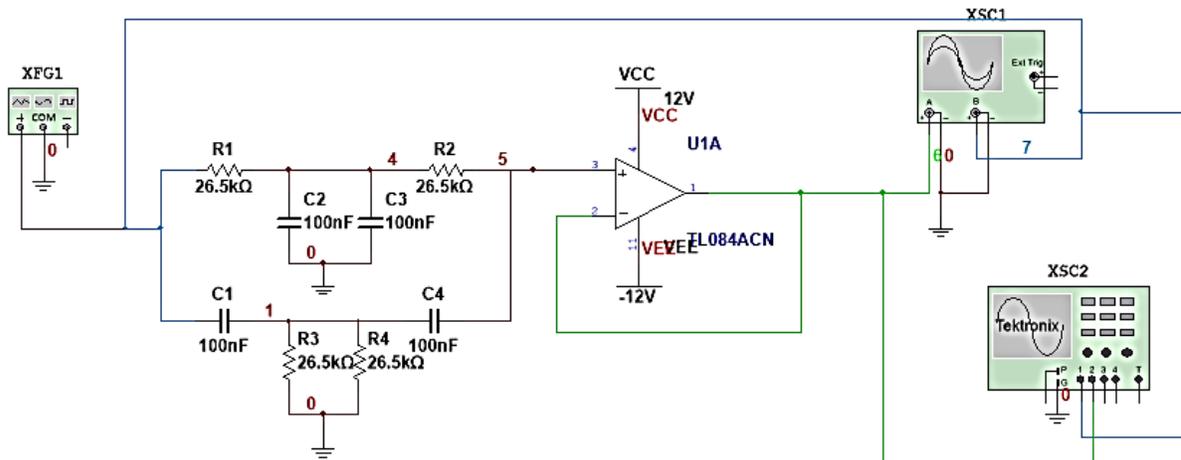


Figura 34 .- Simulación del filtro de 4to orden tipo Notch de 60Hz

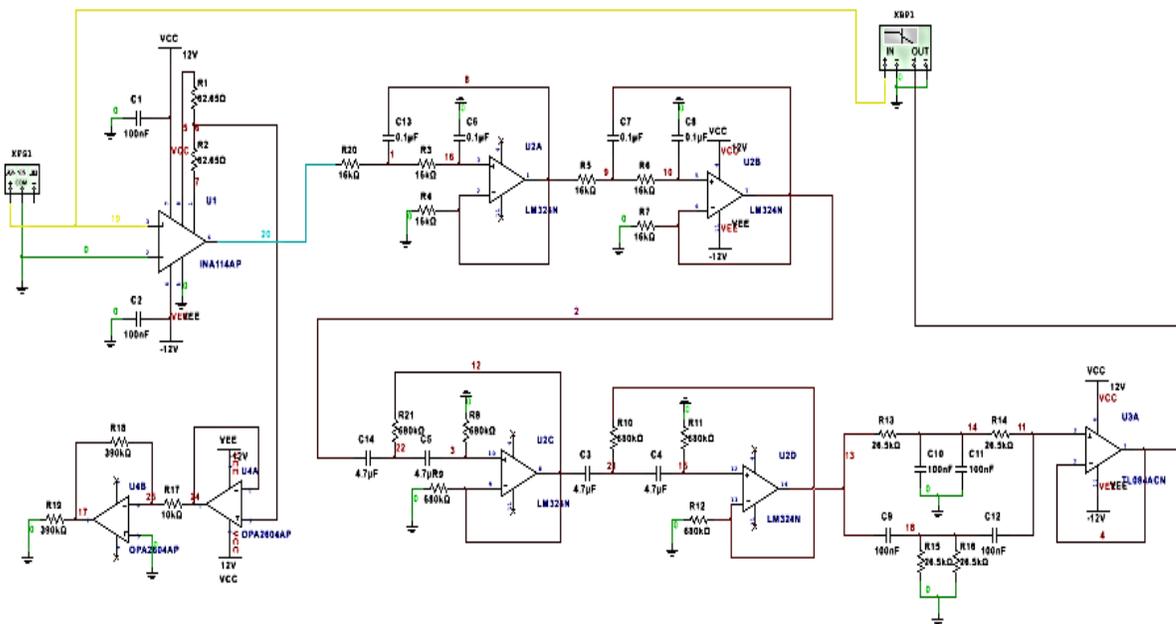


Figura 35 .- Simulación conjunta

CAPÍTULO IV

Desarrollo Experimental

Construcción

La primera etapa de construcción se enfocó en el desarrollo de la tarjeta de ECG con su retorno de pierna derecha (RLD), esta primera parte del equipo posee un amplificador de instrumentación configurado con una ganancia de 400 y el RLD conectado a la resistencia de ganancia para contrarrestar el problema de polarización de los electrodos.

Se colocaron los adaptadores hembra de Jack de 3.5mm para hacer las pruebas directas en la computadora y con los cables para electrodos. En el diseño se utilizaron capacitores cerámicos y las primeras pruebas se realizaron con una alimentación por medio de fuente para observar su comportamiento.

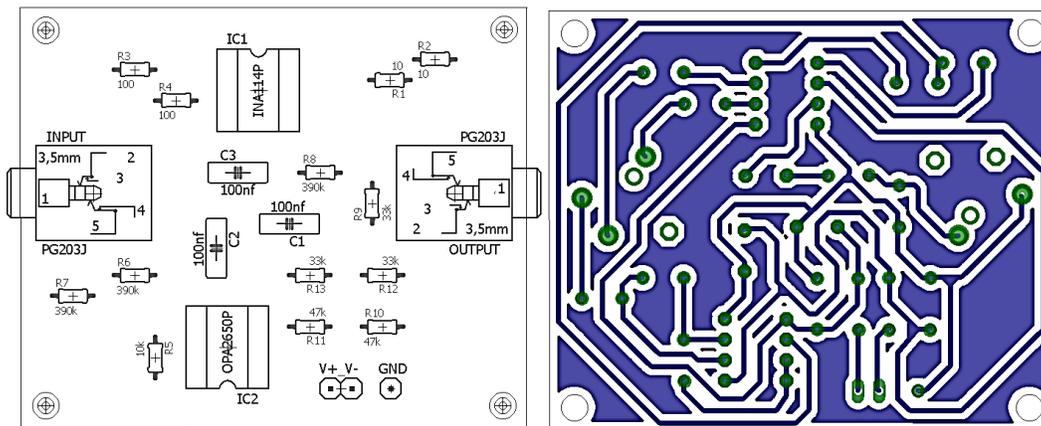


Figura 36 .- Vista superior e inferior de la tarjeta de ECG

Posteriormente se diseñó una nueva tarjeta en la cual se incluyó el filtro pasa banda de 0.05 a 100Hz y el filtro notch de 60Hz, para eliminar los artefactos provocado por los cables, electrodos, contracciones musculares y ruido de la línea provocado por las pruebas con alimentación a línea.

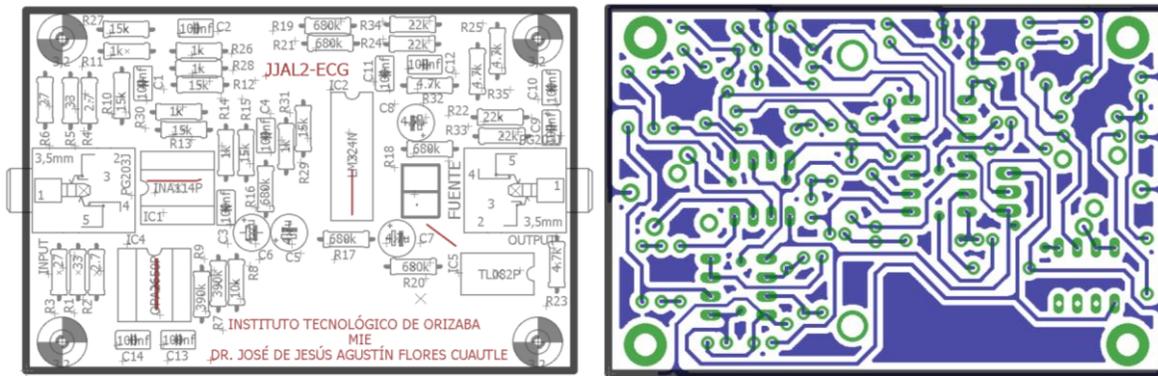


Figura 37 .- Vista superior e inferior de la actualización de la tarjeta ECG, en la cual se contienen todos los filtros requeridos durante su diseño.

La primera sección incluye al amplificador de instrumentación configurado para señales ECG junto con el driver de “Retorno de pierna derecha” y así contrarrestar la polarización de los electrodos

La segunda etapa consiste en el filtro pasa banda de (50mHz – 100Hz), que nos permitirá aislar nuestra señal de artefactos que excedan nuestro rango de trabajo.

La tercera parte del equipo es el filtro notch en configuración de 4to orden para la eliminación de los artefactos producidos por la línea de potencia de 60Hz

La última etapa corresponde a la salida de la señal por medio del puerto de audio, la cual posee a su salida un transformador de aislamiento que proporcionará protección a nuestro circuito y a la persona que se conecte a éste, en caso de una subida súbita de voltaje.

Pruebas Experimentales por Módulo

Durante el desarrollo de la interfaz gráfica para el procesamiento de las señales obtenidas por puerto de audio, en este caso del micrófono interno del computador, se llevaron a cabo pequeñas pruebas por secciones del programa. Se programaron por separado algunas de las diferentes tareas y especificaciones que va a requerir el programa para satisfacer las necesidades del proyecto.

La Figura 38 muestra la interfaz grafica y el código en labview de un programa de graficación de valores generados con la herramienta *random*, así mismo contiene un array en el que se muestran los 3 datos adquiridos recientemente mediante la herramienta *shift register*; posee un indicador de tiempo de ejecución del programa generado con un arreglo de *tick counter* y un *wait until next* para controlar el tiempo de generación de datos a adquirir.

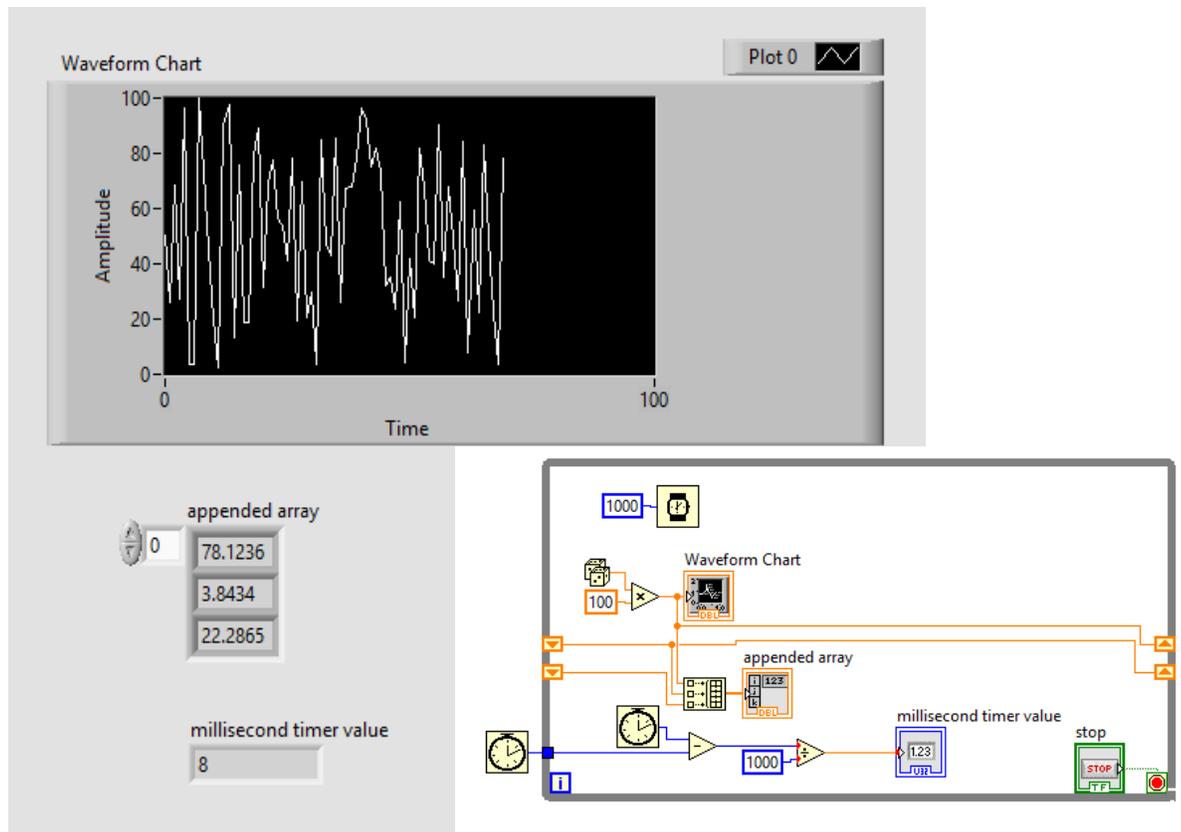


Figura 38.- Pruebas de graficación de datos adquiridos en LabVIEW.

La Figura 39 es un programa de adquisición de la señal de audio del micrófono usando las herramientas clásicas de LabVIEW como son: sound input configure, start, read and clear. Al utilizar estas herramientas en la interfaz de usuario solo permite modificar valores como el rango de muestreo, número de canales y la cantidad de bits por muestra; dentro de la programación nos permite dejar establecido como constantes el tiempo de muestreo y seleccionar que tipo de muestras se van a realizar, en este caso se trabajó con muestras continuas (*Continuous samples*). Figura 39

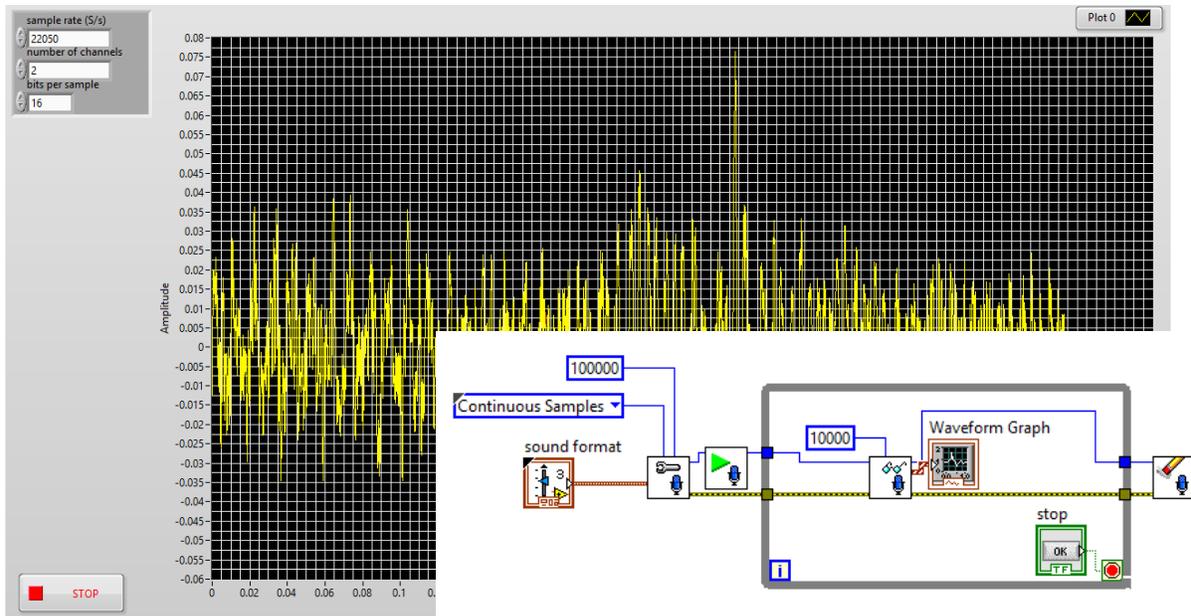


Figura 39.- Pruebas de adquisición por medio de la tarjeta de audio de la pc

La Figura 40 muestra el resultado de las pruebas experimentales del módulo de procesamiento. Las primeras pruebas de experimentación se llevaron a cabo con la adquisición del audio proveniente del micrófono interno que posee el equipo de cómputo. La grafica respondía a las variaciones de volumen de voz y permitía la correcta modificación de la señal cuando se seleccionaba un elemento de la lista de operaciones. Se muestra el funcionamiento de la operación de multiplicación el cual aumenta la magnitud de nuestra señal adquirida.

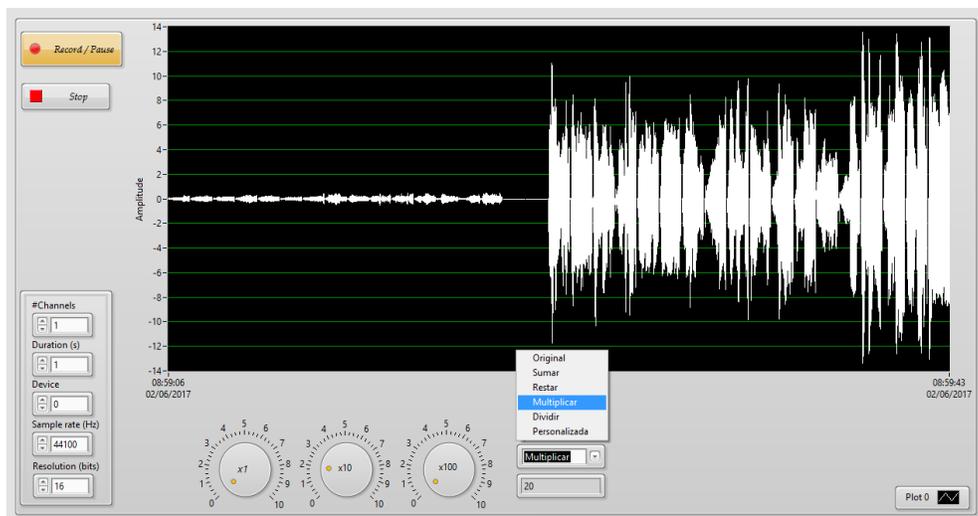


Figura 40.- Manipulación con operadores matemáticos básicos mientras se ejecuta la adquisición

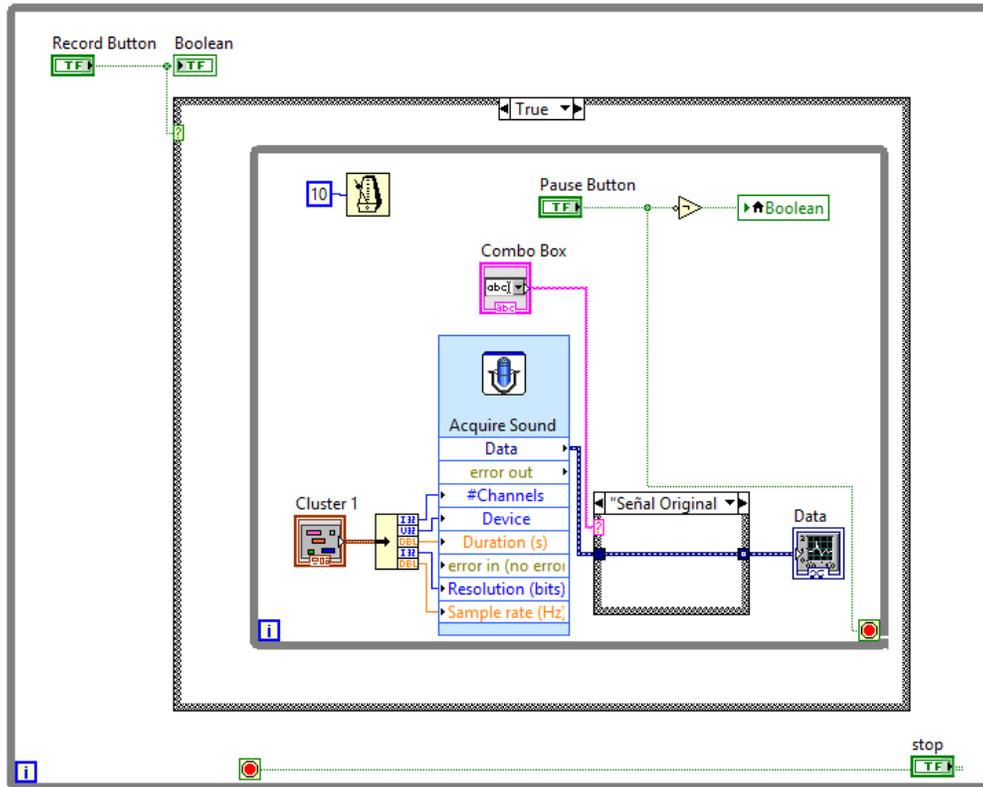


Figura 41.- Programa de adquisición de audio y procesamiento matemático V2.0

Se colocó un botón de grabación y pausa que soluciona el problema que se tenía al momento de correr el programa que no permitía pausar la adquisición de la señal; esto mismo soluciono el problema que se tenía con el botón de *STOP* que detiene la ejecución completa del programa. La interfaz se mejoró para mostrar de manera adecuada los datos en la gráfica y se modificaron los controles para reducir el espacio ocupado en la interfaz y se hizo una integración de los programas.

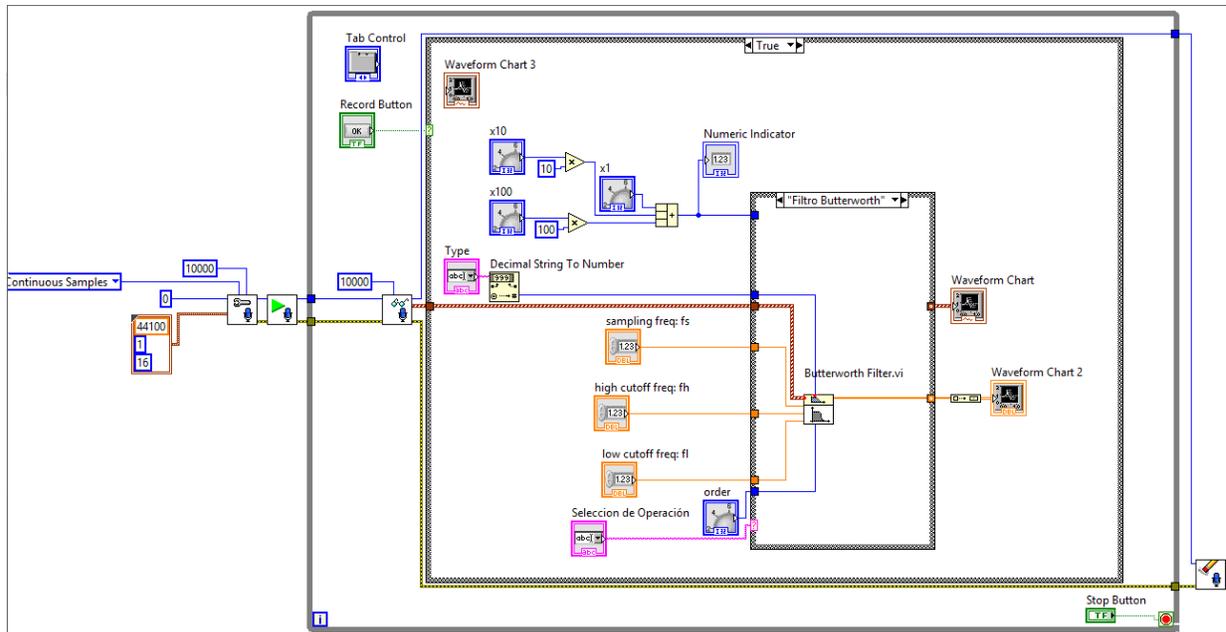


Figura 42.- Combinación de los códigos de adquisición y manipulación matemática.

La Figura 43 muestra el código actualizado del programa desarrollado en el cual se muestra una separación de las herramientas de manipulación matemática básica y la de los filtros para así poder hacer un arreglo en cascada que permita la manipulación por medio de filtros a la señal anteriormente manipulada matemáticamente. Esta nueva versión ya no posee controles para la modificación de valores de adquisición y deja establecidos valores para la frecuencia de muestreo y la cantidad de bits a los cuales se va a procesar la información; además se añadió un nuevo control para añadir modificaciones con valores menores a 1, los datos también son liberados del buffer para evitar el acumulamiento de estos mismo en la gráfica durante la visualización.

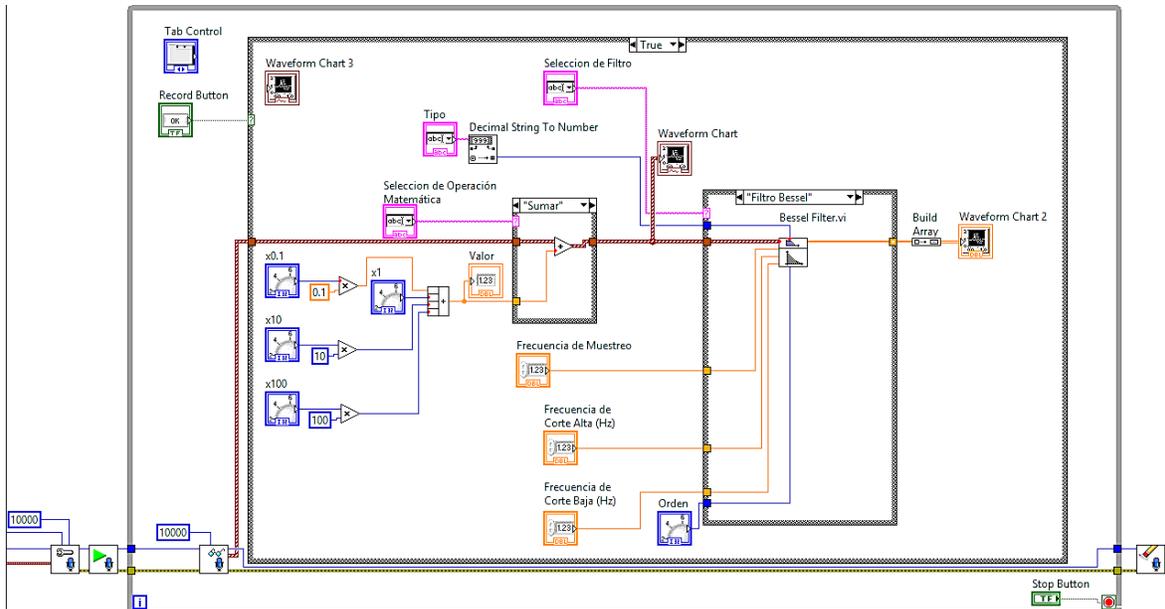


Figura 43 .- Código actualizado del software de manipulación de señales ECG

Una vez funcionando las herramientas, se añadieron nuevos bloques de grafica en la cual ya se podrian apreciar las diferentes modificaciones a la señal original las cuales consisten en la grafica de la señal modificada y un nuevo bloque de visualizacion del espectro de frecuencia junto con una opcion de auto ajuste de amplitud para cada grafica, y asi facilitar la visualizacion de la señal.



Figura 44 .- Interfaz con nuevas opciones de grafica y herramientas

Final mente se anexaron nuevas herramientas para la modificación de la señal la cual contempla la opción de generar una señal de diferente forma de onda, generada por LabVIEW que nos permita combinarla con nuestra señal y seguido de esto, poder visualizarla en un nuevo bloque grafico para apreciar la señal combinada y la señal generada por el software, así mismo se añadieron los controles para la modificación de esta señal generada; como se muestra en la Figura 45.

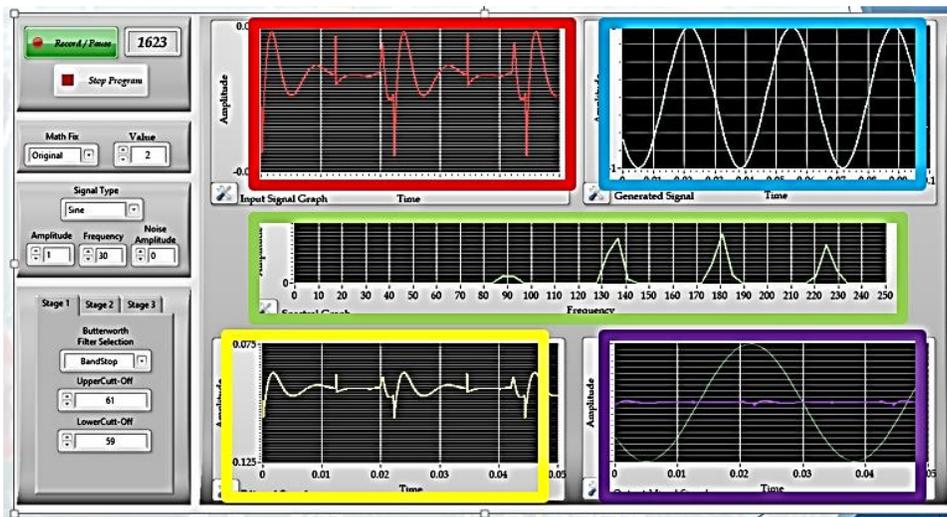


Figura 45 .- Apariencia final de la interfaz del software de ECG

La Figura 46 muestra el desglose de las herramientas finales que contiene la interfaz. El control de grabación y pausa de la adquisición de la señal, el control para abortar la ejecución del programa, los controles para hacer la manipulación mediante operadores matemáticos (selección de operación y control para introducir el valor deseado), los controles para activar y modificar la señal generada por el software para combinarla con nuestra señal adquirida, Etapa múltiple de selección de filtros de Butterworth de 5to orden, la cual cuenta con 3 etapas de filtrado que pueden ser aplicadas dependiendo de lo que el usuario requiera, contiene los 4 tipos de filtros como opciones a escoger y su visualización en su grafica correspondiente así como cada herramienta en el programa.

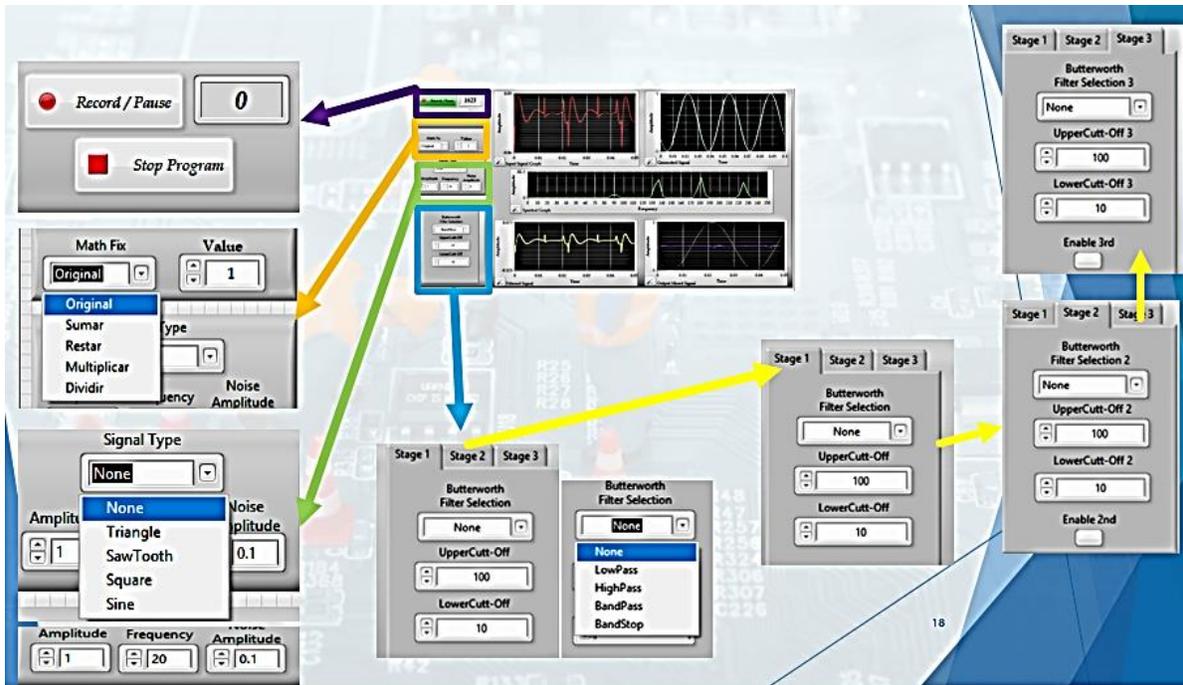


Figura 46 .- Herramientas que componen a la interfaz grafica.

En cuanto a nuestra etapa electrónica, se realizaron varias pruebas de la tarjeta de ECG tanto individualmente con la ayuda de un osciloscopio acoplado a la salida de la tarjeta, como en conjunto con la interfaz desarrollada en LabVIEW, la señal obtenida presenta un aceptable V_{p-p} que no excede de 1 V, nuestra señal puede ser reconocida por cualquier puerto de audio analógico de cualquier pc e incluso podría ser posible una conexión al puerto de micrófono de algún teléfono celular.

En esta sección se puede apreciar la primera versión de la tarjeta de ECG terminada, conectada a sus periféricos analógicos, tanto para la recepción de datos por medio de los electrodos, como su puerto de comunicación de salida para conexión a puerto de audio; además de estar conectada a un paciente de prueba el cual no sufrió ningún tipo de descarga por parte del circuito. Las pruebas se realizaron con alimentación mediante fuente y los resultados obtenidos el primer día de experimentación fueron bastante buenos.



Figura 47.- Prueba experimental del modulo de ecg con sus periféricos

La Figura 48 y Figura 49 fueron capturadas durante la prueba de adquisición de la señal ECG , la primera toma muestra la señal entrante a nuestro software por medio del puerto de audio y la segunda muestra la respuesta que da sin retraso a la manipulación matemática mediante las herramientas incluidas en el software.

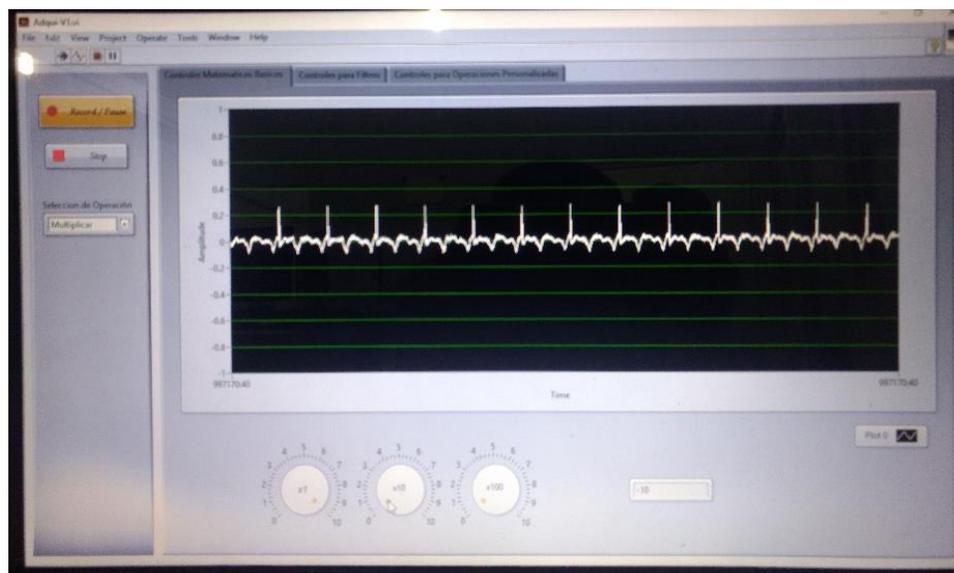


Figura 48 .- toma realizada a la programa de adquisicion de la señal ECG

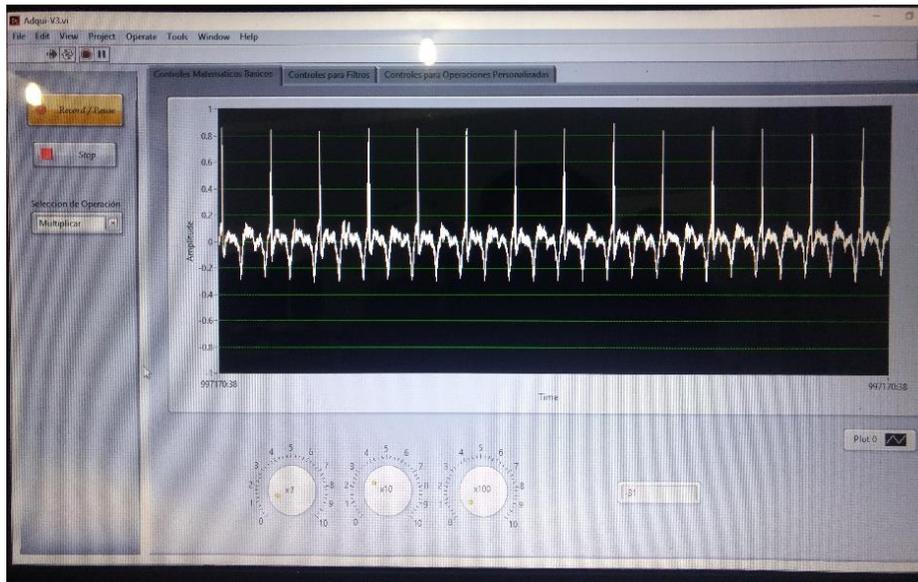


Figura 49 .- Toma de la señal manipulada digitalmente mediante el software

Posteriormente se realizaron las pruebas de las etapas de filtrado utilizando una señal ideal generada por un equipo externo para visualizar el comportamiento de estos y ver que tanto iban a afectar las tolerancias de nuestros componentes.

Se realizó una comparación de un filtro pasa banda para definir el orden al cual se implementaría el filtro, se logró apreciar una reducción de amplitud en la señal atenuada en el filtro de 4to orden el cual favorecía su aplicación para nuestra necesidad de tener una mejor apreciación de nuestra señal en nuestra interfaz.

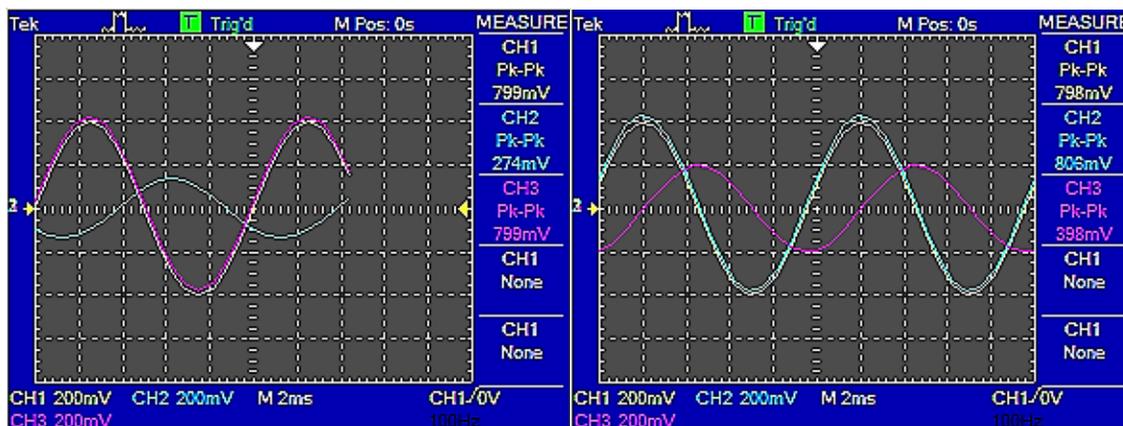


Figura 50 .- LM324 de 4to Orden y 3er Orden respectivamente

Se realizaron las pruebas del filtro pasa banda en sus dos componentes, pasa bajas y pasa altas, así como las pruebas del filtro notch; se utilizó un generador de

funciones y un osciloscopio al cual se conectaron las señales de entra y salida de los filtros pasa poder visualizar su correcto funcionamiento. Se hicieron las pruebas con las frecuencias de corte a las cuales se trabaja el filtro pasa banda, en la Figura 51, Figura 52 y Figura 53 se muestran las capturas de las pruebas realizadas con osciloscopio.

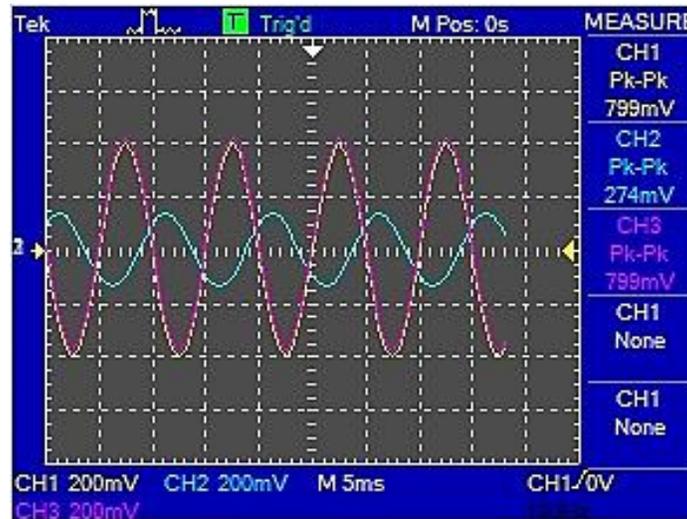


Figura 51 .- Filtro PB 4to 100Hz

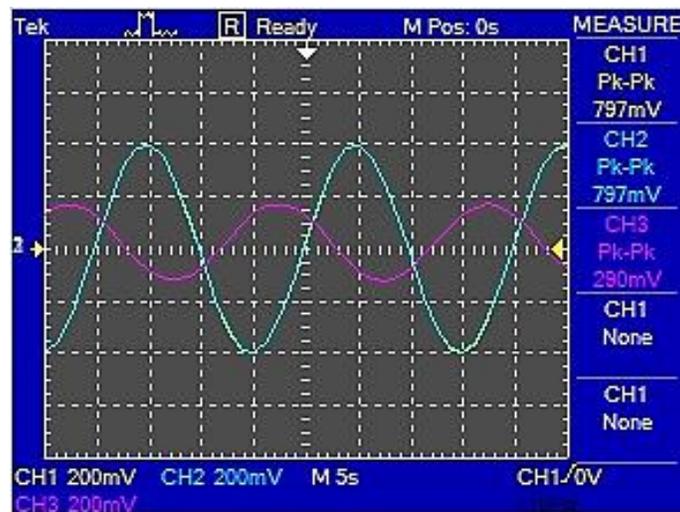


Figura 52.- Filtro PA 4to 50mHz

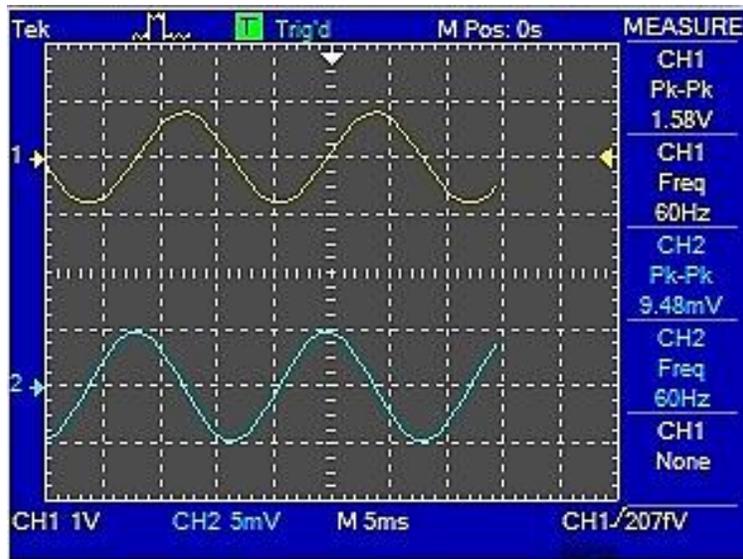


Figura 53 .- Filtro Notch de 4to orden de 60Hz

Posteriormente se volvieron a realizar pruebas con la etapa de ECG haciendo unas correcciones al circuito, la salida del RLD se conectó a la tierra de nuestro circuito, basándonos en algunos diseños encontrados en nuestro estado del arte, se utilizó el equipo Lock-in para usarlo como generador de nuestra señal y la salida de nuestro circuito se conectó a nuestro osciloscopio, así como la señal de salida del Lock-in también se conectó al osciloscopio para poder apreciar la diferencia entre nuestra señal de entrada y la de salida.

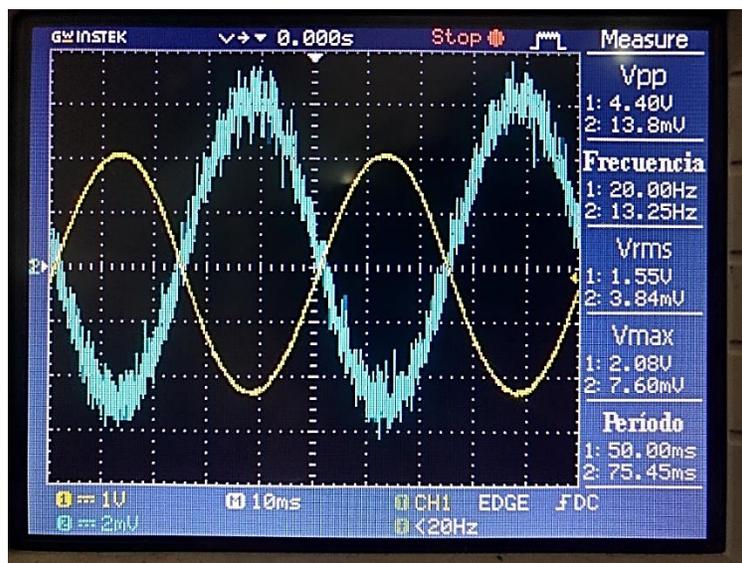


Figura 54 .- Toma realizada al osciloscopio durante la prueba de ECG

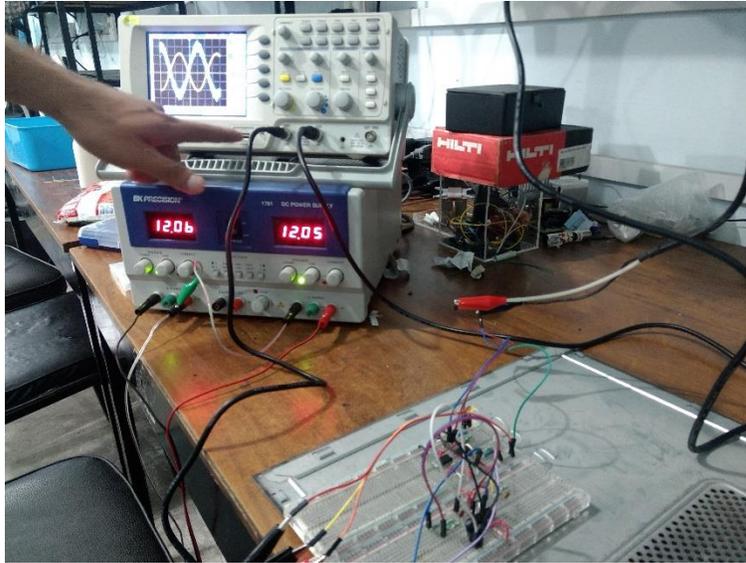


Figura 55 .- Pruebas realizadas al circuito de ECG

Al final se obtuvo un valor de amplitud aproximado al valor ideal esperado para una ganancia de 400 con 5% de tolerancia en los valores de los componentes. Al igual que se observó que nuestra señal de salida presentaba una mejor apariencia que nuestra señal de entrada generada por el Lock-in la cual presentaba artefactos generados por la línea de potencia. Así se determinó que nuestra etapa de ECG se encontraba lista para su integración con el resto de las etapas del sistema.

Integración

Una vez probadas todas las etapas que comprendían a nuestra tarjeta de ECG, se procedió a hacer el circuito impreso del mismo y su acondicionamiento para la alimentación por medio de baterías, se determinó un valor de alimentación al cual todos los circuitos integrados pudieran trabajar para así reducir la cantidad de componentes, concluyendo así con la selección de alimentación por medio de baterías modelo A23 que proporcionar 12V, las cuales nos facilitarían su acondicionamiento por debajo de nuestra tarjeta, dejando así un tamaño más pequeño en nuestro equipo final.



Figura 56 :- Tarjeta final del circuito de ECG

Se corrobora que nuestros periféricos hicieran un correcto contacto con sus respectivos plugs para poder descartar falsos contactos en nuestro sistema como se muestra en la Figura 57.



Figura 57 .- Conexion de los puertos de entrada y salida

Una vez seleccionado el voltaje y tamaño de batería a utilizar, se procedió al realizar el diseño de la base, debido a que en el mercado no se encuentran este tipo de bases, el diseño se realizó contemplando las dimensiones de la tarjeta ECG realizado en solidworks e impreso en 3D, quedando el modelo como se muestra en la Figura 58.



Figura 58 .- Módulo de Baterías

Resultados

En la preparación antes de las pruebas, se revisaron los electrodos nuevos y se limpió la superficie de contacto de las extremidades con solución salínica.



Figura 59 .- Colocacion de electrodos y limpieza de area con solucion salinica

Se colocaron los electrodos de forma adecuada y se conectó la tarjeta de adquisición al módulo de protección y de ahí al puerto de audio de la computadora; habiendo conectado todo correctamente se inició la adquisición de la señal por medio de la interfaz como se muestra en la Figura 60.

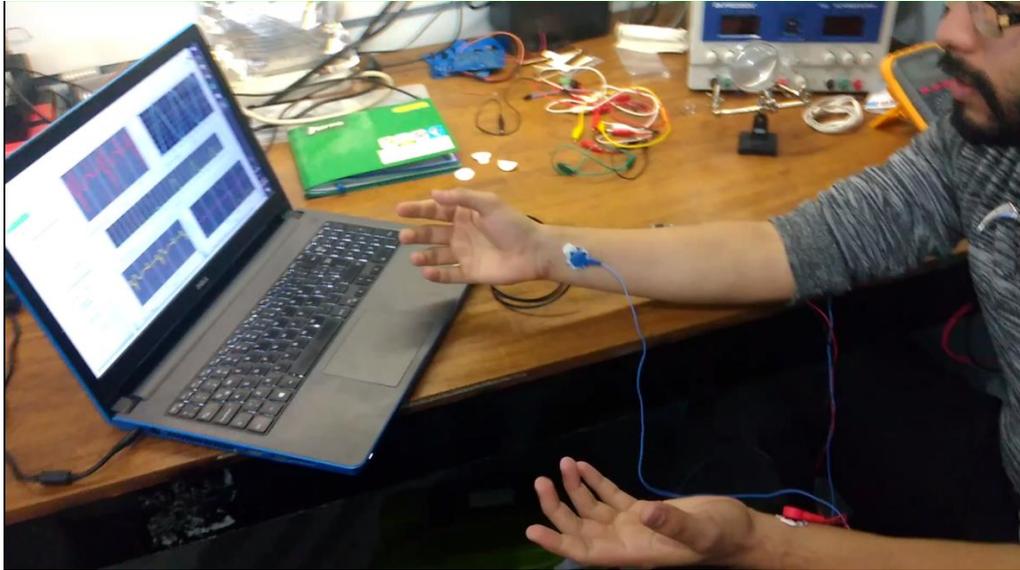


Figura 60 .- Pruebas finales de funcionamiento del equipo en conjunto

La Figura 61 muestra la interfaz gráfica en funcionamiento al momento de la adquisición de la señal de ECG, la primera grafica en color rojo muestra la señal original recibida desde el puerto de audio, la segunda grafica en color azul es la señal generada por el software que se podrá añadirá nuestra señal, la tercera grafica en verde muestra el espectro de frecuencia de nuestra señal original, esta marca las frecuencias que se encuentran dentro de nuestra señal, la cuarta grafica en color amarillo muestra la señal que sale de nuestra etapa de filtrado y la quinta grafica en color morado representa la señal generada en color azul combinada con nuestra señal original en color rojo.

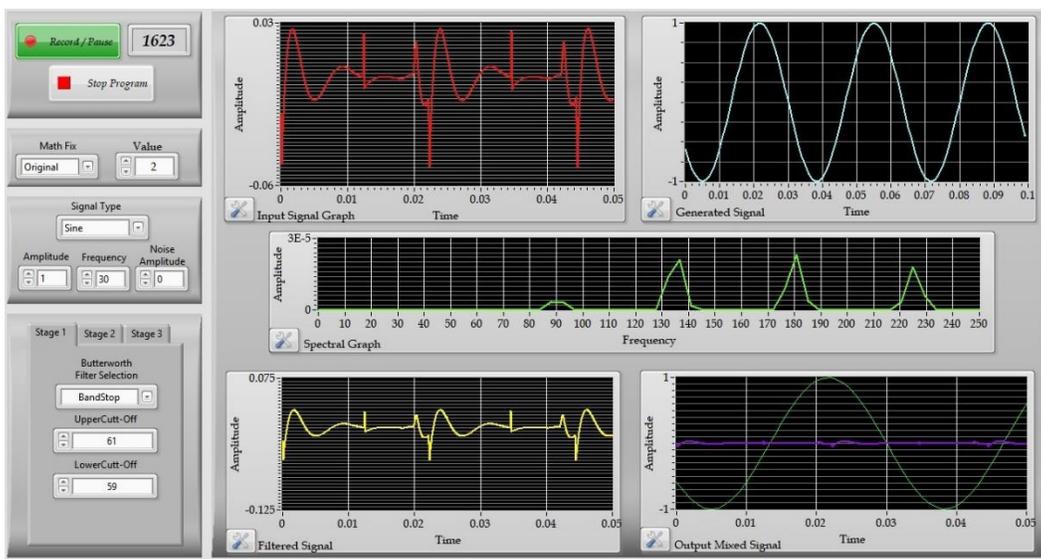


Figura 61 .- Captura de la interfaz grafica durante las pruebas de funcionamiento

Validación de Resultados

Tomando como instrumento patrón el Patient Monitor de la marca Contec, se prosiguió a hacer la comparación de las señales adquiridas para hacer un análisis de resultados.

Como se puede apreciar la señal del monitor de paciente nos da muy poca información de la señal, pero podemos apreciar una barra guía del tamaño de 1mV que nos permite calcular por apreciación el tamaño de la señal, nuestra interfaz nos permite conocer la amplitud de nuestra y el tiempo que en el que está transcurriendo el periodo, tenemos una mejor apreciación de las componentes de la señal aunque el espacio de visualización es más reducido; la interfaz de nuestro software tiene la facilidad de cambiar manualmente el tiempo que queremos ver para mostrar más periodos de la señal; el monitor de paciente a pesar de que no tiene una referencia de tiempo en la pantalla, si nos muestra numéricamente el valor de la frecuencia cardiaca.

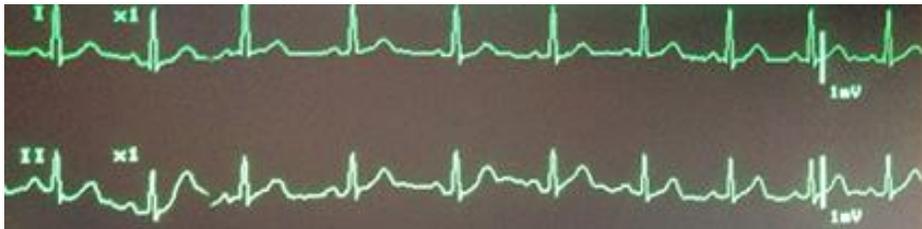


Figura 62 .- Visualización de la señal en el monitor de paciente

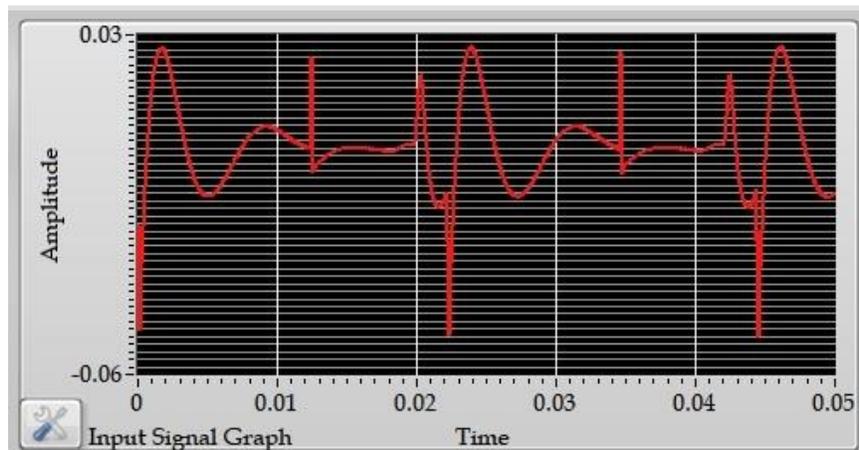


Figura 63.- Visualización de la señal en el software

Conclusiones

En vista de los resultados obtenidos durante las estepas de experimentación e integración, pudimos llegar a las siguientes conclusiones:

- Se logró adquirir la señal ECG mediante la elaboración de una tarjeta alimentada por baterías y con conexiones a puertos analógicos de audio
- Se logró la transmisión de datos por puerto analógico de audio a un computador el cual pudo mostrarnos la señal adquirida mediante un software desarrollado en LabVIEW
- La programación de la interfaz gráfica nos permitió el ajuste de la señal adquirida mediante operadores matemáticos básicos y la aplicación de filtros en LabVIEW
- El alcanzar estos objetivos nos permitirá expandir las aplicaciones del proyecto para su uso en:
 - Simulación de fallas en equipos
 - Simulación de cardiopatías
 - Estudio de comportamiento de filtros
 - Estudio de comportamiento de las series de Fourier
 - Detección de fallas en etapas de filtrado y corrección de las mismas
 - ETC.

Dentro de los trabajos a futuro se plantearon los siguientes puntos:

- Extender aplicaciones a diferentes tipos de bioseñales
- Elaborar el diseño de la placa PCB con componentes SMD para reducir su tamaño
- Ajustar los valores de los componentes para una mejor precisión
- Programar una versión de software el cual incluya más herramientas de manipulación de señales
- Añadir diferentes tipos de puertos de entrada para conexión a otro tipo de equipos
- Desarrollar aplicaciones para otras plataformas

Bibliografía y Referencias

- [1] F. A. T. M. Vladimir Mosquera Cerquera, "Adquisición y Procesamiento de la Actividad Eléctrica del Corazón y Cerebro Usando FPAA," *Revista Ingeniería y Región*, vol. 7, 2010.
- [2] F. G. Márquez, "Electrocardiograma por PC (LabView)," Centro Universitario de Ciencias Exactas e Ingenierías, Universidad de Guadalajara.
- [3] I. C. H. C. N. Ms.C. Lilia Edith Aparicio Pico, "Módulo de Adquisición de Señal ECG para Telecardiología," Centro de Investigaciones y Desarrollo Científico.
- [4] A. J. G. Ma.Teresa García González, Ma. del Rocío Ortiz Pedroza, Miguel Ángel Peña Castillo, *Potenciales Bioeléctricos: Origen y Registro*, 1era ed. México, D.F.: Universidad Autónoma Metropolitana, 1998.
- [5] E. V. C. Pamela Morales, "Monitoreo de Condiciones de Salud mediante una Red de Dispositivos Móviles."
- [6] S. C. Casco, "Desarrollo de un Instrumento para Adquisición y Procesado de EEG y ECG," Grado en Ingeniería de Tecnologías y Servicios de Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid.
- [7] F. J. W. Leslie Cromwell, Erich A. Pfeiffer, *Biomedical Instrumentation and Measurements*, 2da ed.: Prentice-Hall, 1980.
- [8] L. L. Á. ESCOBAR, "Análisis de Esquemas de Filtrado para Señales Electrocardiográficas (ECG)," Proyecto de grado para optar a título de Tecnóloga en Electricidad, FACULTAD DE TECNOLOGÍAS, ESCUELA DE TECNOLOGÍA ELÉCTRICA, UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA, Pereira, 2007.
- [9] D. F. J. C. R. Dr. Miguel Mora González, Dr. Jesús Muñoz Maciel, Dr. Julio C. Martínez Romo, Dr. Francisco J. Luna Rosas, MC. Carlos A. de Luna Ortega, Dr. Gilberto Gómez Rosas, Dr. F. Gerardo Peña Lecona., "Reducción de ruido digital en señales ECG utilizando filtraje por convolución," *Investigacion y Ciencia de la universidad autonoma de aguascalientes*, vol. 40, 2008.
- [10] L. P. F. Cristian Vidal Silva. (2004) DESARROLLO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y TRATAMIENTO DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS. *Rev. Fac. Ing.* 39-46.
- [11] I. Axon Instruments, "Instrumentation for Measuring Bioelectric Signals from Cells," in *The Axon Guide for Electrophysiology & Biophysics Laboratory Techniques*, T. A. Guide, Ed., ed U.S.A., 1993.
- [12] M. S. H. M. B. I. Reaz, F. Mohd-Yasin. (2006, Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. 8, 11-35.
- [13] P. L. Francisco Castells, Leif Sornmo, Andreas Bollmann, and José Millet Roig. (2006, Principal Component Analysis in ECG Signal Processing. 2007, 21.
- [14] R. A. M. Noriega Alemán, J.P. Martínez, P. Laguna, "Medida Multiderivacional de QT en el ECG de 12 derivaciones del sistema EASI," *Actas del XXVII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomedica*.

- [15] C. Á. P. y. J. M. María Inés Pisarello, "Separación de Frecuencias No Deseadas en la Señal Cardíaca utilizando ICA," *Universidad Nacional del Nordeste, Corrientes, Argentina. Facultad de Ciencias Exactas.*
- [16] I. J. J. C. TEJEDA, "Diseño e Investigación de un Sistema Multicanal Portátil de Registro de Bioseñales," MAESTRO EN CIENCIAS DE INGENIERÍA EN MICROELECTRÓNICA, ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN, INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL, México D.F., 2009.
- [17] M. M. Alberto OCHOA, Felipe ESTRADA, Columba DÍAZ, Ramón FÉLIX, José ÁLVAREZ, José Clemente VÁSQUEZ, "Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales Electrocardiográficas," *SISTEMAS, CIBERNÉTICA E INFORMÁTICA*, vol. 7, 2010.
- [18] V. G. R. Cristian Vidal Silva, David Alegría León, Paul Arce Lillo. (2010) Improvement of Classic QRS Complex Detector Algorithm in Electrocardiographic Signals. *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*. 6.
- [19] M. N. K. George J.Mandellos, Ioannis St. Styliadis, Dimitrios K. Lymberopoulos. (2010, e-SCP-ECG+ Protocol: An Expansion on SCP-ECG Protocol for Health Telemonitoring—Pilot Implementation. 2010, 17.
- [20] L. A. R. O. Humberto Cortez Lopez, "Diseño y construcción de una interfaz de medición de signos vitales para la priorizar la atención médica en el servicio de urgencias de un hospital general de zona," Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Instituto Politécnico Nacional, 2010.
- [21] R. Merletti. (2010, The electrode–skin interface and optimal detection of bioelectric signals. 31.
- [22] W. R. Carlos A. Alva, Joel O. Castillo. (2011, Diseño y Construcción de un Electrocardiógrafo de Bajo Costo. 1.
- [23] H. A. G. B. Javier Villamizar, Hoover Orozco G., "Electrocardiógrafo Bipolar," *Scientia et Technica Año XVII*, vol. 47, pp. 244-249, Abril 2011.
- [24] L. B. Jorge Reynolds, Fabián Cuéllar. (2011) Bioamplificadores. *Revista Colombiana de Cardiología*. 131-143.
- [25] M. A. P. Orellana, "Comunicación entre un dispositivo de adquisición de bioseñales cerebrales y un terminal móvil," *Acta Nova*, vol. 5, pp. 50-71, Marzo 2011.
- [26] R. F. C. Quinayas, B. Jorge, M. Nadia, M. Lucy. (2012) ECG Portátil. *Revista Colombiana de Física*.
- [27] J. I. N. H. Humberto Cervantes de Ávila, Juan de Dios Sánchez López Miguel Enrique Martínez Rosas, Aram Hawa Calvo, "Arquitectura de e-Salud basada en Redes Inalámbricas de Sensores," *DIFU100ci@*, vol. 6, pp. 54-61, septiembre-diciembre 2012.
- [28] G. T. M. K. Islam, T. Ahammad, A. N. M. M. Haque and M. R. H. Khondokar, Member, IACSIT, "Study and Analysis of ECG Signal Using MATLAB & LABVIEW as Effective Tools," *International Journal of Computer and Electrical Engineering*, vol. 4, June 2012.
- [29] M. Alex P. Culcay, Mario A. Molina R. y Esteban F. Ordoñez M., "Diseño e implementación de un electrocardiógrafo ambulatorio dinámico de una derivación con conexión inalámbrica a teléfono móvil inteligente y envío de

- información vía SMS o GPRS," presented at the Memorias del II Congreso Binacional de Investigación, Ciencia y Tecnología de las Universidades, Universidad Politécnica Salesiana de Cuenca - Ecuador, 2013.
- [30] H. F. M. García, "Diseño e implementación de un Electrocardiógrafo (ECG)," Universidad Autónoma de Nuevo León, 2013.
- [31] M. D. L. H. KÖLLMER, "Sistemas de Adquisición de Datos basados en la plataforma Arduino. Aplicaciones a Matlab, Simulink y Android.," Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Carlos III de Madrid, 2013.
- [32] H. A. G. Magaña, "Diseño y construcción de un medidor de pulso cardiaco para personas con problemas de taquicardia," Escuela Superior de ingeniería Mecánica y Eléctrica, Instituto Politécnico Nacional, México D.F., 2013.
- [33] I. J. I. Romano, "Introducción a la digitalización de bioseñales - Aplicación en la adquisición de señales cardíacas," *IV Congreso Microelectrónica Aplicada*, 2013.
- [34] J. L. Folgado, "NUEVO SISTEMA DE AMPLIFICACIÓN DE SEÑAL ECG PARA SER UTILIZADO EN TEXTILES INTELIGENTES," ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN, UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA, Valencia, 2014.
- [35] Y. P. R. O. Leonardo Ramírez López, Yuli Paola Cifuentes Sanabria. (2014, Enero - Diciembre) Prototipo de electrocardiógrafo bipolar para uso académico. *Ciencia y poder aéreo*. 115-123.
- [36] A. M. LOZANO, "SISTEMA INALÁMBRICO DE MONITORIZACIÓN DE CONSTANTES VITALES CON PLATAFORMA ARDUINO Y VISUALIZACIÓN EN APLICACIÓN MOVIL.," Escuela de ingeniería y arquitectura, Universidad Zaragoza, 2014.
- [37] E. I. T. Durán, "Diseño y elaboración de un prototipo de monitor de signos vitales aplicando métodos no invasivos con comunicación de datos a dispositivos móviles," Sede Cuenca, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca - Ecuador, 2015.
- [38] E. M.-S. J.L. Correa-Figueroa, J.A. Huerta-Ruelas, J.J. González-Barbosa, C.R. Cárdenas-Pérez, "Sistema de Adquisición de Señales SEMG para la Detección de Fatiga Muscular," *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 37, 2016.
- [39] R. G. Rodríguez, "Sistema de Electrocardiografía de 12 Derivaciones para el Estudio de la Variabilidad Espacial de los Intervalos de Repolarización Ventricular del ECG," Maestría en Ciencias, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección de Bioelectrónica, Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, México, D.F., 2009.
- [40] "Electrocardiograma - Clase Teórica y Práctica " Departamento de Fisiología, Facultad de Medicina, Universidad de Murcia 2010.
- [41] J. G. Proakis and D. G. Manolakis, *Tratamiento Digital de Señales*, 3ra ed. Madrid, España: Prentice Hall, 1998.

Anexos

Glosario

Tisular: Es un término que se utiliza como un adjetivo, sirve para referirse a todo lo relacionado a los tejidos de un determinado organismo. EL campo más apropiado para referirse a este término es el científico, que desde el punto de vista de la composición de los organismos hasta el estudio clínico es utilizado. Una composición tisular, es aquel conjunto de células que pueden formar un tejido de todos los niveles posibles.

Electrólito: Elemento o sustancia susceptible de ser descompuesta en iones por corriente eléctrica.

Ion: es una partícula que se forma cuando un átomo neutro o un grupo de átomos ganan o pierden uno o más electrones.

Catión: Un átomo que pierde un electrón forma un ion de carga positiva, llamado catión;

Anión: un átomo que gana un electrón forma un ion de carga negativa, llamado anión.

Hidrofílica: Que capta agua con facilidad. || Que tiene grupos polares fuertes que interaccionan fácilmente con el agua.

Hidrofóbica: se refiere a las sustancias que no son solubles en agua y por tanto no son capaces de interaccionar con las moléculas de agua. No pueden tener interacciones ion-dipolo ni mediante puentes de hidrógeno.

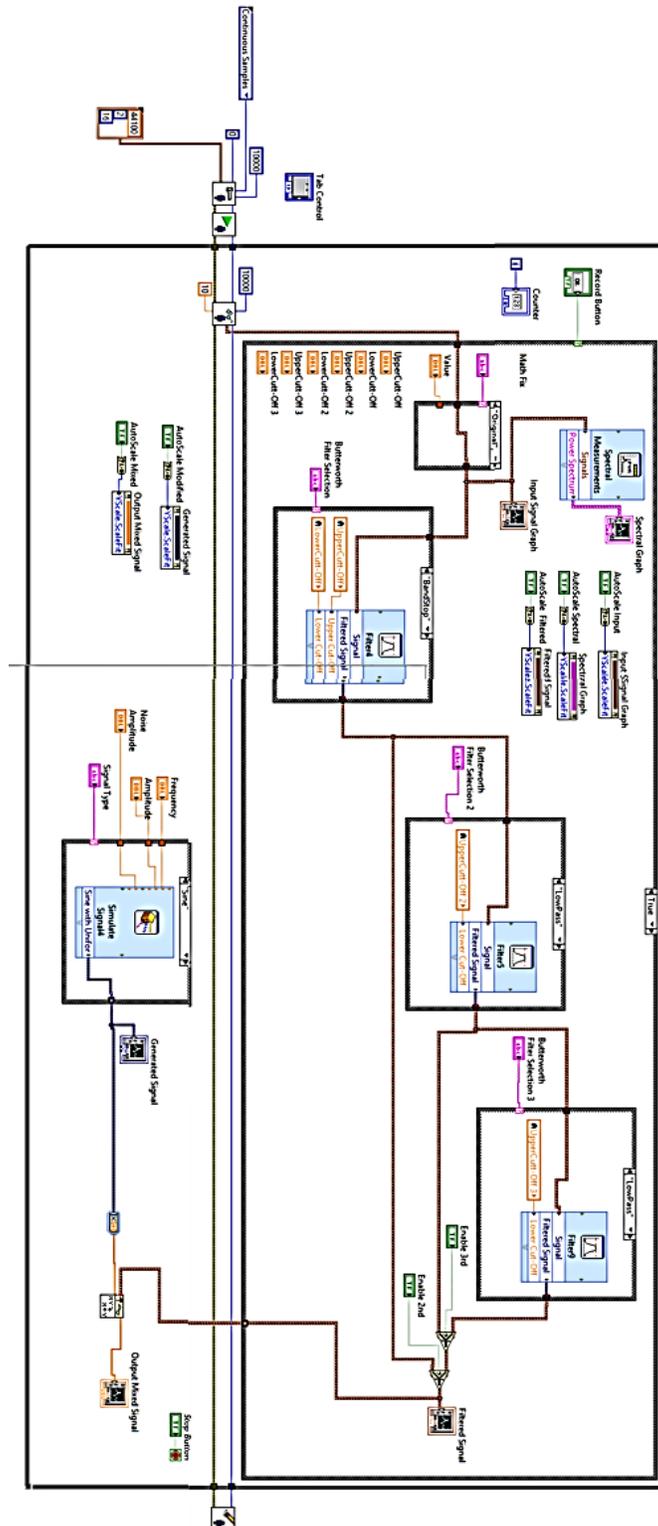
Sistemas LTI: (Linear Time-Invariant) o sistema lineal e invariante en el tiempo

IIR: Infinite Impulse Response o Respuesta infinita al impulso. Se trata de un tipo de filtros digitales en el que, como su nombre indica, si la entrada es una señal impulso, la salida tendrá un número infinito de términos no nulos, es decir, nunca vuelve al reposo.

FIR: Finite Impulse Response o Respuesta finita al impulso. Se trata de un tipo de filtros digitales cuya respuesta a una señal impulso como entrada tendrá un número finito de términos no nulos.

Códigos Específicos

Código en LabVIEW de la versión actualizada del Software para ECG



Productos de Investigación

SIMPOSIO IBEROAMERICANO MULTIDISCIPLINARIO DE CIENCIAS E INGENIERÍAS 2017

Artículo aceptado para presentación oral, presentación en cartel y versión en extenso para revista electrónica



La Universidad Politécnica de Pachuca, otorga el presente

Reconocimiento a:

**Aldo Sosa Villaraux, José de Jesús Agustín Flores Cuautle,
Oscar Osvaldo Sandoval González, Blanca Estela Gonzáles Sánchez**

Por su participación en el Simposio Iberoamericano Multidisciplinario de Ciencias e Ingenierías, por su presentación oral "**Electrocardiógrafo como Herramienta de Aprendizaje: Propuesta Preliminar**", efectuado del 20 al 22 de septiembre de 2017, en la ciudad de Pachuca de Soto, Hidalgo, México.

Dr. Marco Antonio Flores González
Rector





SIMCI
SIMPOSIO IBEROAMERICANO
MULTIDISCIPLINARIO DE
CIENCIAS E INGENIERÍAS

La Universidad Politécnica de Pachuca, otorga el presente

Reconocimiento a:

**Aldo SOSA VILLARAUX, José de Jesús Agustín FLORES CUAUTLE,
Oscar Osvaldo SANDOVAL GONZÁLEZ, Blanca Estela GONZÁLEZ SÁNCHEZ**

Por su participación en el Simposio Iberoamericano Multidisciplinario de Ciencias e Ingenierías, con el cartel "Electrocardiografo como Herramienta de Aprendizaje: Propuesta Preliminar", efectuado del 20 al 22 de septiembre de 2017, en la ciudad de Pachuca de Soto, Hidalgo, México.

Dr. Marco Antonio Flores González
Rector



Research Journal Template¶

Título [Indicar el título de la Revista]¶
→ Mes, 2016-Vol.1-No.1-1-15-[Uso de ECORFAN]¶

Electrocardiografo como Herramienta de Aprendizaje: Propuesta Preliminar¶

SOSA VILLARAUX ALDO †, SANDOVAL GONZÁLEZ OSCAR OSVALDO, GONZÁLEZ SÁNCHEZ BLANCA ESTELA, FLORES CUAUTLE JOSÉ DE JESÚS AGUSTÍN.¶
aldo.sosavillaraux@gmail.com¶

(Fecha de Envío: 08, 28, 2017); Aceptado (Indicar Fecha de Aceptación: Uso Exclusivo de ECORFAN)¶

Resumen¶

Electrocardiografo como Herramienta de Aprendizaje: Propuesta Preliminar¶
A lo largo de los años el monitoreo de la actividad cardiaca ha adquirido gran relevancia en el ámbito tecnológico ya que se está presentado la necesidad de contar con nuevos equipos que ayuden a la visualización de esta bioseñal. Se han desarrollado diversos sistemas electrónicos de adquisición, procesamiento y transmisión proporcionando a:

Palabras-Clave:¶

Académico, Bipolar, ECG, Puerto Analógico.¶

Abstract¶

Electrocardiograph as Learnig Tool: Preliminary Proposal.¶
Over the years the monitoring of cardiac activity has acquired great relevance in the technological area since it is presented the necessity to have new equipment to help the visualization of this biosignal. Various electronic acquisition, processing and

COLOQUIO DE INVESTIGACIÓN MULTIDISCIPLINARIA 2017

Artículo aceptado para presentación y publicado en revista

Journal CIM Vol. 5, Núm. 2
Coloquio de Investigación Multidisciplinaria 2017

ISSN 2007-8102

Electrocardiógrafo de Bolsillo.

Aldo Sosa Villaraux¹, José de Jesús Agustín Flores Cuautle², Blanca Estela González Sánchez¹, Oscar Osvaldo Sandoval González¹.

¹ *Maestría en Ingeniería Electrónica, División de Estudios de Posgrado e Investigación, Instituto Tecnológico de Orizaba, Orizaba, Ver. México, e-mail: aldo.sosavillaraux@gmail.com*

² *CONACYT, Maestría en Ingeniería Electrónica, División de Estudios de Posgrado e Investigación, Instituto Tecnológico de Orizaba, Orizaba, Ver. México.*

Área de participación: Ingeniería Electrónica

