



UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones

Perfecta combinación entre Energía e Intelecto



**DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN ELECTROCARDIOGRAFO
INALAMBRICO DIGITAL PARA RATAS DE LABORATORIO
UTILIZANDO TECNOLOGÍA BLUETOOTH.**

Lucely Figueroa Suárez
Diego Rafael Medina Pulido

Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones
Universidad Industrial de Santander
Bucaramanga–Enero de 2009



UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones

Perfecta combinación entre Energía e Intelecto



DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN ELECTROCARDIOGRAFO INALAMBRICO DIGITAL PARA RATAS DE LABORATORIO UTILIZANDO TECNOLOGÍA BLUETOOTH.

Lucely Figueroa Suárez
Diego Rafael Medina Pulido

Trabajo de grado para optar por el título de Ingeniero Electrónico

Director
Ing. MSc. David Alejandro Miranda
Codirector
M.D. PhD Carlos Arturo Conde Cotes

Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones
Universidad Industrial de Santander
Bucaramanga–Enero de 2009

A mi compañero de vida Diego Medina Pulido, a mi hijo Manuel David, a mis padres y hermanos.

Lucely

*A mis padres Manuel y Silia, a mis
hermanas Zulma y Juliana, a mi
hermosa esposa Lucely y muy
especialmente a mi hijito Manuel
David.*

Diego

AGRADECIMIENTOS

Primero que todo, agradezco a mis padres por su apoyo y colaboración durante estos años de estudio. Agradezco a Diego por toda su ayuda, comprensión y cariño. También agradezco a mi hermano Marlio por su colaboración constante durante el desarrollo de este proyecto. A mi hermano Jorge Alberto porque gracias a él he aprendido muchas cosas.

Agradezco a los profesores de la escuela que me enseñaron a cómo hacer y no hacer las cosas y algunos que me ayudaron a incrementar mi interés por la carrera y a mejorar mi visión de la Ingeniería Electrónica.

A mis amigos.

Lucely Figueroa Suárez.

Agradezco inicialmente a mis padres por haberme apoyado todo este tiempo, a su paciencia y entendimiento a pesar de los malos momentos. A mis hermanas que también me han apoyado y comprendido y a quienes quiero mucho.

Agradezco a Lucely, mi compañera y esposa, porque gracias a ella he aprendido lo hermoso que es el mundo.

También agradezco a los profesores David Miranda y Elkim Roa, porque gracias a ellos conocí y valoré aun más la Ingeniería Electrónica. A mis amigos de la UIS, del grupo CIMBIOS y en general a todos los que han afectado mi vida de una u otra forma.

Diego Rafael Medina Pulido

Contenido

1. Introducción	1
1.1. Motivación	2
1.2. Organización	4
2. Generalidades sobre electrocardiografía.	7
2.1. Ciclo cardíaco y funcionamiento del corazón.	7
2.2. Señal cardíaca.	9
2.3. Configuración y selección de electrodos.	12
2.3.1. Configuración.	12
2.3.2. Electrodos.	13
3. Etapa analógica	15
3.1. Amplificador de Instrumentación.	15
3.1.1. Características generales de los Amplificadores de Instrumentación.	16
3.1.2. Criterios de selección del Amplificador de Instrumentación.	17
3.1.3. Características del AD627.	19
3.2. Filtrado de la señal biológica.	21
3.2.1. Filtros Sallen-key.	22
3.2.2. Filtro Sallen-key pasa altas.	25
3.2.3. Filtro Sallen-key pasa bajas.	30
3.2.4. Filtro Sallen-key pasa banda.	33
3.2.5. Filtro Thow-Thomas rechaza banda (<i>notch</i>).	40
3.3. Selección del Amplificador Operacional.	43
3.4. Fuentes de ruido.	44
3.4.1. Fuentes de ruido eléctricas	44
3.4.2. Fuentes de ruido fisiológicas.	46
4. Etapa Digital	47
4.1. Procesador de Señales Digitales.	47
4.2. Conversión Analógica Digital	49
4.2.1. Consideraciones para la conversión A/D.	49

4.3. Filtros Digitales	51
4.4. Enlace inalámbrico	53
4.4.1. Requerimientos para el enlace inalámbrico.	53
4.4.2. Generalidades de la tecnología Bluetooth.	54
4.4.3. Selección del módulo Bluetooth	56
5. WECG	59
5.1. Diseño General	59
5.2. Etapa analógica	60
5.3. Etapa Digital	62
5.3.1. Configuración del módulo Bluetooth	62
5.3.2. Configuración del DSP	64
5.4. Consideraciones para el diseño del PCB	65
5.5. Visualización de la señal cardiaca	67
6. Análisis de resultados	71
6.1. Etapa analógica	71
6.2. Análisis del desempeño del dispositivo.	77
6.3. Observaciones y Conclusiones.	81
6.4. Recomendaciones para futuras optimizaciones.	83
Bibliografía	85
A. Manual de Usuario	87

Lista de figuras

1.1.	<i>Equipo utilizado por el grupo de Neurociencias y Comportamiento.</i>	3
1.2.	<i>Organización.</i>	4
2.1.	<i>Diagrama de algunas de las partes más importantes del corazón humano.[15]</i>	8
2.2.	<i>Partes del corazón que intervienen en el movimiento cardíaco.[11]</i>	9
2.3.	<i>Electrocardiograma y señal cardíaca.[6]</i>	11
2.4.	<i>Corazón de las ratas</i>	11
2.5.	<i>Dervaciones para medir la señal cardíaca.[11]</i>	12
3.1.	<i>Amplificador operacional con entrada diferencial y configuración inversora.</i>	16
3.2.	<i>Amplificador de Instrumentación utilizando 3 amplificadores operacionales.</i>	17
3.3.	<i>Esquema simplificado del AD627 [16].</i>	20
3.4.	<i>Espectro en frecuencia del ECG humano [11].</i>	21
3.5.	<i>Diagrama de bloques de los Filtros Pasa Altas y Pasa Bajas Sallen-key.</i>	22
3.6.	<i>Circuito Sallen Key general.</i>	24
3.7.	<i>Esquema del Filtro Pasa Altas Sallen-key.</i>	26
3.8.	<i>Simulación Filtro Pasa Altas utilizando Octave.</i>	29
3.9.	<i>Simulación Filtro Pasa Altas utilizando HSpice.</i>	29
3.10.	<i>Esquema de filtro Sallen-Key pasa bajas.</i>	30
3.11.	<i>Simulación Filtro Pasa Bajas utilizando Octave.</i>	32
3.12.	<i>Simulación Filtro Pasa Bajas utilizando HSpice.</i>	33
3.13.	<i>Esquema del filtro Sallen Key Pasa Banda.</i>	34
3.14.	<i>Esquema de impedancias del filtro Sallen Key Pasa Banda.</i>	34
3.15.	<i>Respuesta en frecuencia ideal del Filtro Pasa bandas.</i>	36
3.16.	<i>Trazas de Bode para los polos y ceros del filtro pasa banda.</i>	37
3.17.	<i>Simulación Filtro Pasa Banda utilizando Octave.</i>	40
3.18.	<i>Simulación Filtro Pasa Banda utilizando PSpice.</i>	40
3.19.	<i>Esquema filtro Rechaza Banda tipo Thow-Thomas.</i>	41
3.20.	<i>Simulación filtro Rechaza Banda tipo Thow-Thomas.</i>	43
3.21.	<i>Fuentes de ruido de 60Hz que afectan la medida.</i>	45

4.1.	<i>Diagrama de pines del DSP 56F801</i>	48
4.2.	<i>Fenómeno de Aliasing</i>	49
4.3.	<i>Fenómeno de Aliasing incluyendo la señal de interés</i>	50
4.4.	<i>Señal Cardíaca Analógica</i>	50
4.5.	<i>Señal cardíaca muestreada.</i>	51
4.6.	<i>Señal cardíaca cuantizada.</i>	51
4.7.	<i>Modelo de comunicación de Bluetooth.[5]</i>	55
4.8.	<i>Módulo Bluetooth seleccionado.</i>	58
5.1.	<i>Diagrama de bloques (Emisor)</i>	60
5.2.	<i>Diagrama de bloques (Receptor)</i>	60
5.3.	<i>Filtro Pasa-altas</i>	61
5.4.	<i>Etapa de amplificación final</i>	62
5.5.	<i>Etapa de filtrado analógico</i>	62
5.6.	<i>Tarjeta de desarrollo del módulo Bluetooth</i>	63
5.7.	<i>Interfaz de configuración del Módulo Bluetooth</i>	63
5.8.	<i>Mapa de memoria del DSP56F801</i>	64
5.9.	<i>Desacople entre las etapas analógica y digital</i>	66
5.10.	<i>Cara superior del PCB, etapa de adquisición de la Señal</i>	66
5.11.	<i>Cara inferior del PCB, etapa de adquisición de la Señal</i>	66
5.12.	<i>Cara superior del PCB, etapa de potencia</i>	67
5.13.	<i>Cara inferior del PCB, etapa de Potencia</i>	67
5.14.	<i>Adaptador Bluetooth</i>	67
5.15.	<i>Bloques para empaquetar los datos de 8 a 16 bits</i>	68
5.16.	<i>Filtros en Labview</i>	69
6.1.	<i>Señal obtenida con el filtro rechaza banda</i>	71
6.2.	<i>Espectro utilizando filtro Notch</i>	72
6.3.	<i>Espectro sin utilizar filtro Notch</i>	72
6.4.	<i>Espectro en frecuencias obtenido con el filtro Pasabanda</i>	73
6.5.	<i>Filtro Pasabanda con señal de entrada de 3.4 kHz</i>	73
6.6.	<i>Señal obtenida con el ECG (Parte analógica)</i>	74
6.7.	<i>Etapa de Potencia con batería tipo moneda</i>	75
6.8.	<i>Capacidad [mAh] vs Corriente de Descarga [mA].</i>	76
6.9.	<i>Wireless ECG</i>	77
6.10.	<i>Electrocardiograma de humanos sin filtrado en el software</i>	78
6.11.	<i>Electrocardiograma de humanos sin filtrado en el software</i>	78
6.12.	<i>Configuración de electrodos de prueba en la rata Wistar.</i>	79
6.13.	<i>WECG sobre la rata Wistar.</i>	79
6.14.	<i>Electrocardiograma tomado de la rata Wistar</i>	80

6.15. <i>Electrocardiograma de humanos sin filtrado en el software</i>	82
A.1. <i>Esquema de la parte exterior del módulo WECG</i>	88
A.2. <i>Panel frontal de control y adquisición WECG16bits.</i>	91
A.3. <i>Configuración del programa WECG16bits.</i>	91
A.4. <i>Panel de control de Inicio de la toma de datos.</i>	92
A.5. <i>Perilla para variar la escala de tiempo.</i>	92

Lista de tablas

2.1. Valores aproximados de frecuencia cardiaca de algunos vertebrados.[15]	8
2.2. Tiempos normales del ECG humano.[11]	10
3.1. Principales parámetros de los amplificadores de instrumentación[16]	17
3.2. Comparación de los amplificadores de instrumentación pre-elegidos.	18
3.3. Pesos para los parámetros del Amplificador de Instrumentación.	18
3.4. Valores base para definir la figura de mérito en los AI.	19
3.5. Figuras de mérito para la selección final del AI.	19
3.6. Valores de resistencias para ganancia del AI.	21
3.7. Pesos para los parámetros del Amplificador Operacional.	43
3.8. Comparación de los amplificadores operacionales pre-elegidos.	44
3.9. Figuras de mérito para la selección final del Opamp.	44
4.1. Clasificación de dispositivos Bluetooth.[1][5]	54
4.2. Módulos Bluetooth considerados	56
4.3. Módulos Bluetooth preseleccionados	57
4.4. Pesos para los parámetros del Módulo Bluetooth	57
4.5. Valores bases para los parámetros del Módulo Bluetooth	58
4.6. Figuras de Mérito para la selección del módulo Bluetooth	58
6.1. Consumo de corriente de los elementos del WECG	75

RESUMEN**TÍTULO:**

DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN ELECTROCARDIOGRAFO INALAMBRICO DIGITAL PARA RATAS DE LABORATORIO UTILIZANDO TECNOLOGÍA *BLUETOOTH*.¹

AUTORES:²

LUCELY FIGUEROA SUAREZ

DIEGO RAFAEL MEDINA PULIDO

PALABRAS CLAVE: ECG Bluetooth, Electrocardiógrafo, Bluetooth, Filtros Digitales, Filtros Sallen-Key, DSP, Wistar.

DESCRIPCIÓN:

En este proyecto se diseña e implementa un electrocardiógrafo inalámbrico que utiliza tecnología Bluetooth, las especificaciones de tamaño y peso han sido adecuadas para que el ECG pueda ser llevado por una rata Wistar adulta sin generarle ningún inconveniente a esta.

En el grupo de Neurociencias y comportamiento (UIS-UPB) en su principal línea de investigación “El estudio de la memoria emocional asociado a trastornos de ansiedad y depresión” se realizan estudios del comportamiento de ratas de laboratorio, cuyas manifestaciones emocionales y la actividad cerebral asociada a procesamientos cognitivos complejos se acompaña de respuestas muy rápidas en los sistema cardiovascular, respiratorio y endocrino.

Acorde con lo anteriormente planteado, resulta de gran importancia contar con una herramienta confiable para el registro de la actividad cardiaca de la rata Wistar. La implementación de este dispositivo resulta útil para realizar las pruebas cuando la rata se encuentre en movimiento, en diferentes medios, o bajo el efecto de determinado fármaco. Gracias a este tipo de experimentos, se pueden generar avances médicos, y por tanto sociales; ya que, es posible concluir sobre el efecto de algunas drogas en las ratas, para posteriormente ser usadas en humanos.

Dentro del contenido del libro se encuentran algunos conceptos de Electrocardiografía, Filtros Sallen-Key, Filtros Digitales, Procesador de Señales Digitales y Tecnología Bluetooth. También presenta las consideraciones que se tuvieron en cuenta para implementar el Electrocardiógrafo, así como los análisis y conclusiones correspondientes.

El dispositivo implementado cumple con todos los requisitos exigidos para este proyecto, además, como valor agregado, gracias a sus tres etapas de filtrado, permite obtener el registro electrocardiográfico para humanos de forma adecuada y con poca alteración.

¹Proyecto de Grado

²Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones. Director Físico & Ingeniero David Alejandro Miranda.

SUMMARIZE

TITLE:

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A DIGITAL WIRELESS ELECTROCARDIOGRAPH FOR LABORATORY RATS USING *BLUETOOTH* TECHNOLOGY ³

AUTHORS:⁴

LUCELY FIGUEROA SUAREZ

DIEGO RAFAEL MEDINA PULIDO

KEY WORDS: ECG Bluetooth, Electrocardiograph, Bluetooth, Digital Filters, Sallen-Key Filters, DSP, Wistar.

DESCRIPTION:

The present project introduces the design and implementation of a wireless electrocardiograph (ECG) using Bluetooth technology, the size and weight specifications have been adequate consistent with the Wistar Rat physiology, so that the ECG can be carried by an adult Wistar Rat without any inconvenience.

The research group “Neurosciences and Behavior (UIS-UPB)” with its main line of enquiry “Emotional memory study associate to anxiety and depression disorders”, has made several studies related with laboratory rats behavior. The emotional demonstrations and brain activity associate to complex cognitive processing generate very fast reactions in cardiovascular, respiratory and endocrine systems.

According with the previously planted, counting with a reliable tool for Wistar-Rat cardiac signal recording becomes a matter of a great importance. The implementation of this device is very useful when the experiments are made using Rats in motion, in different environments, or under the action of some drug. Thanks to those experiments, several medical advances are made and therefore, social advances are made too; because, it's possible to conclude about the effect of some drug using rats, and later on apply them on humans.

Inside this book there are several concepts about electrocardiography, Sallen-Key filters, Digital Filters, Digital Signal Processors (DSP) and Bluetooth technology. It also presents the considerations taken for the electrocardiograph implementation, as the corresponding analysis and conclusions.

The implemented device accomplished with all the required requirements for this project, additionally, thanks to its three filter stages, the human ECG record can be obtained in an adequate form and with few alteration.

³DEGREE PROJECT

⁴Physics Mechanical Engineering Faculty. Electric, Electronic and Telecommunications School. Director Eng. MSC David Alejandro Miranda.

Capítulo 1

Introducción

En algunos de los estudios que son realizados en el campo de la medicina, es necesario experimentar con ratas de laboratorio. Varios de los experimentos que se realizan, tienen que ver con las variaciones su frecuencia cardiaca, dependiendo de los cambios de estado a los que son sometidas.

El grupo de Neurociencias y Comportamiento realiza experimentos con ratas para estudiar su comportamiento de acuerdo al medio o a los fármacos que les son suministrados. De esta manera se analizan sus reacciones en diferentes ambientes o con una droga determinada. Para este grupo es necesario contar con un electrocardiógrafo inalámbrico para poder analizar el comportamiento de los roedores, de acuerdo a las señales biológicas generadas.

Este trabajo de grado tiene como finalidad desarrollar un electrocardiógrafo inalámbrico que permita realizar estudios sobre las variaciones de la frecuencia cardiaca de roedores asociada al nivel de ansiedad que experimentan, al ser sometidos a diferentes pruebas experimentales. Es importante mencionar que el electrocardiógrafo debe ser inalámbrico para que la rata pueda tener movilidad y el equipo de medición influya lo menos posible en el comportamiento del animal.

De acuerdo con lo anterior, se debe tener en cuenta que el dispositivo final debe ser pequeño y fácil de portar por una rata Wistar¹, esto va completamente ligado al diseño en el cual los criterios más importantes son el tamaño, el peso y el consumo de potencia.

En el segundo capítulo de este libro se estudia la señal cardiaca en humanos, sus características eléctricas, el funcionamiento del corazón, la similitud entre la señal de humanos y otros mamíferos, entre otros aspectos considerados necesarios a la hora de desarrollar este proyecto. En el tercer capítulo se presenta una descripción detallada de los filtros analógicos, pasa bajas, pasa banda, rechaza banda y su adaptación al proyecto. También se realiza un análisis de ruido, en el que serán descritas las principales fuentes de ruido en este tipo de mediciones.

El capítulo cuatro contiene una explicación de la conversión A/D y una descripción de la

¹40 cm de longitud aprox.

tecnología Bluetooth, así como la selección del módulo que fue utilizado en la implementación del diseño final. También, se detallan los requerimientos de la conversión A/D, su adaptación al proyecto y las consideraciones que se tienen cuenta para que la conversión sea lo más óptima posible.

Los capítulos finales están dedicados a la implementación del electrocardiógrafo y análisis de resultados, también contienen la descripción del funcionamiento de cada una de las etapas del ECG, la parte análoga, digital, los tipos de filtros utilizados, la adaptación de módulo Bluetooth y finalmente la visualización de la señal cardiaca obtenida.

1.1. Motivación

Los avances en la Ingeniería son muy importantes para la Medicina; ya que como se sabe, muchos de los dispositivos utilizados para detectar patologías son Eléctricos y Electrónicos. Por esta razón resulta crucial el desarrollo o avances de este tipo de tecnología, llamada Bioelectrónica, que está ligada directamente a importantes avances médicos.

Algunos de los estudios realizados con animales como los llevados a cabo por el grupo de Neurociencias y Comportamiento, requieren herramientas electrónicas para adquirir señales biológicas y posteriormente ser analizadas. Estos estudios permiten comprender mejor el comportamiento de los mamíferos ante ciertos estímulos, medicamentos y situaciones. Este tipo de experimentos pueden ser utilizados para desarrollar nuevos tratamientos, fármacos y procedimientos aplicables en humanos; es por ello que el desarrollo de una herramienta que permita monitorear la actividad eléctrica del corazón de una rata Wistar, sometida a ciertos ensayos, es un aporte importante a la comprensión y futuro desarrollo de productos resultados de la investigación con animales.

En el grupo de Neurociencias y comportamiento se han realizado estudios con ratas visualizando la señal cardiaca, pero es necesario que el animal esté anestesiado; puesto que el ECG utilizado no es inalámbrico y no permite movilidad para el roedor. El ECG utilizado por el grupo estaba compuesto por dos módulos; el módulo de adquisición y tratamiento de la señal y el módulo que encargado de transmitirla al computador para ser visualizada.

En la figura 1.2, se muestra el dispositivo que utilizado ².

²Dual Bio amp/stimulator de AD-Instruments



Figura 1.1: *Equipo utilizado por el grupo de Neurociencias y Comportamiento.*

Fuente: Hoja de datos del *Dual Bio amp/stimulator* de AD-Instruments.

El electrocardiografo implementado en este trabajo de grado tiene las dimensiones y el peso adecuado, de tal forma que se adapta a la rata sin quitarle su movilidad natural, y de esta forma puede permitir realizar un mejor estudio de la señal.

Para poder llevar a cabo la implementación del electrocardiógrafo, con las características mencionadas anteriormente, fue muy importante la aplicación de los conocimientos adquiridos durante la carrera y también realizar algunas consultas bibliográficas sobre los temas desconocidos. En el desarrollo del ECG se tienen en cuenta parámetros tales como ganancia de voltaje, frecuencia de corte, frecuencia de muestreo, velocidad de transmisión, las cuales quedan mucho más claros a la hora de aplicarlos en este tipo de proyectos de diseño.

1.2. Organización

A continuación se presenta el diagrama de flujo en el cual se muestran las etapas que se siguieron en el desarrollo del proyecto.

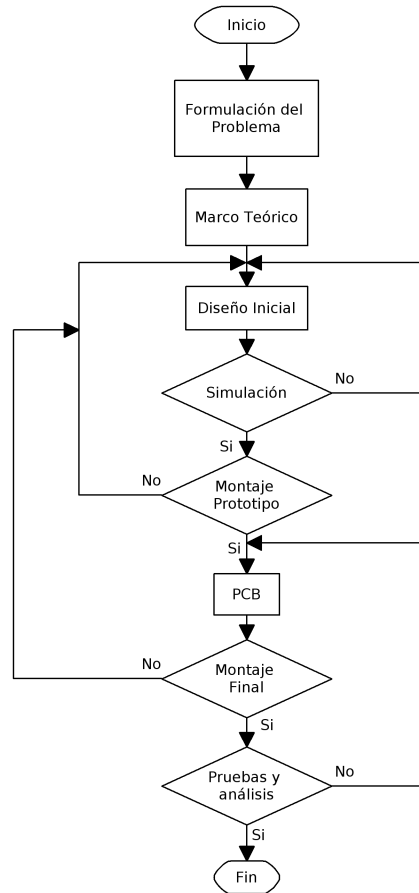


Figura 1.2: *Organización*.
Fuente: Autores del Proyecto

Como se observa en el diagrama de flujo, fue necesario tener claros los pasos a seguir en la implementación del proyecto. En cuanto a la formulación del problema respecta, es necesario contar con una herramienta confiable para el registro de la actividad cardiaca para la rata Wistar-UIS, y así obtener información relevante para los diversos experimentos que desarrolla el grupo de investigación. Su utilización se ve aún mas favorecida si el dispositivo resulta ser inalámbrico, esto permite la adquisición de esta información en experimentos basados en análisis comportamental, donde los animales son expuestos a ambientes en los que sería difícil obtener la señal cardiaca si los dispositivos de instrumentación incluyen cableados.

Cabe anotar que el dispositivo implementado podría ser utilizado en seres humanos; por esto, resulta ser una herramienta muy útil para los médicos e investigadores en el área de cardiología.

Después de conocer el problema, fue necesario buscar fuentes o bibliografía sobre el mismo. En este caso se recolectó información sobre electrocardiografía, amplificación de señales biológicas, tipos de filtros y diferentes aplicaciones de los mismos, comunicaciones inalámbricas, Bluetooth, elementos necesarios en la implementación del proyecto, entre otros temas que se consideraron necesarios a medida que se realizó el proyecto.

Al obtener la información necesaria, por medio de la consulta bibliográfica, se dió inicio la fase del diseño del electrocardiógrafo; luego se realizaron las respectivas simulaciones y de acuerdo a los resultados obtenidos se procedió a realizar el montaje en la tarjeta de pruebas³. Este montaje fue rediseñado para hacer los ajustes correspondientes dependiendo de las pruebas desarrolladas, hasta que se obtuvo un prototipo acorde a los requerimientos del proyecto.

Finalmente, al obtener resultados satisfactorios, se pasó a diseñar la tarjeta impresa⁴ para realizar las pruebas con este prototipo final. De acuerdo a los resultados se rediseñó las veces que fueron necesarias para lograr obtener un dispositivo final adecuado y pasar a realizar los análisis de resultados.

³Protoboard

⁴PCB

Capítulo 2

Generalidades sobre electrocardiografía.

Dado que la forma de la señal cardiaca no varía demasiado entre mamíferos; en este capítulo será explicado el funcionamiento del corazón humano y las características de la señal cardiaca, ya que es muy importante conocer la forma de onda y la frecuencia de la señal deseada, para saber que resultados esperar. También se describen algunas de las derivaciones utilizadas en electrocardiografía, con el fin de aprender y poner en práctica la medición de este tipo de señales biológicas.

2.1. Ciclo cardíaco y funcionamiento del corazón.

El sistema circulatorio de todos los mamíferos tiene características similares en cuanto a su anatomía se refiere. Las principales diferencias que se presentan son de tipo eléctrico; estas son: la amplitud de la señal cardiaca y su frecuencia de palpitación, las cuales varían ampliamente dependiendo del tamaño del animal, el grupo al que pertenece, la presencia o ausencia de endotermismo¹ y temperatura corporal [13].

En la Tabla 2.1 se presenta la frecuencia cardiaca de varios vertebrados.

La rata utilizada en los experimentos con el electrocardiógrafo es la rata Wistar. Esta rata mide aproximadamente 30cm de longitud (sin la cola) y tiene un peso aproximado de 600 gramos². Según los estudios realizados por el grupo de Neurociencias y Comportamiento, su frecuencia cardiaca varía entre 350 y 500 latidos por minuto, dependiendo del estado de ansiedad en el que se encuentre.

La morfología del corazón humano, a la hora de detallarlo es el ejemplo más adecuado para tener una idea general del funcionamiento del corazón; por esto se hizo un estudio generalizado del funcionamiento del mismo y de la señal cardiaca, para así conocer la onda que se debe

¹Alusivo a endotérmico.(Temperatura interna constante).

²Valores promedio de rats Wistar adultas.

Animal	Frecuencia Cardiaca (Latidos/minuto)
Iguana (38°C)	90
Tortuga (22°C)	40
Colibrí	615
Avestruz	60 - 70
Pato	240
Rata Blanca (Wistar)	350
Perro	100
Humano	70
Elefante	30

Tabla 2.1: Valores aproximados de frecuencia cardiaca de algunos vertebrados.[15]

obtener a la salida del dispositivo ECG que se implementó.

Funcionamiento del corazón

El corazón es el órgano principal del sistema circulatorio que se encarga de controlar la presión y la cantidad de flujo sanguíneo; está conformado por cuatro cavidades: dos aurículas y dos ventrículos conectados por las válvulas aurículo-ventriculares, como se muestra en la figura 2.1. Estas cavidades cumplen la función de recibir y empujar la sangre que fluye hacia las aurículas a través de las venas cavas y pulmonares y sale del corazón por medio de las arterias aorta y pulmonar [11].

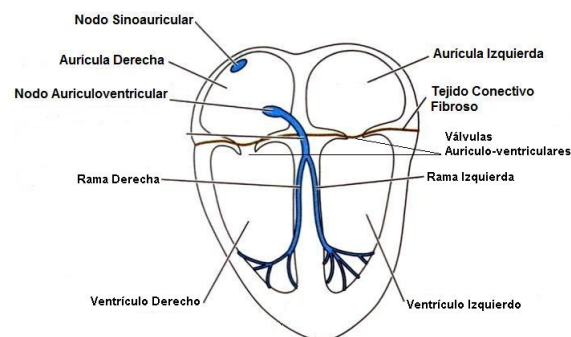


Figura 2.1: *Diagrama de algunas de las partes más importantes del corazón humano.*[15]

El movimiento cardíaco se inicia en el nodo sinusal o sinoauricular³ cuyo tejido tiene la capacidad de ser auto excitable produciendo potenciales de acción⁴. Estos potenciales se propagan hacia las aurículas y luego hacia los ventrículos pasando por el nodo auriculoventricular⁵, donde se produce un retardo de tal forma que la contracción de los ventrículos se realice hasta que las aurículas se hallan vaciado completamente. Al pasar por el nodo AV, los potenciales de acción se difunden por el Haz de Hiss para luego propagarse por las fibras de Purkinje las cuales conducen los potenciales hacia el miocardio simultáneamente para así producir una contracción bien estructurada. Por medio de la figura 2.2 se hace más comprensible la descripción realizada anteriormente.

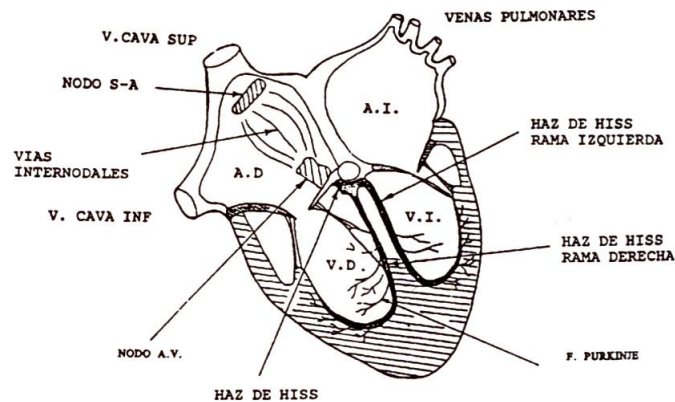


Figura 2.2: *Partes del corazón que intervienen en el movimiento cardíaco.*[11]

El miocardio es el tejido muscular del corazón cuyas fibras son esenciales ya que se encargan de generar las contracciones cardíacas por medio de los potenciales de acción que llegan a éstas.

Es importante mencionar que los potenciales extracelulares (Son la diferencia de potencial entre dos puntos cualesquiera del medio extracelular o de la superficie corporal que tiene su origen en las corrientes asociadas a potenciales de acción.[11]) de las fibras del miocardio se pueden medir fácilmente a nivel de la piel ya que éste tiene una gran cantidad de células comparado con los demás potenciales producidos en el corazón.

2.2. Señal cardíaca.

Es importante realizar un breve estudio de la señal cardíaca en seres humanos y de la actividad eléctrica del corazón para entender de una forma más completa las características de dicha señal y de esta manera analizar desde un punto de vista eléctrico el comportamiento

³Nodo SA: tejido fibroso de aprox. 3mm de ancho y 1 cm de largo

⁴“Algunas células especializadas poseen membranas excitables que experimentan grandes cambios transitorios en su conductancia en respuesta a estímulos despolarizantes, produciéndose un impulso de potencial intracelular llamado potencial de acción” [11]

⁵Nodo AV

10 CAPÍTULO 2. GENERALIDADES SOBRE ELECTROCARDIOGRAFÍA.

de la onda que se debe obtener. Cabe anotar que es muy importante conocer la frecuencia y amplitud de la señal cardíaca para definir los parámetros de diseño del electrocardiógrafo, así como los criterios de selección de los elementos a utilizar.

Para entender de una mejor manera el comportamiento de la señal cardíaca, se deben definir varios términos referentes a ésta, como polarización, despolarización y repolarización. La polarización es el estado de reposo del músculo cardíaco. La circulación de corriente eléctrica por cada una de las células del miocardio cambiando su estado de reposo se denomina despolarización. La repolarización es el regreso de cada célula al estado polarizado[14].

La onda P representa la despolarización de la musculatura auricular, ésta es el inicio del proceso de contracción; el segmento P-Q es el retardo que se produce en el nodo AV; el complejo QRS representa la despolarización de la musculatura ventricular; el segmento S-T representa la duración del estado polarizado de la musculatura ventricular y la onda T es la onda de repolarización ventricular. En la figura 2.3 se puede observar la onda que resulta del proceso de bombeo de la sangre en el corazón el cual comienza en el nodo SA como fue escrito anteriormente.

La Tabla 2.2 hace referencia a la duración aproximada de las ondas que forman la señal cardíaca en un humano normal.

Onda P	No debe exceder 0.11s
Segmento PR	0.09s
Complejo QRS	0.1s
Intervalo QT	0.4s

Tabla 2.2: Tiempos normales del ECG humano.[11]

Cabe mencionar que es muy importante el uso clínico del electrocardiograma como el mostrado en la figura 2.3, ya que por medio de éste se pueden determinar patologías cardíacas, como arritmias, bloqueos, infartos, etc.

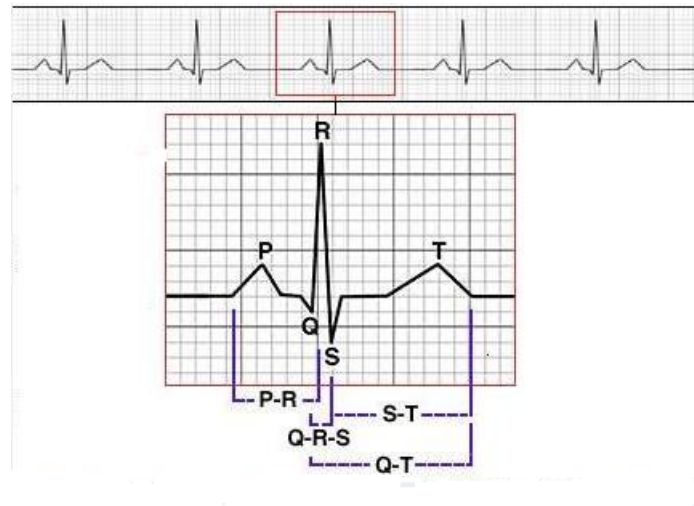


Figura 2.3: *Electrocardiograma y señal cardiaca.* [6]

En el caso del grupo de investigación de Neurociencias se utiliza en el análisis del comportamiento de las ratas de acuerdo a diferentes tipos de fármacos que son inyectados en éstas para estudiar las variaciones de la frecuencia de la señal como consecuencia de la droga aplicada. La figura 2.4 muestra el corazón de las ratas. Como ya se había mencionado, el sistema circulatorio es similar en los mamíferos.

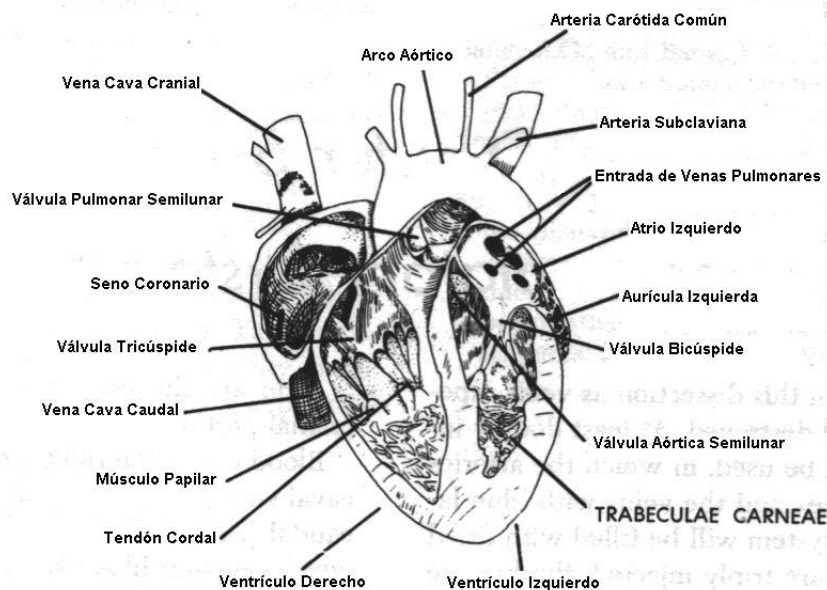


Figura 2.4: *Corazón de las ratas*

El ritmo cardíaco en humanos es de 70 latidos por minuto, su amplitud y forma de onda depende de la configuración de electrodos seleccionada. La amplitud máxima de la señal car-

diaca en humanos utilizando derivación 1 de Einthoven es de aproximadamente 1.5 mV. Según las investigaciones realizadas por el grupo de Neurociencias y comportamiento, la frecuencia cardiaca de las ratas Wistar es de 350 latidos por minuto y su amplitud de 600 μV aprox.

2.3. Configuración y selección de electrodos.

En la medición de señales biológicas, como la señal cardiaca, son muy importantes los tipos de sensores que son utilizados para obtenerlas. Existen una gran variedad de electrodos que sirven para la obtención de este tipo de ondas. A continuación se presentarán algunas configuraciones utilizadas para medir la señal del corazón. De acuerdo al marco teórico que se presenta, se escogerán los electrodos que resulten más adecuados para obtener la señal cardiaca de la rata Wistar.

2.3.1. Configuración.

Las configuraciones de electrodos para obtener la señal cardiaca son llamadas derivaciones de extremidades; a partir de éstas se generan otro tipo de derivaciones las cuales fueron aplicadas por W. Einthoven quien planteó la hipótesis de que las tres derivaciones mencionadas anteriormente formaban un triángulo equilátero sobre cuyos lados se proyectaba el campo eléctrico generado por el corazón.

En la figura 2.5 se muestran algunas derivaciones usadas clínicamente.

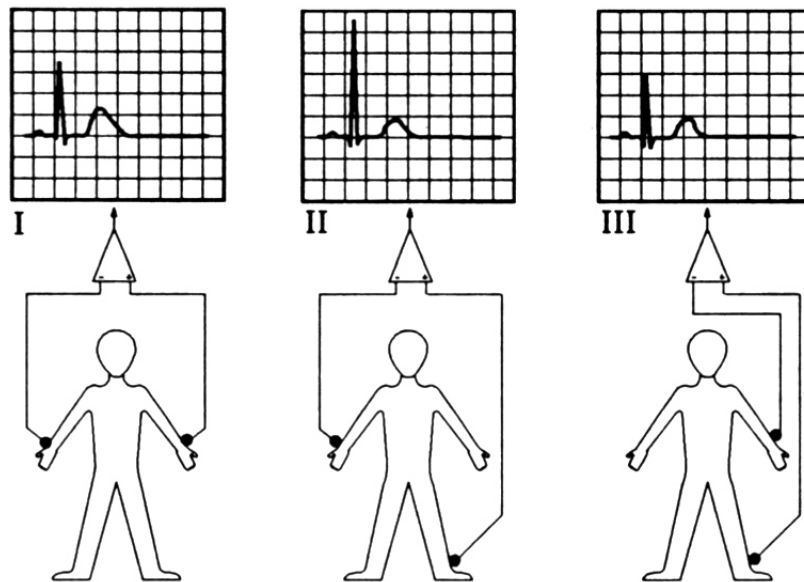


Figura 2.5: *Derivaciones para medir la señal cardiaca.*[11]

Para el caso del ECG para ratas, se utilizará la derivación I de Einthoven.

2.3.2. Electrodo.

La utilización de electrodos es necesaria para captar la señal bioeléctrica proveniente del corazón a través de la piel. La forma de onda de esta señal varía de acuerdo a la derivación o configuración de electrodos implementada.

Existen varios tipos de electrodos cuyo comportamiento depende del electrólito⁶ y el metal utilizado; en cualquier caso, se crea una distribución de cargas en la interfase que dará lugar a una diferencia de potencial. Esta diferencia de potencial se denomina potencial de equilibrio de la interfase o potencial de media celda E_e . El potencial de equilibrio aparece cuando no hay corrientes circulando a través del electrodo-electrólito. Es importante mencionar que cuando los electrodos son polarizados, el potencial de media celda varía dependiendo de las corrientes circulantes

La diferencia de potencial entre dos electrodos del mismo material dentro de una solución electrolítica debería ser nula, pero debido a pequeñas diferencias entre los electrodos⁷ se crea un potencial de contacto que puede afectar las mediciones que se quieran realizar. Este potencial de contacto no es estable, pero según estudios realizados por Geddes se concluyó que al dejar en contacto el electrodo con el electrólito por un tiempo, se puede reducir la fluctuación de dicho potencial.

El potencial de contacto es un voltaje de offset que puede afectar las mediciones que se deben realizar; en el caso del ECG, esta señal puede ser amplificada, saturando el amplificador de instrumentación y afectando así la visualización de la señal cardíaca.

La impedancia de polarización de un electrodo es la relación entre la corriente y voltaje de polarización. Varios estudios han coincidido con que el valor de la impedancia disminuye con la frecuencia, y depende de otros factores como el área, material, composición del electrólito, tiempo de contacto entre el electrodo y el electrólito, entre otros. Otro descubrimiento importante es que la impedancia de polarización no depende de la corriente de polarización para densidades de corriente pequeñas.

Existen diversos tipos de electrodos fabricados con diferentes materiales tales como platino, plata, plata cloruro de plata (Ag/AgCl) oro y acero, lo cuales son utilizados para diversos propósitos de acuerdo a sus características. El ECG para ratas será implementado utilizando electrodos internos implantables de hilo metálico⁸ de acero inoxidable, ya que el acero es un material que no se corroe fácilmente, tiene buena conductividad eléctrica y es no tóxico para utilizarlo en tejido vivo. Los electrodos serán dos hilos de acero que serán cosidos a la rata; la desventaja de utilizar éstos electrodos es la incomodidad que puede generar en el roedor.

⁶Solución que se comporta como conductora, debido a los iones libres que posee [1].

⁷Composición del metal, impurezas, etc.

⁸Subcutáneos

Capítulo 3

Etapa analógica

Las señales bioeléctricas poseen ciertas características que deben tenerse en cuenta para su correcto sensado. Los potenciales eléctricos producidos por el corazón son muy pequeños (Aprox. 1.5mV en humanos y $690\mu\text{V}$ en ratas)¹²; además, la cantidad de corriente producida por los organismos biológicos es pequeña y limitada [11]. Es por esto que se debe realizar una correcta selección del dispositivo utilizado para sensar la señal sin que esta sea alterada. También las señales biológicas están sometidas a altas contaminaciones producidas por ruido de alta³ y baja frecuencia⁴; dependiendo del tipo de señal biológica de interés, es necesario una etapa de filtrado analógico que minimice este ruido y permita obtener la señal de interés lo más pura posible.

Por estas razones, debe realizarse un análisis de los diferentes dispositivos electrónicos que permiten la adecuación y obtención de la señal analógica. En este capítulo se realiza este análisis y se determina el por que de los elementos seleccionados.

3.1. Amplificador de Instrumentación.

El amplificador de instrumentación es un amplificador Voltaje-Voltaje el cual es el principal elemento que se tiene en cuenta cuando se quiere realizar la medición de alguna señal bioeléctrica. Este amplificador esta hecho a partir de 3 amplificadores operacionales [10] [1], y es utilizado principalmente cuando la señal a medir tiene una amplitud muy pequeña y está sometida a un ambiente ruidoso, como es el caso de las señales bioeléctricas [16]. Los amplificadores de instrumentación poseen una alta impedancia en ambos terminales de entrada, necesaria para evitar alterar la señal medida ($20\text{G}\Omega$)⁵, alta ganancia (1000 V/V) y un alto factor de rechazo en modo común (CMRR - Common Mode Rejection Ratio - 80dB) que

¹Estas amplitudes corresponden al máximo valor de señal producido por el ciclo cardiaco.

²Valores hallados experimentalmente por los autores.

³Señales electromagnéticas en el espectro radioeléctrico

⁴Ruido producido por acople del cuerpo con la línea de alimentación, en este caso 60 Hz

⁵Los valores citados corresponden al amplificador de instrumentación AD627.

permite la cancelación de cualquier ruido e interferencia de modo común acoplados en los nodos de entrada [16].

3.1.1. Características generales de los Amplificadores de Instrumentación.

Para el sensado de señales biológicas se podría utilizar un amplificador operacional en configuración inversora. Como se observa en la Figura 3.1.

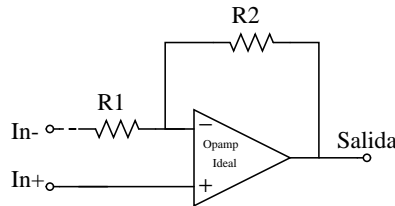


Figura 3.1: *Amplificador operacional con entrada diferencial y configuración inversora.*

Fuente: Autores del Proyecto

La resistencia en los terminales de entrada está dada por^{6,7}:

$$R_{In-} = R1$$

$$R_{In+} = R_{in}$$

Se puede establecer entonces que la resistencia de entrada de un amplificador operacional es diferente en cada uno de los terminales; esta descompensación resulta inconveniente a la hora de amplificar señales bioeléctricas; por lo tanto se altera la señal y no se obtiene un valor consecuente con la realidad física del evento.

El amplificador de instrumentación nace de la necesidad de mantener la impedancia de entrada igual en ambos terminales para amplificar señales diferenciales sin alterar la medida de cada una de ellas; además de posibilitar grandes ganancias y un rechazo en modo común alto. El esquema general de un amplificador de instrumentación se muestra en la Figura 3.2; dos amplificadores operacionales (OPAMP) actuando como *Buffers* de ganancia unitaria hacen la vez de terminales de entrada, mientras que en la etapa de salida un OPAMP actuando como restador maneja la señal diferencial amplificada por la primera etapa.

Lo primero que puede apreciarse de la figura 3.2, es la resistencia de entrada simétrica; es decir, tanto para el terminal positivo (V_{in+}) como para el terminal negativo (V_{in-}) la resistencia de entrada tiene un valor del orden de los Mega Ohmios, esta característica resulta altamente apropiada para la aplicación deseada; pues de esta forma no altera la señal electrocardiográfica que se va a amplificar.

⁶ R_{In-} Entre $1k\Omega$ y $1M\Omega$

⁷ R_{In+} Resistencia de entrada del amplificador, entre 10^6 y $10^9\Omega$ [16] [10]

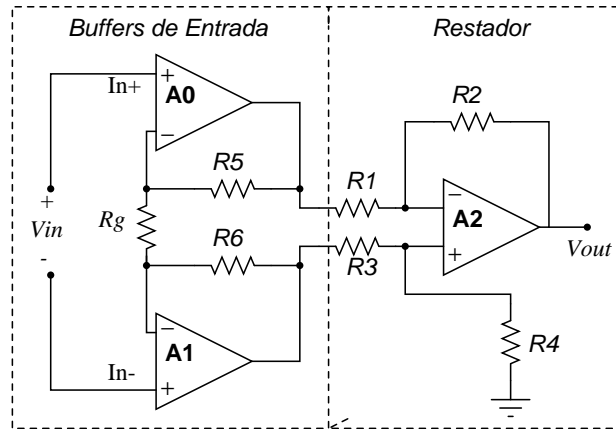


Figura 3.2: *Amplificador de Instrumentación utilizando 3 amplificadores operacionales.*
Fuente: Autores del Proyecto

Otra característica muy importante es la que tiene que ver con el factor de rechazo en modo común o CMRR⁸, cuando una señal de modo común aparece en los terminales $In+$ e $In-$, los amplificadores A0 y A1 la amplifican con ganancia de 1 V/V. Al llegar al restador la señal es sustraída de sí misma[18], de esta manera las señales de modo común son rechazadas en los amplificadores de instrumentación y solo es amplificada la señal diferencial.

3.1.2. Criterios de selección del Amplificador de Instrumentación.

Un amplificador de instrumentación, como todo dispositivo electrónico, tiene muchos parámetros que deben ser considerados acorde con la aplicación y las restricciones de la misma. En el caso de la presente aplicación las características más relevantes y que deben tenerse en cuenta de los amplificadores de instrumentación se describen en la Tabla 3.1.

Parámetro	Característica	Valor Recomendado
Ganancia	Ganancia de amplificación	Alto ($\approx 1000V/V$)
CMRR	Eliminar las entradas en modo común	Alto ($\approx 100dB$)
PSRR	Rechazar las variaciones de la fuente	Alto ($\approx 100dB$)
Voltage Offset	Valor no deseado de voltaje en la entrada	Bajo ($\approx 100\mu V$)
R_{in}	Evita cargar la señal de entrada	Alto ($\approx 1000\Omega$)
Ruido	Ruido interno generado por los componentes del IC	Bajo ($\approx 10 \frac{nV}{\sqrt{Hz}}$)

Tabla 3.1: Principales parámetros de los amplificadores de instrumentación[16]

Son muchas las opciones disponibles con respecto a amplificadores de instrumentación; existen en diversas gamas y especializados para diferentes aplicaciones, por esto son muchos

⁸ *Common Mode Rejection Ratio*

los amplificadores que deben ser descartados porque no se ajustan a los requisitos del proyecto por una u otra razón.

Un ejemplo de amplificadores de instrumentación descartables son aquellos que han sido diseñados para trabajar en la amplificación de señales digitales, por ejemplo en un repetidor de datos en una red de computadores; dado que la señal de entrada a estos amplificadores son datos digitales a altas velocidades de transmisión⁹, estos amplificadores de instrumentación deben tener un alto ancho de banda ($\gg 10MHz$) así como un alto slewrate, en tal caso el buen comportamiento en frecuencia se logra a costa altos valores de corriente y voltaje de alimentación, por esto tales amplificadores son descartados para el proyecto.

Luego de descartar varios amplificadores de instrumentación se organizan los que cumplen con las características requeridas, estos amplificadores seleccionados y sus especificaciones más importantes son mostrados en la Tabla 3.2.

Ref	Is [mA]	Vs [V]	CMRR [dB]	Ruido Entrada nV/\sqrt{Hz}	Offset μV	Rail to Rail [V/V]	Ganancia
AD627	0.06	$\pm 1,1 a \pm 18$	77	38	200	In-Out	5 a 1000
AD623	0.55	$\pm 2,5 a \pm 6$	70	35	200	In-Out	1 a 1000
AD8225	1.2	$\pm 1,7 a \pm 18$	86	45	125	No	5 Fija
INA118	0.35	$+2.7 a +36$	107	35	10	No	1 a 10000
INA155	1.7	$+2.7 a +5.5$	78	38	1000	In-Out	10.5 Fija
INA322	0.04	$+2.5 a +5.5$	60	100	10000	In-Out	5 a 1000
LTC6915	1.1	$+2.7 a +11$	125	50	3	In	1 a 4088
LT1101	0.092	$+1.8 a +44$	112	43	50	No	10 a 100
LT1789-1	0.067	$+2.2 a +36$	114	48	15	No	1 a 1000

Tabla 3.2: Comparación de los amplificadores de instrumentación pre-elegidos.

Fuente: Hojas de datos de los elementos

El amplificador que más se adapta a las necesidades de diseño se elige mediante la siguiente tabla de pesos, con la cual se calcula la figura de mérito.

Parámetro	Peso
Is	20 %
CMRR	20 %
Ruido Entrada	15 %
Offset	15 %
Ganancia Máxima	10 %
Rail to Rail	20 %

Tabla 3.3: Pesos para los parámetros del Amplificador de Instrumentación.

Fuente: Autores del Proyecto

⁹100 Mbps en una red Ethernet convencional.

La figura de mérito que permite definir el amplificador a usar se halla definiendo un valor base para cada parámetro, el cual es el mejor valor de todos, y luego utilizándolo en la siguiente ecuación:

$$FM = \frac{I_{sb}}{I_s}(0,2) + \frac{CMRR}{CMRR_b}(0,2) + \frac{Ruido_b}{Ruido}(0,15) + \frac{Offset_b}{Offset}(0,15) + \frac{Av_{max}}{Av_{max_b}}(0,1) + RailtoRail(0,2)$$

Los valores base aparecen en la tabla 3.4, el parámetro Rail to Rail aparecerá como 1 (si es Rail to Rail) ó 0 (si no es Rail to Rail).

Parámetro	Valor Base
Is	0.06 mA
CMRR	125 dB
Ruido Entrada	35 nV/ \sqrt{Hz}
Offset	3 μV
Ganancia Máxima	10000 V/V

Tabla 3.4: Valores base para definir la figura de mérito en los AI.

Fuente: Autores del Proyecto

Finalmente, aplicando la ecuación a cada uno de los amplificadores elegidos son obtenidas las figuras de mérito, en la tabla 3.5 se pueden observar.

Referencia	Figura de Mérito
AD627	0.67
AD623	0.5
AD8225	0.27
INA118	0.5
INA155	0.47
INA322	0.51
LTC6915	0.51
LT1101	0.44
LT1789-1	0.51

Tabla 3.5: Figuras de mérito para la selección final del AI.

Fuente: Autores del Proyecto

De esta forma se concluye que el AD627 es el amplificador que más se adapta a las necesidades de bajo consumo de potencia y alta ganancia del proyecto.

3.1.3. Características del AD627.

Con el fin de tener una mejor comprensión del funcionamiento y posibles fallas del diseño, es importante conocer la topología y las diversas características propias del amplificador de instrumentación AD627; Para tal objeto [16] posee una breve pero concisa explicación del mismo.

Brevemente descrito, el AD627 es un amplificador de baja potencia y alimentación simple de la empresa *Analog Devices*¹⁰, posee ganancia variable entre 5 y 1000 V/V así como un consumo de potencia aproximado de $180\mu W$ ¹¹. En la figura 3.3 se muestra el esquema simplificado del amplificador.

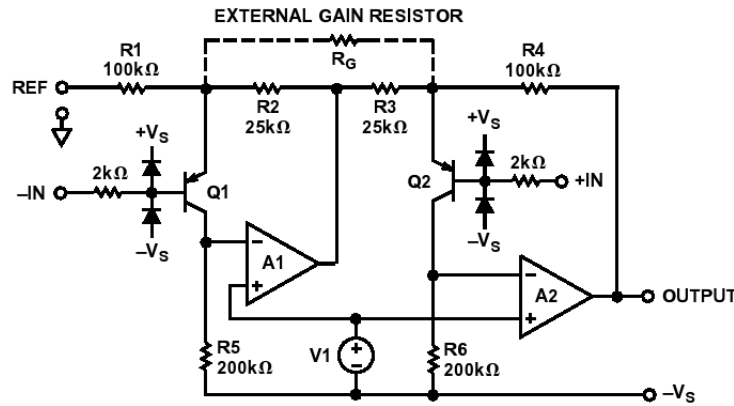


Figura 3.3: Esquema simplificado del AD627 [16].

El AD627 utiliza una topología de amplificador de instrumentación con 2 amplificadores operacionales, por esta razón el consumo de potencia es inferior al de los AI que usan la topología de 3 amplificadores operacionales. La principal desventaja radica en la asimetría de la topología, esta conlleva a un menor Rechazo en Modo Común¹² que su contraparte. Sin embargo, tal como lo especifica [16]¹³ “El AD627 usa un esquema de realimentación de corriente modificado, que mejora el CMRR propio de los amplificadores de bajo consumo de potencia.”

La ganancia diferencial es ajustada mediante resistores externos y para hallar su valor se utiliza la siguiente ecuación:

$$A_V = 5 + \left(\frac{200k\Omega}{R_G} \right)$$

La tabla 3.6 relaciona los valores requeridos de resistencia R_G para lograr diferentes ganancias.

¹⁰ www.analog.com

¹¹ Utilizando una alimentación simple de 3V

¹² CMRR

¹³ Página 3-11

Ganancia Deseada	Valor de R_G	Ganancia Calculada
5	∞	5
10	$200k\Omega$	9.98
15	$20k\Omega$	15
20	$13.7k\Omega$	19.6
50	$4.53k\Omega$	49.15
100	$2.1k\Omega$	100.24
200	$1.05k\Omega$	195.48
500	412Ω	490.44
1000	205Ω	980.61

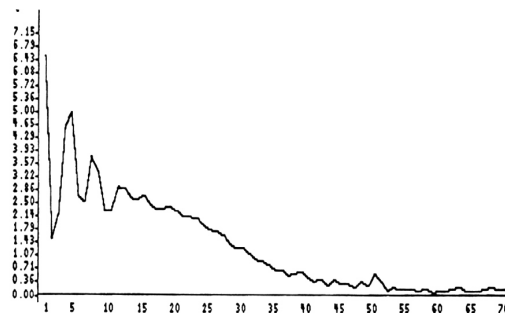
Tabla 3.6: Valores de resistencias para ganancia del AI.

Fuente: Autores del Proyecto

3.2. Filtrado de la señal biológica.

Luego de tener la señal de interés amplificada, es necesaria una etapa de filtrado analógico para eliminar las componentes no deseadas en frecuencia y obtener una señal cardiaca lo más “pura” posible. Dado que en el capítulo 2 se definió la relación del aparato circulatorio entre los mamíferos, se parte del conocimiento de la señal cardíaca en el ser humano para luego hacer la similitud con la rata Wistar.

El ancho de banda de las componentes en frecuencia de la señal cardiaca del ser humano se observan en la figura 3.4.

Figura 3.4: *Espectro en frecuencia del ECG humano [11].*

Las componentes de la señal cardiaca de los seres humanos se encuentran en un rango que va desde 100 mHz hasta 100 Hz [20] aproximadamente. El número de latidos por minuto del ser humano en reposo es de 70 BPM¹⁴, mientras que el de la rata Wistar es de 350 BPM; esto indica que la frecuencia cardiaca de la rata es 5 veces la del ser humano.

Ya que existe una relación directa entre la frecuencia cardíaca en mamíferos, se puede determinar que el ancho de banda de interés en la señal cardiaca de la rata Wistar está entre

¹⁴Beats per minute – Latidos por minuto

500 mHz y 500 Hz aproximadamente. Este resultado es comprobado más adelante de forma práctica.

Los filtros a implementar fueron seleccionados de acuerdo con las necesidades y restricciones propias del proyecto, a continuación son descritas las topologías de filtros tipo Sallen-Key Pasa Altas, Pasa Bajas, Pasa Banda y un filtro tipo Thow-Thomas rechaza banda.

3.2.1. Filtros Sallen-key.

En 1955, en el Laboratorio Lincoln del MIT¹⁵, R.P. Sallen y E.L. Key [9] describieron la configuración y funcionamiento de un tipo de filtros activos que utilizan un amplificador operacional junto con elementos pasivos, a este tipo de filtros se le conocen como Filtros Sallen-Key.

La importancia de los filtros activos radica en la posibilidad de obtener altos valores de Factor de Calidad (Q)¹⁶ [9]. En el caso de los filtros Sallen-Key, la facilidad de diseño y los pocos elementos necesarios para su implementación los convierten en la opción ideal para implementar en este proyecto.

En [9] se encuentra análisis de la topología Sallen-key; en esta sección se retoma ese análisis añadiendo la no-idealidad en frecuencia y considerando la impedancia de salida de los amplificadores operacionales, de esta forma se obtendrá un modelo más preciso y cercano al comportamiento real del filtro.

Inicialmente se considera el diagrama de bloques del filtro (nótese que es el mismo diagrama para filtros pasa altas y pasa bajas), el cual se observa en la figura 3.5.

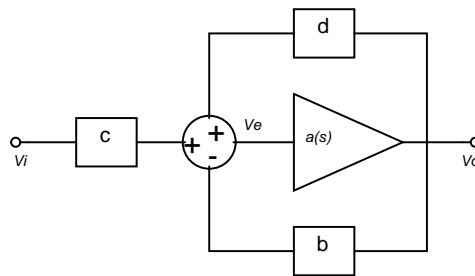


Figura 3.5: *Diagrama de bloques de los Filtros Pasa Altas y Pasa Bajas Sallen-key.*

Fuente: Autores del Proyecto

De este diagrama se obtiene la función de transferencia, teniendo:

¹⁵Massachusetts Institute of Technology

¹⁶El factor Q se puede definir como la relación existente entre el ancho de banda y la frecuencia de corte

$$V_e = V_i c + V_o d - V_o b \quad (3.1)$$

$$V_e = V_i c + V_o(d - b)$$

$$V_e = \frac{V_o}{a(s)} \quad (3.2)$$

Reemplazando 3.1 en 3.2:

$$\frac{V_o}{a(s)} = V_i c + V_o(d - b)$$

$$V_o\left(\frac{1}{a(s)} - (d - b)\right) = V_i c$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{c}{\frac{1}{a(s)} - (d - b)} \quad (3.3)$$

$$(3.4)$$

Ordenando la ecuación 3.3 para obtener la forma general de la función de transferencia de los filtros pasa altas y pasa bajas:

$$\frac{V_o}{V_i} = \left(\frac{c}{b}\right) \frac{1}{1 + \frac{1}{a(s)b} - \frac{d}{b}} \quad (3.5)$$

El siguiente paso consiste en hallar las respectivas ganancias de lazo (b, c, d) y reemplazar en la ecuación 3.5. Para esta tarea lo más conveniente es utilizar la forma general de filtros pasa alta y pasa bajas, de esta manera las ganancias de lazo y la función de transferencia quedan parametrizadas en función de las impedancias. La configuración general en impedancias de filtros Sallen-Key pasa altas y pasa bajas se observa en la figura 3.6 [9]¹⁷.

¹⁷El análisis de los filtros Pasa Altas y Pasa Bajas está basado en el Reporte de Aplicación *SLOA024B* de Texas Instruments www.ti.com

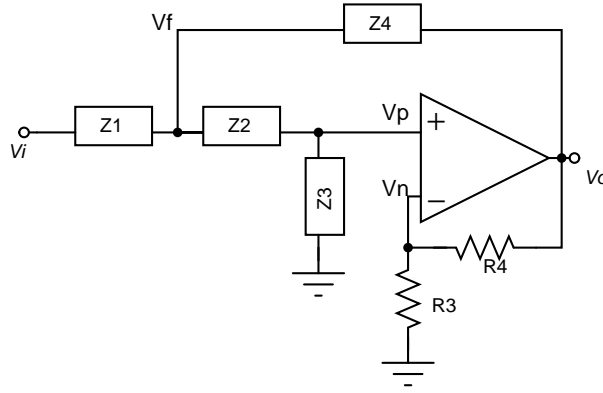


Figura 3.6: *Circuito Sallen Key general.*
Fuente: Autores del Proyecto

Resolviendo el circuito, al aplicar la LCK en el nodo V_F :

$$V_F \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_4} \right) = \frac{V_i}{Z_1} + \frac{V_P}{Z_2} + \frac{V_o}{Z_4} \quad (3.6)$$

En el nodo V_P :

$$\begin{aligned} V_P \left(\frac{1}{Z_3} + \frac{1}{Z_2} \right) &= \frac{V_F}{Z_2} \\ V_F &= V_P \left(1 + \frac{Z_2}{Z_3} \right) \end{aligned} \quad (3.7)$$

En el nodo V_n :

$$\begin{aligned} V_n \left(\frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_4} \right) &= \frac{V_o}{R_4} \\ V_n &= V_o \left(\frac{R_3}{R_3 + R_4} \right) \end{aligned} \quad (3.8)$$

Reemplazando la ecuación 3.6 en 3.7 y despejando para V_P se obtiene que:

$$\begin{aligned} V_P &= V_i \left(\frac{Z_2 Z_3 Z_4}{Z_2 Z_3 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_3 + Z_2 Z_2 Z_4 + Z_2 Z_2 Z_1} \right) + \\ &V_o \left(\frac{Z_1 Z_2 Z_3}{Z_2 Z_3 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_3 + Z_2 Z_2 Z_4 + Z_2 Z_2 Z_1} \right) \end{aligned} \quad (3.9)$$

Retornando al diagrama de bloques, añadiendo la condición $V_e = V_P - V_n$, la ganancia de lazo b resulta de la ecuación 3.8; mientras que las ganancias c y d son obtenidas a partir de la ecuación 3.9. De acuerdo con lo anterior se determina:

$$b = \left(\frac{R3}{R3 + R4} \right)$$

Reescribiendo la ecuación 3.9 y utilizando las relaciones $V_e = V_P - V_n$, $\frac{V_n}{V_o} = b$ y la ecuación 3.1:

$$\begin{aligned} V_P &= V_i \alpha + V_o \beta \\ V_e &= cV_i + dV_o - bV_o \\ V_e + bV_o &= cV_i + dV_o \\ V_e + V_n &= cV_i + dV_o \\ V_P - V_n + V_n &= cV_i + dV_o \\ V_P &= cV_i + dV_o \end{aligned}$$

De esta forma se obtiene que $\alpha = c$ y $\beta = d$, en otras palabras:

$$\begin{aligned} c &= \left(\frac{Z2Z3Z4}{Z2Z3Z4 + Z1Z2Z4 + Z1Z2Z3 + Z2Z2Z4 + Z2Z2Z1} \right) \\ d &= \left(\frac{Z1Z2Z3}{Z2Z3Z4 + Z1Z2Z4 + Z1Z2Z3 + Z2Z2Z4 + Z2Z2Z1} \right) \end{aligned}$$

La función de transferencia se halla reemplazando los valores c, b, d en la ecuación 3.5:

$$H(s) = \frac{Z3Z4k}{(Z3Z4 + Z1Z4 + Z2Z4 + Z2Z1) \left(1 + \frac{k}{a(s)} \right) + Z1Z3 \left(1 + \frac{k}{a(s)} - k \right)} \quad (3.10)$$

En donde:

$$k = \frac{1}{b} = \left(\frac{R3 + R4}{R3} \right)$$

Ya se cuenta con una ecuación general, ahora se analiza individualmente cada filtro.

3.2.2. Filtro Sallen-key pasa altas.

Inicialmente se analizará la configuración del filtro Sallen-Key Pasa Altas; en la figura 3.7 se presenta el esquema del filtro pasa altas.

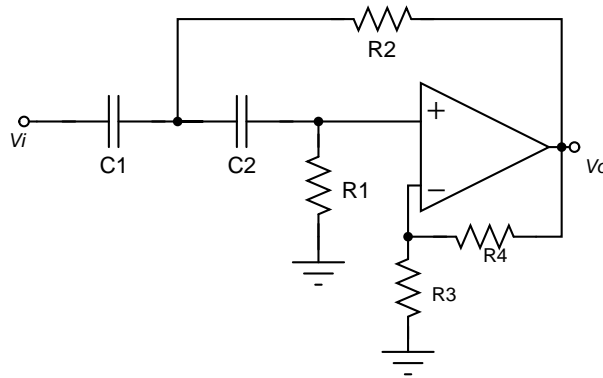


Figura 3.7: *Esquema del Filtro Pasa Altas Sallen-key.*
Fuente: Autores del Proyecto

De un primer análisis se puede deducir el comportamiento en frecuencia de este filtro. Cuando entran bajas frecuencias los condensadores C1 y C2 son aproximadamente circuitos abiertos, evitando así el paso de estas frecuencias; por el contrario cuando las frecuencias de entrada son altas, C1 y C2 actúan como cortos permitiendo el paso de estas frecuencias las cuales ingresan a un amplificador con ganancia unitaria¹⁸.

Es necesario realizar una análisis más profundo para parametrizar el comportamiento del filtro; la ecuación 3.11 determina la forma estándar de la función de transferencia de un filtro pasa altas Butterworth [9].

$$H_{PA}(s) = \frac{K\left(\frac{s}{\omega_0}\right)^2}{\left(\frac{s}{\omega_0}\right)^2 + \frac{s}{Q\omega_0} + 1} \quad (3.11)$$

Ahora, se parametrizará ω y Q para dejarlos en función de los componentes del circuito (R y C). Retomando la ecuación 3.10 y reemplazando los valores de:

$$\begin{aligned} Z1 &= \frac{1}{sC1} \\ Z2 &= \frac{1}{sC2} \\ Z3 &= R1 \\ Z4 &= R2 \end{aligned}$$

Organizando se obtiene la función de transferencia del filtro pasa altas en función de los parámetros del circuito y considerando la variación en frecuencia del amplificador operacional.

$$H_{PA}(s) = \frac{ks^2R_1R_2C_1C_2}{s^2R_1R_2C_1C_2A + s(C_2R_2A + C_1R_2A + R_1C_2B) + A} \quad (3.12)$$

¹⁸Esta ganancia no siempre es unitaria, depende de las resistencias de realimentación negativa R1 y R2

En donde:

$$\begin{aligned} A &= 1 + \frac{k}{a(s)} \\ B &= 1 + \frac{k}{a(s)} - k \\ a(s) &= \frac{A_v}{1 + \frac{s}{\omega_{BW}}} \end{aligned}$$

El valor de la ganancia de voltaje en DC o A_v , generalmente es muy grande¹⁹; por lo tanto, las ecuaciones anteriormente definidas se puede considerar el valor de $a(s)$ como un valor que tiende a infinito, de lo cual se obtiene que:

$$\begin{aligned} A &= 1 \\ B &= 1 - k \end{aligned}$$

Y reemplazando en la ecuación 3.12:

$$H_{PA}(s) = \frac{ks^2 R_1 R_2 C_1 C_2}{s^2 R_1 R_2 C_1 C_2 + s(C_2 R_2 + C_1 R_2 + R_1 C_2(1 - k)) + 1} \quad (3.13)$$

Comparando las ecuaciones 3.13 y 3.11 las relaciones entre la frecuencia de corte y el factor de calidad Q son las siguientes:

$$\begin{aligned} \frac{1}{\omega_0^2} &= R_1 R_2 C_1 C_2 \\ \omega_0 &= \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \\ \frac{1}{Q\omega_0} &= C_2 R_2 + C_1 R_2 + R_1 C_2(1 - k) \\ Q &= \frac{1}{\omega_0(C_2 R_2 + C_1 R_2 + R_1 C_2(1 - k))} \end{aligned}$$

Consideraciones para el diseño de Filtros Pasa Altas.

Una vez conocidas las relaciones entre la frecuencia de corte (-3dB), el factor de calidad y los parámetros del circuito; es posible diseñar el circuito que satisfaga las condiciones requeridas. En este caso para el proyecto en cuestión se diseñará un filtro Pasa Altas con frecuencia

¹⁹126 dB para el AD8609

de corte de 500 mHz²⁰.

Para comenzar a diseñar el filtro de tienen en cuenta la frecuencia de corte y el factor de calidad. Con una $f_c = 0,5$ y una factor de calidad de 1²¹; haciendo la ganancia de lazo igual a $k = 1$, reescribiendo la ecuación:

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C^2}}$$

$$Q = \frac{1}{\omega C (2R_2)}$$

Con los datos anteriormente hallados, se encuentra una expresión para R_2 en función de Q y ω así como la relación existente entre R_1 y R_2 :

$$R_2 = \frac{1}{4\pi f_c C Q}$$

$$R_1 = \frac{1}{4\pi^2 f_c^2 R_2 C^2}$$

Utilizando valores de $C = 4,7\mu F$, $f_c = 0,5Hz$, $Q = 1$ y reemplazando en las ecuaciones anteriores se obtiene:

$$R_2 = \frac{1}{4\pi(0,5)4,7\mu} = 33863\Omega$$

$$R_1 = \frac{1}{4\pi^2 0,5^2 (4,7\mu)^2} = 135450\Omega$$

Aproximando a los valores estándar de resistencias se obtiene $R_1 = 137k\Omega$ y $R_2 = 34k\Omega$, luego se comprobará el resultado utilizando el software de simulación Octave.

La figura 3.8 muestra el resultado de la simulación en Octave²², y la figura 3.9 muestra una simulación realizada con HSpice utilizando el amplificador OPA333.

²⁰El ancho de banda de la señal de interés está entre 500 mHz y 500 Hz

²¹Aunque el factor de calidad hace que el filtro sea más selectivo en frecuencia, un factor de calidad muy alto aumenta la ganancia en la frecuencia de corte, para el caso de un electrocardiografo esto no es conveniente.

²²Software libre de simulación matemática.

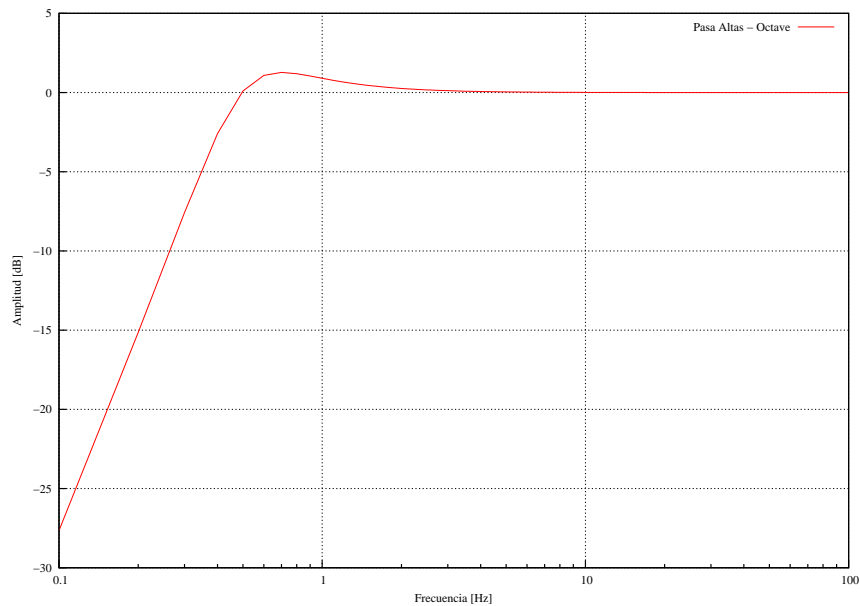


Figura 3.8: *Simulación Filtro Pasa Altas utilizando Octave.*
Fuente: Autores del Proyecto

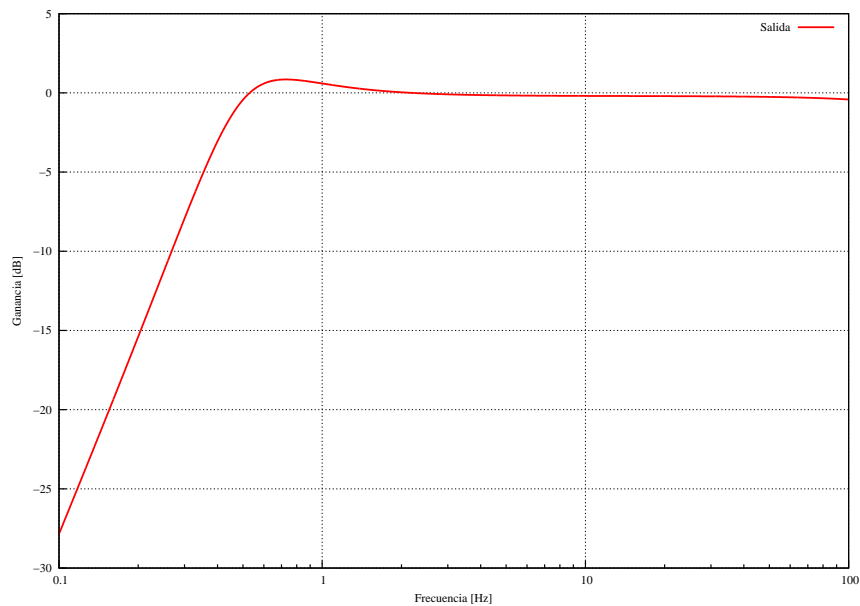


Figura 3.9: *Simulación Filtro Pasa Altas utilizando HSpice.*
Fuente: Autores del Proyecto

Además de las condiciones de frecuencia de corte y factor de calidad, es de suprema importancia considerar la variación de la salida del amplificador operacional en relación a la frecuencia. En todas las hojas de datos se encuentra el parámetro *Producto Ganancia Ancho de Banda*; como su nombre lo indica determina el ancho de banda de trabajo del amplificador ante variaciones de la ganancia, la ecuación 3.14 determina esta relación:

$$\begin{aligned} \text{Ganancia} \times \text{Ancho de Banda} &= \text{Producto Ganancia Ancho de Banda} \\ G \times BW &= GBW \end{aligned} \quad (3.14)$$

Por tal razón a la hora de escoger un amplificador de instrumentación debe tenerse en cuenta que el ancho de banda será modificado al modificar la ganancia. Tomando el ancho de banda de interés como BW_i , la ganancia como G y la relación ganancia ancho de banda del amplificador como GBW_o , la siguiente desigualdad debe aplicarse para establecer si un determinado amplificador es conveniente o no.

$$\frac{GBW_o}{G} \geq BW_i$$

3.2.3. Filtro Sallen-key pasa bajas.

El esquema general del filtro Sallen-Key pasa bajas se observa en la figura 3.10.

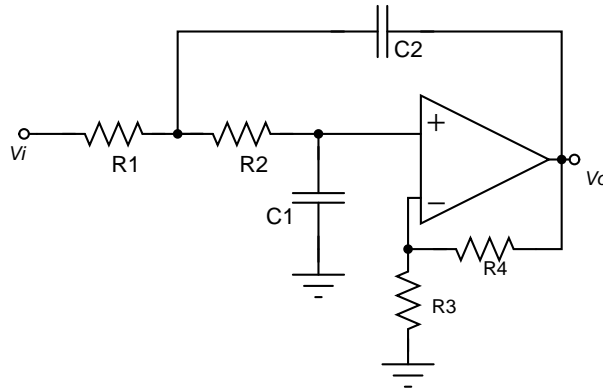


Figura 3.10: *Esquema de filtro Sallen-Key pasa bajas.*

Fuente: Autores del Proyecto

Cuando una señal de baja frecuencia entra al filtro, la impedancia de $C1$ y $C2$ aumenta hasta que los condensadores aparecen como circuitos abiertos, el circuito se convierte en un buffer con ganancia determinada por el lazo de realimentación entre $R3$ y $R4$ dejando pasar las señales de baja frecuencia; de otra forma cuando una señal de alta frecuencia ingresa, la impedancia de $C1$ y $C2$ disminuye, de tal forma que estos se ven como circuitos cerrados, en este caso las señales de alta frecuencia son direccionadas hacia tierra evitando así que salgan del filtro.

Prosiguiendo con un análisis similar al hecho con el filtro pasa altas, la ecuación 3.15 determina la forma general de un filtro pasa bajas [21].

$$H_{PB} = \frac{k}{\left(\frac{s}{\omega_c}\right)^2 + \frac{s}{Q\omega_c} + 1} \quad (3.15)$$

Utilizando la ecuación 3.10 pero esta vez reemplazando las impedancias por:

$$\begin{aligned} Z1 &= \frac{1}{sC_1} \\ Z2 &= \frac{1}{sC_2} \\ Z3 &= R_1 \\ Z4 &= R_2 \end{aligned}$$

Se obtiene la expresión para un filtro pasa bajas de segundo orden:

$$H_{PB} = \frac{k}{s^2 R_1 R_2 C_1 C_2 A + s(A(R_1 C_1 + R_2 C_1) + R_1 C_2 B) + A}$$

De nuevo considerando que la ganancia en lazo abierto es muy grande $A \rightarrow \infty$:

$$H_{PB} = \frac{k}{s^2 R_1 R_2 C_1 C_2 + s(R_1 C_1 + R_2 C_1 + R_1 C_2(1 - k)) + 1} \quad (3.16)$$

Comparando la ecuación 3.16 con 3.15 se obtiene la frecuencia de corte y el factor de calidad en función de los parámetros del circuito.

$$\begin{aligned} \frac{1}{\omega_0^2} &= R_1 R_2 C_1 C_2 \\ \omega_0 &= \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \\ \frac{1}{Q\omega_0} &= R_1 C_1 + R_2 C_1 + R_1 C_2(1 - k) \\ Q &= \frac{1}{\omega_0(R_1 C_1 + R_2 C_1 + R_1 C_2(1 - k))} \end{aligned}$$

Consideraciones para el diseño de filtros Pasa Bajas

Diseñando un filtro pasa bajas con frecuencia de corte de -3 dB en 500Hz. A diferencia del filtro pasa altas en donde se igualaban C_1 y C_2 porque en el denominador de la ecuación del factor de calidad quedaba únicamente en función de R_1 ; en el pasa altas resulta más conveniente igualar los valores de R_1 y R_2 para que Q quede en función de C_1 .

Haciendo $R_1 = R_2$, $Q = k = 1^{23}$ y despejando C_1 y C_2 en función de ω_0 y C :

²³Ganancia unitaria

$$C_1 = \frac{1}{2\pi f_c 2R} \quad (3.17)$$

$$C_2 = \frac{1}{4\pi^2 f_c^2 R^2 C_1} \quad (3.18)$$

Utilizando valores de $R = 100k\Omega$ y reemplazando en 3.17 y 3.18:

$$C_1 = \frac{1}{2\pi 500 2 100k} = 1,5915nF$$

$$C_2 = \frac{1}{4\pi^2 500^2 100k^2 C_1} = 6,3662nF$$

Aproximando a los valores comerciales más cercanos²⁴:

$$C_1 = 1,6nF$$

$$C_2 = 6,2nF$$

En las figuras 3.11 y 3.12 se observan los resultados de las simulaciones del filtro pasa bajas, utilizando octave y Hspice.

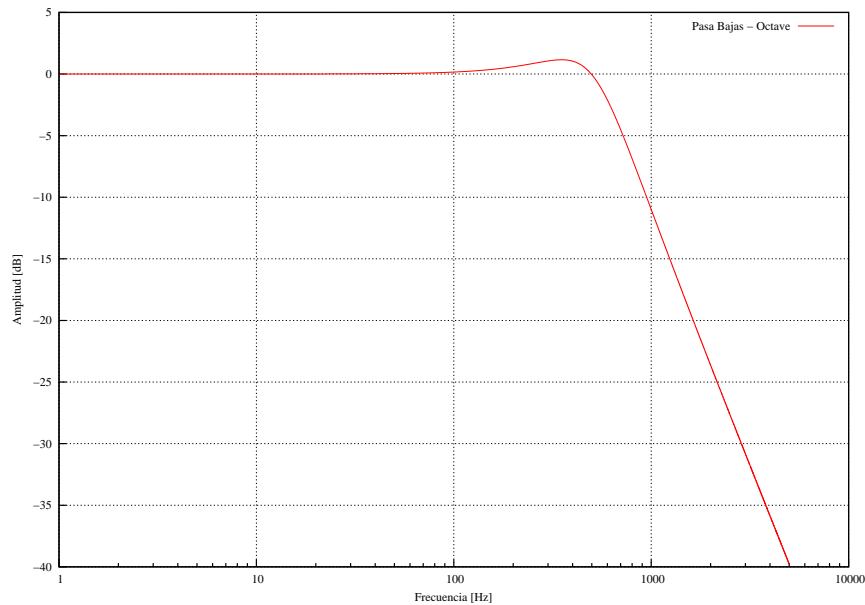


Figura 3.11: *Simulación Filtro Pasa Bajas utilizando Octave.*

Fuente: Autores del Proyecto

²⁴Estándar E24

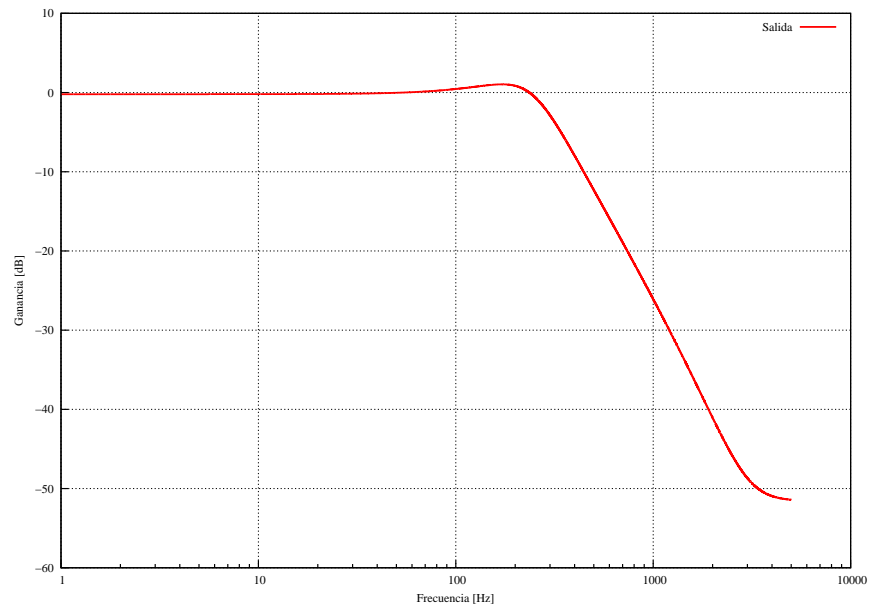


Figura 3.12: *Simulación Filtro Pasa Bajas utilizando HSpice.*
Fuente: Autores del Proyecto

Si se observa con detalle el resultado de las simulaciones, la frecuencia de corte es diferente de la deseada. Inicialmente el valor de caída de -3 dB se ubicó en 500 Hz, pero las simulaciones muestran que este está en 300 Hz aprox. esta variación se debe al uso de valor de capacitores estándar; por tal razón es difícil ubicar una frecuencia exacta de corte, así que deben hacerse aproximaciones y determinar que frecuencia obtenida con los valores de resistencias y condensadores es apropiada para el proyecto.

3.2.4. Filtro Sallen-key pasa banda.

En algunas aplicaciones resulta más conveniente utilizar un filtro Sallen - Key pasa banda que uno pasa bajas y pasa altas. La ventaja que tendría este filtro es la disminución del espacio físico de implementación. En la figura 3.13 se ilustra el esquema del filtro pasa banda.

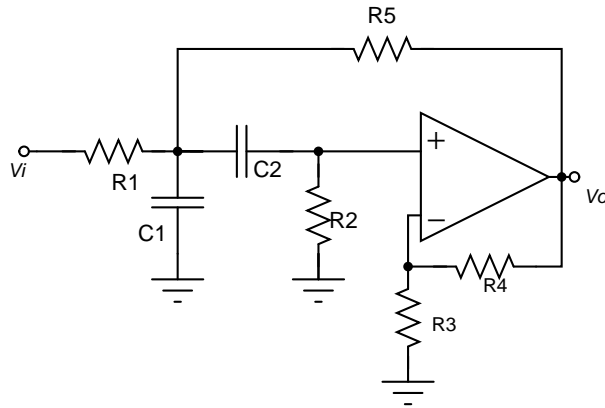


Figura 3.13: *Esquema del filtro Sallen Key Pasa Banda.*
Fuente: Autores del Proyecto

Para un análisis más profundo la figura 3.14 muestra el esquema del filtro pasa banda en función de sus impedancias.

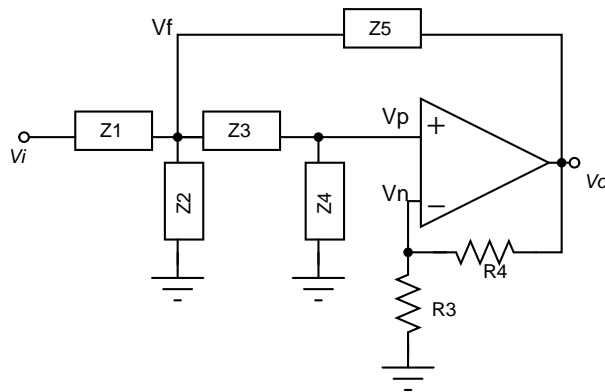


Figura 3.14: *Esquema de impedancias del filtro Sallen Key Pasa Banda.*
Fuente: Autores del Proyecto

El análisis es similar al de los filtros pasa bajas y pasa altas, solo que las ecuaciones varían²⁵.

Resolviendo el circuito, al aplicar la LCK en el nodo V_F :

$$V_F \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_3} + \frac{1}{Z_5} \right) = \frac{V_i}{Z_1} + \frac{V_P}{Z_2} + \frac{V_o}{Z_5} \quad (3.19)$$

²⁵Referirse al desarrollo de los filtros pasa bajas y pasa altas ecuaciones 3.6, 3.7, 3.8, 3.9

En el nodo V_P :

$$\begin{aligned} V_P \left(\frac{1}{Z2} + \frac{1}{Z4} \right) &= \frac{V_F}{Z2} \\ V_F &= V_P \left(1 + \frac{Z2}{Z4} \right) \end{aligned} \quad (3.20)$$

En el nodo V_n :

$$\begin{aligned} V_n \left(\frac{1}{R3} + \frac{1}{R4} \right) &= \frac{V_o}{R4} \\ V_n &= V_o \left(\frac{R3}{R3 + R4} \right) \end{aligned} \quad (3.21)$$

Reemplazando la ecuación 3.19 en 3.20 y despejando para V_P se obtiene que:

$$\begin{aligned} V_P &= V_i \left(\frac{Z2Z3Z4Z5}{Z2Z3Z4Z5 + Z1Z2Z4Z5 + Z1Z2Z3Z4 + Z2Z2Z3Z5 + Z1Z3Z2Z5 + Z1Z2Z2Z5 + Z1Z2Z2Z3} \right) + \\ &V_o \left(\frac{Z1Z2Z3Z4}{Z2Z3Z4Z5 + Z1Z2Z4Z5 + Z1Z2Z3Z4 + Z2Z2Z3Z5 + Z1Z3Z2Z5 + Z1Z2Z2Z5 + Z1Z2Z2Z3} \right) \end{aligned} \quad (3.22)$$

La coincidencia entre las ecuaciones indica que para el análisis del filtro pasa banda se puede utilizar el diagrama de bloques de la figura 3.5 y por consiguiente es válida la función de transferencia indicada en la ecuación 3.5. Al igualar las ganancias de lazo a:

$$\begin{aligned} b &= \left(\frac{R3}{R3 + R4} \right) \\ c &= \left(\frac{Z3Z4Z5}{Z3Z4Z5 + Z1Z4Z5 + Z1Z3Z4 + Z2Z3Z5 + Z1Z3Z5 + Z1Z2Z5 + Z1Z2Z3} \right) \\ d &= \left(\frac{Z1Z3Z4}{Z3Z4Z5 + Z1Z4Z5 + Z1Z3Z4 + Z2Z3Z5 + Z1Z3Z5 + Z1Z2Z5 + Z1Z2Z3} \right) \end{aligned}$$

Y reemplazando en 3.5 con $k = 1/b$ se obtiene:

$$\begin{aligned} H(s) &= \frac{Z3Z4Z5k}{(Z3Z4Z5 + Z1Z4Z5 + Z2Z3Z5 + Z1Z3Z5 + Z1Z2Z5 + Z1Z2Z3) \left(1 + \frac{k}{a(s)} \right)} \cdots \\ &\cdots \frac{1}{+ Z1Z3Z4 \left(1 + \frac{k}{a(s)} - k \right)} \end{aligned}$$

A partir de esta gráfica y basados en el análisis de la respuesta en frecuencia de un sistema utilizando el método de trazas de Bode [26], puede ser propuesta una función de transferencia que cumpla con algunos parámetros fijados por el diseñador.

Inicialmente, para efectos de este proyecto de grado, se establece una ganancia de 0dB^{26} . De la figura 3.15 pueden establecerse 2 cosas. La primera es que obligatoriamente existe un cero en el origen, dado que para bajas frecuencias el sistema tiende a cero y la segunda es que deben existir dos polos en diferentes puntos, el primero de ellos se encargará de contrarrestar la pendiente positiva de 20 dB/déc producida por el cero en el origen y el segundo se encargará de determinar la frecuencia de corte en altas frecuencias.

La figura 3.16 muestra la traza de bode individual para el cero y los dos polos determinados por las siguientes ecuaciones:

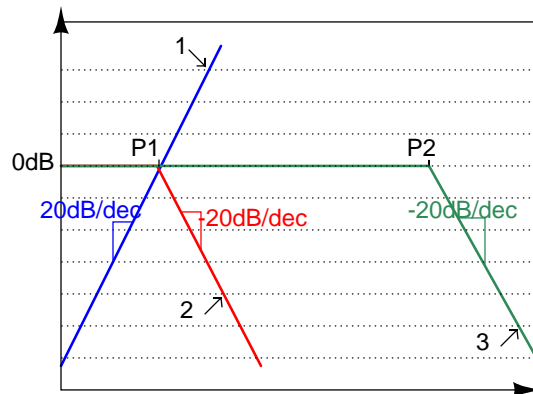


Figura 3.16: *Trazas de Bode para los polos y ceros del filtro pasa banda.*

Fuente: Autores del Proyecto

$$C = Ks$$

$$P1 = \frac{1}{1 + \frac{s}{\omega_{P1}}}$$

$$P2 = \frac{1}{1 + \frac{s}{\omega_{P2}}}$$

Como se pretende que el filtro posea ganancia unitaria en la banda de paso, se establece el valor que debe tener la constante K para cumplir dicho propósito. Evaluando el cero en el punto de corte de 0 dB que es el mismo punto del punto de corte de bajas frecuencias:

²⁶Ganancia unitaria, lograda al hacer que en el lazo de realimentación $R_3 \rightarrow \infty$

$$\begin{aligned}
20\log_{10}(K\omega_b) &= 0 \\
\log_{10}(K\omega_b) &= 0 \\
K\omega_b &= 10^0 \\
K &= \frac{1}{\omega_b}
\end{aligned}$$

Paso siguiente es ubicar el primer polo de tal forma que contrarreste la pendiente positiva del cero en el origen; para lograr esto el primer polo debe ser ubicado en el mismo punto de corte de bajas frecuencias. es decir:

$$P1 = \frac{1}{1 + \frac{s}{\omega_b}}$$

Finalmente lo único que queda es ubicar el segundo polo en el punto de corte de altas frecuencias:

$$P2 = \frac{1}{1 + \frac{s}{\omega_a}}$$

Del desarrollo anterior se obtiene el sistema:

$$H_{PB} = \frac{\frac{s}{\omega_b}}{\left(\frac{1}{1 + \frac{s}{\omega_b}}\right) \left(\frac{1}{1 + \frac{s}{\omega_a}}\right)}$$

Factorizando la anterior ecuación:

$$H_{PB} = \frac{\frac{s}{\omega_b}}{\left(\frac{s^2}{\omega_b\omega_a}\right) + s\frac{\omega_b + \omega_a}{\omega_b\omega_a} + 1} \quad (3.24)$$

De esta forma se obtiene la ecuación general de un sistema pasa banda, comparando las ecuaciones 3.23 y 3.24:

$$\omega_b = \frac{R_1 + R_5}{R_2 R_5 C_2} \quad (3.25)$$

$$\omega_{o1} = \frac{R_5 + R_1}{R_1 R_2 R_5 C_1 C_2} \quad (3.26)$$

$$\frac{\omega_{o1}}{\omega_{o2}} = \frac{R_1 + R_5}{(R_2 R_5 C_2 + R_5 R_1 C_2 + R_1 R_5 C_1)} \quad (3.27)$$

En donde $\omega_{o1} = \omega_b\omega_a$ y $\omega_{o2} = \omega_b + \omega_a$. En la siguiente sección se utilizarán estas relaciones para determinar los valores de resistencias del circuito.

Consideraciones para el diseño de filtros pasa banda

Conociendo las relaciones entre los elementos del circuito y los parámetros más importantes del filtro puede emplearse una rutina para diseñar un filtro. En esta sección se diseñará un filtro pasa banda con frecuencias de corte entre 0.5 Hz y 500 Hz y ganancia de 0dB.

Lo primero es definir el ancho de banda, definiendo la frecuencia de corte baja y la frecuencia de corte alta:

$$\omega_b = 2\pi 0,5$$

$$\omega_a = 2\pi 500$$

De las ecuaciones 3.25, 3.26 y 3.27 solo hay 3 ecuaciones para resolver 5 incógnitas, deben definirse arbitrariamente por lo menos 2 parámetros; por razones de estandarización se eligen los valores de $C_1 = 1\mu F$ y $C_2 = 10\mu F$.

Resolviendo las ecuaciones se hallan las relaciones:

$$R_1 = \frac{1}{\omega_a C_1}$$

$$R_2 = \frac{(R_5 + R_1)\omega_{o2}}{R_5 C_2 \omega_{o1}} - R_1 \left(\frac{C_1}{C_2} + 1 \right)$$

$$R_5 = \frac{R_1 \left(\frac{\omega_b \omega_{o2}}{\omega_{o1}} - 1 \right)}{1 - \frac{\omega_{o2} \omega_b}{\omega_{o1}} + \omega_b R_1 (C_1 + C_2)}$$

Reemplazando se hallan los valores:

$$R_1 = 318,3\Omega$$

$$R_2 = 350k\Omega$$

$$R_5 = 31,8\Omega$$

Aproximando a los valores comerciales:

$$R_1 = 301\Omega$$

$$R_2 = 357k\Omega$$

$$R_5 = 33,2\Omega$$

Las figuras 3.17 y 3.18 muestran los resultados de las simulaciones utilizando Octave y Pspice:

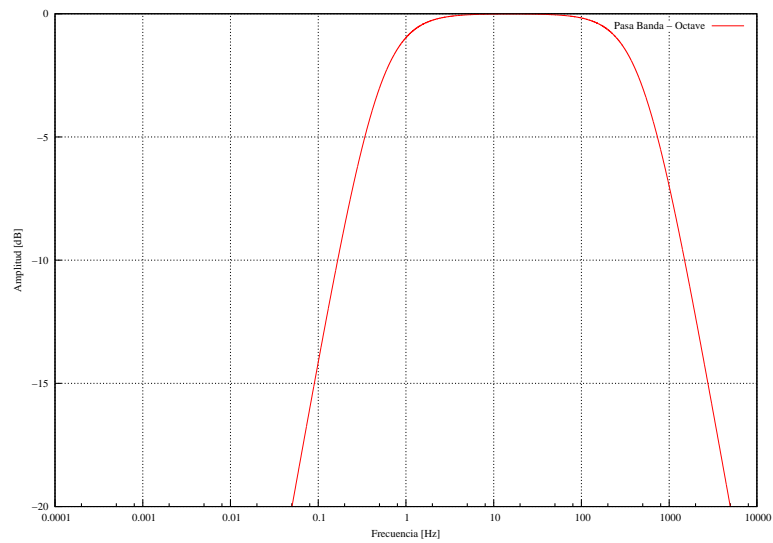


Figura 3.17: *Simulación Filtro Pasa Banda utilizando Octave.*
Fuente: Autores del Proyecto

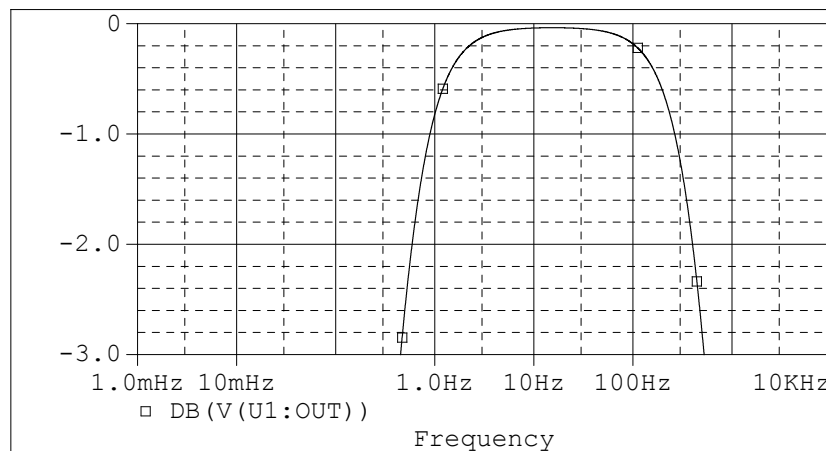


Figura 3.18: *Simulación Filtro Pasa Banda utilizando PSpice.*
Fuente: Autores del Proyecto

3.2.5. Filtro Thow-Thomas rechaza banda (*notch*).

En la mayoría de dispositivos electrónicos una de las fuentes más comunes de ruido es el acople producido por las redes de alimentación; aunque el dispositivo sea alimentado por

baterías existe un acople de tipo capacitivo entre fuentes de tensión de 60Hz²⁷.

Por esta razón es importante la implementación de un filtro que elimine esta componente indeseada que, en el caso del electrocardiógrafo, es tan grande que hace que se pierda la señal cardiaca.

Fueron analizadas varias configuraciones, la mas común utiliza un filtro pasa bajas en casacada con un filtro pasa altas ambos con frecuencia de corte de interés. El inconveniente con esta configuración radica en que es poco selectivo y elimina un ancho de banda demasiado grande para las necesidades del proyecto²⁸.

Entre la bibliografía consultada, en [21] se encontró el esquema de un filtro rechaza banda de tipo Thow-Thomas, al realizar las pruebas sobre este filtro se obtuvieron resultados satisfactorios, por tal razón se utilizará esta configuración descrita de forma más completa en [21]; a continuación se presenta los aspectos más importantes de este filtro.

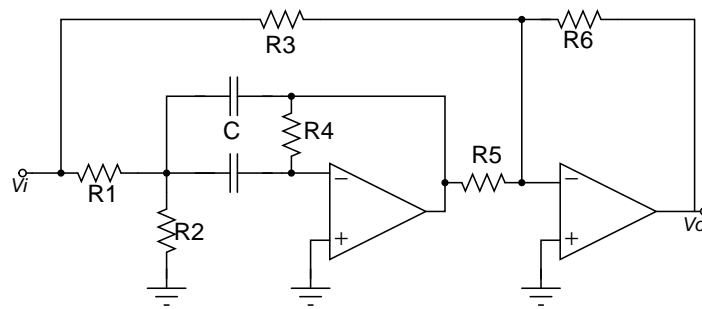


Figura 3.19: *Esquema filtro Rechaza Banda tipo Thow-Thomas.*

Fuente: Autores del Proyecto

El esquema general del filtro rechazabanda es mostrado en la figura 3.19, la ecuación 3.28 determina la función de transferencia del sistema²⁹:

$$H_{PBd} = \frac{K(s^2 + \omega_o^2)}{s^2 + Bs + \omega_o^2} \quad (3.28)$$

En donde B es el ancho de banda de interés, Q es el factor de calidad y ω_o es la frecuencia de corte central, además considerando la relación $B = \omega_o/Q$; de [21] se obtienen las expresiones y asumiendo que $R_3R_4 = 2R_1R_5$:

²⁷Bombillas de iluminación, fuentes de poder de computadores, aires acondicionados, etc.

²⁸Con $f_c = 60Hz$ elimina entre 45 y 75 Hz, utilizando filtros Butterworth de 2^{do} orden

²⁹Todo este análisis fue tomado de [21] página 97 - 100

$$\begin{aligned}
 B &= \frac{2}{R_4 C} \\
 \omega_o^2 &= \frac{1}{R_4 C^2} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) \\
 K &= -\frac{R_6}{R_3}
 \end{aligned}$$

Con las ecuaciones anteriores puede ser diseñado un filtro rechaza banda.

Consideraciones para el diseño de filtros Rechaza banda

Tomando como parámetros de diseño $\omega_o = 2\pi 60$, $Q = 10$, ganancia $K = -1$ y valor de capacitancia $C = 0,1\mu F$, además deben definirse arbitrariamente los valores de R_6 , R_3 y R_5 considerando la relacion $K = -(R_6/R_3)$ se tiene:

$$\begin{aligned}
 R_6 &= R_3 = 15k\Omega \\
 R_5 &= 22,1k\Omega \\
 R_4 &= \frac{2}{BC} = 530,5k\Omega \\
 R_1 &= \frac{R_3 R_4}{2R_5} = 180k\Omega \\
 R_2 &= \frac{BR_1}{2R_1 C \omega_o^2 - B} = 1,33k\Omega
 \end{aligned}$$

La figura 3.20 muestra el resultado de la simulación utilizando HSpice y aproximando a los valores comerciales de $511k\Omega$, $182k\Omega$ y $1,3k\Omega$ como se indicó al principio de la sección el filtro es muy selectivo, tiene un ancho de banda de 6.7Hz aprox. y una frecuencia de corte de 60.117Hz . Como se verá en capitulos posteriores las pruebas físicas arrojan también resultados satisfactorios.

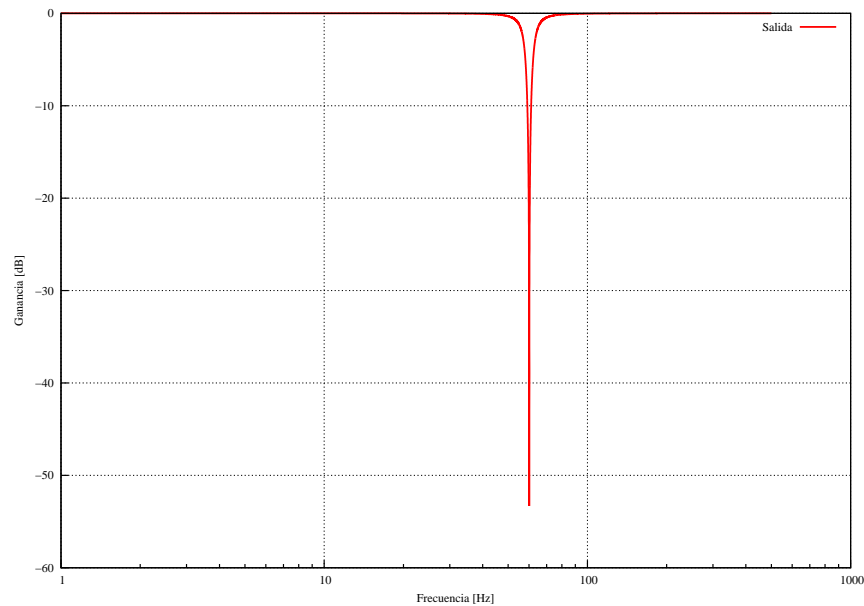


Figura 3.20: *Simulación filtro Rechaza Banda tipo Thow-Thomas.*

Fuente: Autores del Proyecto

3.3. Selección del Amplificador Operacional.

El amplificador operacional es un elemento crucial en la etapa de filtrado, de su correcta selección depende el desempeño de los filtros activos implementados. A continuación se presenta el análisis que conlleva a la selección del amplificador operacional.

Inicialmente son definidos los parámetros más importantes en la selección del amplificador de instrumentación, la tabla 3.7 muestra estos parámetros con los pesos correspondientes asignados.

Parámetro	Peso
Is	25 %
CMRR	20 %
Ruido Entrada	20 %
Offset	15 %
Rail to Rail	20 %

Tabla 3.7: Pesos para los parámetros del Amplificador Operacional.

Fuente: Autores del Proyecto

En la selección de los amplificadores operacionales solo fueron considerados los que tuvieran un voltaje de polarización inferior o igual a 3V, ancho de banda mayor a 1kHz, entrada y salida *Rail to Rail* y que estuvieran incluidos 4 OPAMPS en un solo chip. De acuerdo a esto, la lista de los amplificadores operacionales pre-seleccionados se observa en la tabla 3.8.

Ref	Is [mA]	Vs [V]	CMRR [dB]	Ruido Entrada nV/\sqrt{Hz}	Offset mV	Rail to Rail
TSV914	4.4	2,5 a 5,5	75	27	7.5	In-Out
TLC252	1	1,4 a 16	77	30	0.5	In-Out
AD8515	2	1,8 a 5	50	22	6	Out
AD8651	14	2,7 a 5,5	95	4.5	0.35	In
AD8609	0.24	1,8 a 5	100	22	0.05	In-Out
OPA4336	0.18	2,3 a 5,5	86	40	0.125	Out

Tabla 3.8: Comparación de los amplificadores operacionales pre-elegidos.
Fuente: Hojas de datos de los elementos

Ahora se define la figura de mérito para la selección del amplificador operacional:

$$FM = \frac{I_{s_b}}{I_s}(0,25) + \frac{CMRR}{CMRR_b}(0,2) + \frac{Ruido_b}{Ruido}(0,20) + \frac{Offset_b}{Offset}(0,15) + RailtoRail(0,2)$$

Al aplicar la ecuación anterior, utilizando los parámetros de la tabla 3.8 se obtienen las figuras de mérito de la tabla 3.9:

Referencia	Figura de Mérito
TSV914	0.39
TLC252	0.44
AD8515	0.16
AD8651	0.41
AD8609	0.78
OPA4336	0.5

Tabla 3.9: Figuras de mérito para la selección final del Opamp.
Fuente: Autores del Proyecto

Es entonces elegido, para la implementación del proyecto el amplificador **AD8609**.

3.4. Fuentes de ruido.

Todo circuito electrónico está sujeto a numerosas fuentes tanto de ruido como de interferencia que afectan su desempeño, unas de forma más fuerte que otras.

Para el caso particular del electrocardiógrafo solo se mencionarán las fuentes de ruido más influyentes y por lo tanto con las que más cuidado se debe tener. El análisis se hará de forma cualitativa y solo en algunos casos de forma cuantitativa.

3.4.1. Fuentes de ruido eléctricas

Dentro del grupo del ruido eléctrico que se mencionará está la interferencia de 60Hz provocada por las líneas de transmisión, el ruido referido a la entrada de los circuitos integrados, la interferencia de alta frecuencia producida por las ondas electromagnéticas que se propagan en el aire y el ruido térmico producido por los resistores utilizados [11] [27].

Interferencia de 60Hz

Dado que dentro de la mayoría de lugares existen numerosos equipos eléctricos y electrónicos trabajando continuamente, además del tendido eléctrico instalado, existe una fuerte interferencia de 60 Hz producida por el acople capacitivo entre estas fuentes y el objeto a ser medido; En la figura 3.21 se muestra un esquema del acople mencionado.

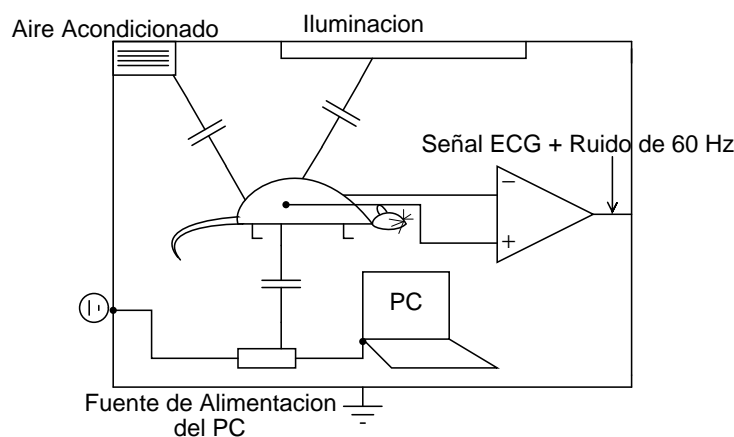


Figura 3.21: *Fuentes de ruido de 60Hz que afectan la medida.*
Fuente: Autores del Proyecto

Eliminar esta componente de ruido resulta de suprema importancia, ya que en algunas ocasiones la interferencia de 60Hz resulta ser más grande que la señal bioeléctrica medida, como se puede apreciar en el Capítulo 6³⁰. La interferencia de 60Hz aumenta en presencia de transformadores o algún tipo de máquina que utilice campos electromagnéticos como principio de funcionamiento³¹.

La solución para disminuir la acción de este ruido radica en la utilización de una etapa de filtrado rechaza banda que elimine esta componente, pero aun más importante es la selección de un amplificador de entrada con un alto CMRR, ya que esta interferencia afectará los electrodos atados a la rata de la misma forma.

Ruido interno de los IC y ruido térmico

El ruido inherente a cualquier circuito integrado es una variable estocástica y por esta misma razón es difícil de cuantificar[27]. En los casos en donde grandes ganancias son requeridas, como en el presente proyecto, es importante tener en cuenta este parámetro para la selección de circuitos integrados; ya los fabricantes otorgan una detallada descripción de dicho fenómeno en sus dispositivos.

En el caso del presente proyecto, el ruido referido a la entrada más influyente está en la etapa de adquisición de la señal cardiaca. El amplificador de instrumentación debe tener una

³⁰Según las circunstancias y el lugar la señal de 60Hz puede llegar a saturar los amplificadores

³¹Sobre todo motores eléctricos

componente de ruido muy pequeña, de tal forma que la señal de entrada ($690\mu V$ en ratas) no se pierda ante esta componente.

El AD627³² posee un voltaje de ruido referido a la entrada de $35nV/\sqrt{Hz}$ el cual está en un rango aceptable, utilizando una ganancia de 1000 V/V el ruido total referido será de $0,56\mu V p-p$ ³³.

Con relación a los componentes pasivos, sobre todo las resistencias [11], se debe tener en cuenta que la densidad espectral de ruido de éstas está dada por [11] [27]:

$$n_s = \sqrt{4KTR}$$

En donde K es la constante de Boltzman ($1,38 \times 10^{-23} J/K$), T es la temperatura en Kelvins y R es el valor de la resistencia. Con la información anterior se puede intuir que para minimizar el efecto de esta fuente de ruido deben usarse resistencias de bajo valor.

3.4.2. Fuentes de ruido fisiológicas.

Es de preverse que cuando se trabaja con señales bioeléctricas aparezcan señales no deseadas producidas por efectos de otros sistemas fisiológicos; es casi imposible evitar este tipo de interferencia pero con algunas técnicas electrónicas como de tratamiento de señal se puede disminuir.

Potencial de contacto electrodo - piel

Una fuente de ruido importante es la que se produce al colocar cualquier tipo de electrodo en contacto con la piel, la distribución de cargas [11] entre estas dos interfaces hace que aparezca un potencial de contacto llamado potencial de media celda. Cuando el electrodo se mueve, se cambia la distribución de cargas variando el potencial de contacto y produciendo alteraciones en la señal medida.

Para disminuir esta interferencia, se propone una etapa de filtrado pasa altas a la entrada del amplificador de instrumentación que se detalla mejor en el capítulo 5.

Ruido producido por otros sistemas fisiológicos

Dado que la señal cardiaca a medir deberá ser tomada de una rata en movimiento, existe una alta tasa de interferencia de ruido producido por los movimientos musculares (Señales EMG - Electromiográficas) [11] y respiratorios del animal. La solución a este tipo de ruido es muy compleja y va más allá de los alcances de este proyecto; un filtrado analógico es casi imposible ya que las componentes de ambas señales comparten anchos de banda similares y la mejor técnica es recurrir al procesamiento digital de la señal cardíaca.

³²Referirse a la primera sección del presente capítulo.

³³Este parámetro está indicado en la hoja de datos del AD627

Capítulo 4

Etapa Digital

La señal bioeléctrica obtenida y filtrada en la etapa analógica debe ser inicialmente muestreada y cuantizada para obtener su recíproco digital, luego es filtrada utilizando filtros digitales, para finalmente ser empaquetada y enviada a través del enlace inalámbrico. El elemento clave para la digitalización es el Procesador de Señales Digitales o DSP¹ ya que este dispositivo permite, no solo realizar la conversión analógica digital de forma efectiva, sino además implementar una etapa de filtrado y un protocolo de conexión con el equipo remoto de visualización.

A continuación se describe lo anteriormente citado y se especifica la teoría necesaria para la configuración y adaptación de todos los procesos digitales involucrados.

4.1. Procesador de Señales Digitales.

Los DSP son microcontroladores diseñados especialmente para el procesamiento de señales digitales; éstos son ampliamente utilizados en sistemas de procesado de señal en tiempo real; por esta razón, la mayoría de los DSP, dentro de su arquitectura contienen una unidad MAC², que resulta útil para acelerar las operaciones de multiplicación y acumulación, también tienen mecanismos que realizan operaciones en paralelo, de tal forma que se puedan ejecutar diversas funciones simultáneamente [1][25].

El DSP que se utilizará en el proyecto es el 56F801, dentro de sus características más importantes están su velocidad del núcleo de 60 MHz, tiene un rango de voltaje de alimentación entre 3 y 3.6 V y 8 KB de memoria programable. También tiene 6 salidas PWM³, 2 conversores A/D cuya resolución es de 12 bits con la posibilidad de ser utilizados simultáneamente, 3 temporizadores de propósito general, 2 interfaces de comunicación serial, entre otros circuitos periféricos.

¹Digital Signal Processor

²Multiplier-Accumulator

³Pulse Width Modulator

Para los propósitos de este proyecto será utilizado un conversor A/D, un temporizador, se implementará una etapa de filtrado digital, y se usarán los puertos SCI⁴, para realizar la transmisión. Es importante el empleo del DSP, ya que por medio de éste se puede realizar el respectivo tratamiento a la señal biológica adquirida y adecuarla para su posterior transmisión hacia el módulo Bluetooth; además, ésta señal debe ser obtenida en tiempo real, ya que a medida que la rata está en movimiento, debe ser visualizada su señal cardiaca.

Es muy importante mencionar que el DSP 56F801 es un controlador híbrido, ya que permite realizar funciones tanto de DSP como de microcontrolador. En la figura 4.1 se pueden apreciar los pines de entrada y salida. En la implementación del WECG será utilizada una entrada analógica para la conversión A/D, el pin TXDO, por el cual se envía la señal digital hacia el módulo Bluetooth y el pin RXDO que recibe las órdenes de inicio y fin de la comunicación.

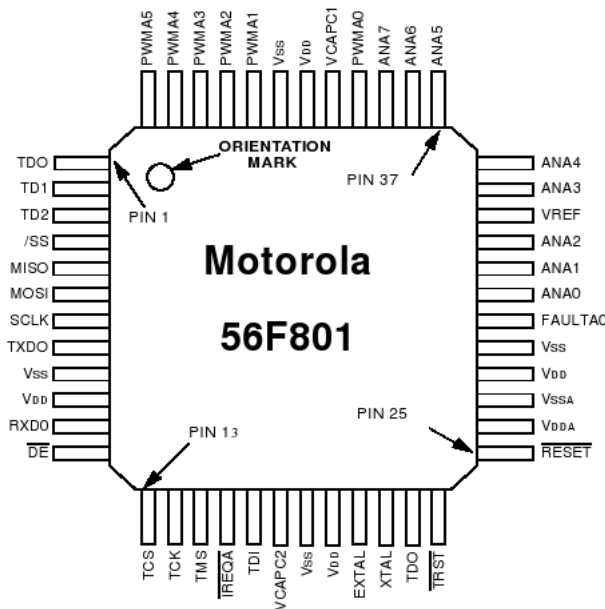


Figura 4.1: *Diagrama de pines del DSP 56F801*

Fuente: Hoja de datos del DSP56F801

La etapa de filtrado digital permite ver una señal más definida y con menos ruido, debido a que con el DSP se pueden implementar filtros de alto orden, es posible realizar un filtrado más selectivo. El hecho de que la visualización sea más exacta, podría servir para aplicaciones y optimizaciones futuras en las que no sólo sea necesario observar la frecuencia de la señal, sino también su forma, para así poder detectar patologías cardiacas.

En la siguiente sección se explicarán los criterios que se deben tener en cuenta en la configuración del conversor A/D.

⁴Serial Communication Interface

4.2. Conversión Analógica Digital

La conversión A/D permite un procesamiento más sencillo de señales en diferentes aplicaciones, ya sean comunicaciones inalámbricas, aplicaciones médicas, entre otras. Los dispositivos utilizados actualmente como DSP, microcontroladores, etc. permiten un fácil tratamiento de las señales digitales, el cual es una parte importante del ECG para ratas. A continuación se mencionará la importancia del conversor A/D en el trabajo realizado.

4.2.1. Consideraciones para la conversión A/D.

Es necesario realizar la conversión A/D de la señal biológica obtenida en la etapa analógica debido a que se requiere transmitir dicha señal por medio de la tecnología Bluetooth, la cual transmite sólo señales digitales [19]. También se implementará una etapa de filtrado digital para la cual es indispensable la conversión A/D.

Para realizar la conversión A/D se deben tener en cuenta diversos parámetros de los cuales depende la calidad de la señal obtenida. Uno de estos parámetros es la frecuencia de muestreo, la cual, según el teorema de Nyquist, debe ser mayor que dos veces la frecuencia máxima de la señal [17].

La siguiente ecuación simboliza este teorema:

$$f_s \geq 2 * f_m$$

Donde f_s es la frecuencia de muestreo y f_m es el máximo valor de frecuencia de la señal cardíaca.

En el caso particular de la señal cardíaca de las ratas, el máximo valor de frecuencia es de 500 Hz aproximadamente; esto quiere decir que esta señal debe ser muestreada con una frecuencia mínima de 1 kHz. El hecho de no cumplir con dicho criterio, causaría traslape en la señal; por esta razón, la onda cardíaca tendría componentes indeseadas. La figura 4.2 representa un ejemplo de una señal muestreada que no cumple con el teorema de Nyquist.

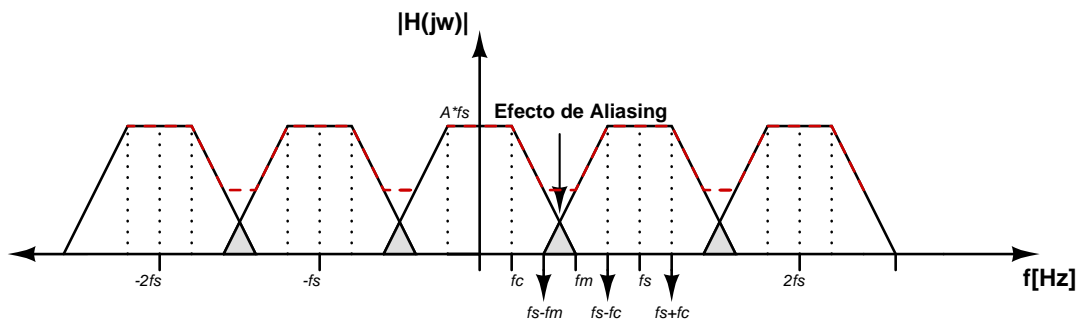


Figura 4.2: *Fenómeno de Aliasing*

Fuente: Autores del Proyecto

También es importante considerar que el ruido de alta frecuencia puede producir aliasing, dado que es posible que éste interfiera con las componentes de la señal de interés. La figura 4.3 muestra un ejemplo de este tipo de aliasing.

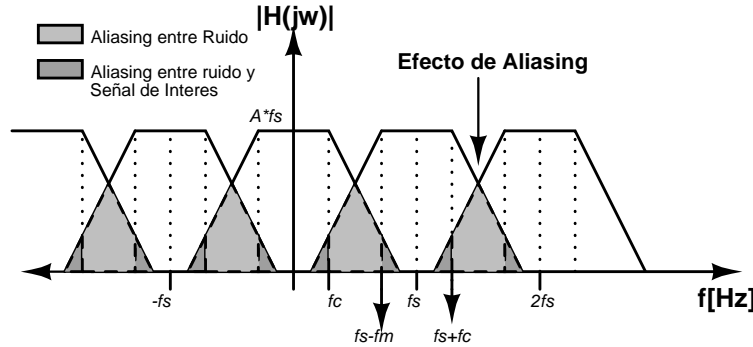


Figura 4.3: *Fenómeno de Aliasing incluyendo la señal de interés*

Fuente: Autores del Proyecto

Para evitar este fenómeno, es necesario implementar un filtro Anti-aliasing antes de realizar la conversión A/D. Este filtro rechazará las frecuencias altas innecesarias que puedan producirse y de esta manera logrará que el aliasing sea mínimo. Después de realizar este filtrado, la señal podrá ser muestreada teniendo en cuenta la condición de Nyquist; para así, obtener una señal digital mejor definida.

Otro de los parámetros importantes durante la conversión A/D es la resolución. Esta se refiere al mínimo incremento análogo de voltaje, es decir el número de valores binarios que puede tomar la señal[4]. Entre mayor es la resolución, mejor será la definición de la señal medida[2]. La figura 4.4 muestra un ejemplo de señal cardiaca analógica; donde T_c se indica la duración de cada ciclo.

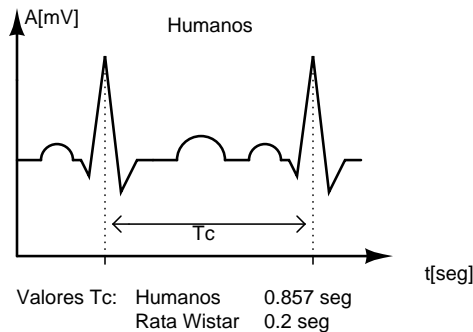


Figura 4.4: *Señal Cardíaca Analógica*

Fuente: Autores del Proyecto

En la figura 4.5 se observa la señal muestreada, con un periodo de muestreo determinado.

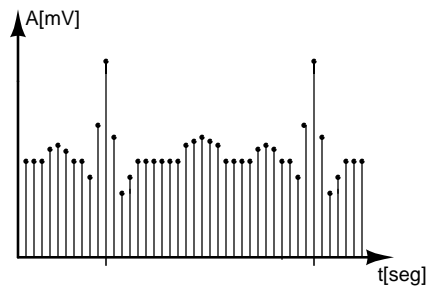


Figura 4.5: *Señal cardíaca muestreada.*

Fuente: Autores del Proyecto

Por último, la gráfica 4.6 presenta la señal cuantizada con una resolución de 4 bits.

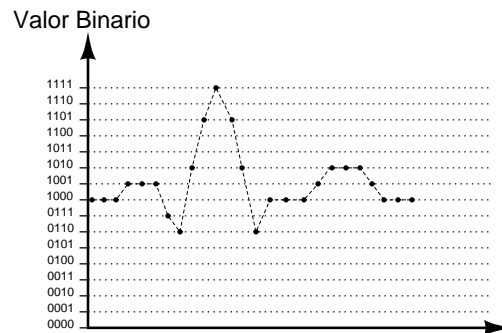


Figura 4.6: *Señal cardíaca cuantizada.*

Fuente: Autores del Proyecto

Teniendo en cuenta lo anterior, se puede deducir que entre mayor sea la resolución del convertor A/D, la señal cuantizada será más parecida a su contraparte analógica.

El convertor A/D del DSP tiene una resolución de 12 bits, la cual es suficiente para la señal que se desea convertir. El rango dinámico del convertor del DSP está entre 0 y 3 V, esto quiere decir que se pueden tomar 4096 valores binarios que corresponden a un incremento mínimo de $732 \mu V$. La señal cardíaca de la rata amplificada y filtrada, tiene una amplitud de aproximadamente 1 V con un voltaje de DC de 1.5 V, de acuerdo a esto se puede decir que será, tomados 1365 valores con incremento mínimo de $732 \mu V$.

4.3. Filtros Digitales

Dado que los actuales dispositivos de procesamiento digital⁵ permiten una alta gama de aplicaciones y abren grandes posibilidades para el procesamiento de señales, la utilización de una etapa de filtrado digital resulta una opción recomendable para obtener una señal cardíaca lo más pura posible.

⁵DSP, Microcontroladores

En el mundo de los filtros digitales existen diversas técnicas y procesos para el diseño de filtros⁶[17]; por razones de tamaño y de capacidad del DSP a utilizar, en este capítulo solo será tratado el método de Mapeo Bilineal ó Transformación Bilineal.

Mapeo Bilineal

Esta técnica está basada en el teorema de la invarianza al impulso⁷; con esta técnica es posible realizar un “Mapeo” de una función de transferencia en el dominio s (Continua) al dominio z (Discreta). Aunque existen algunas condiciones, en general es posible aplicar esta técnica a la mayoría de las funciones de transferencia de Orden 2.

En esta etapa digital será diseñado un filtro pasa banda de orden 2. Inicialmente, se considera la función de transferencia analógica del filtro pasa banda:

$$H_{PB} = \frac{\frac{s}{\Omega_b}}{\left(\frac{s^2}{\Omega_b\Omega_a}\right) + s\frac{\Omega_b+\Omega_a}{\Omega_b\Omega_a} + 1}$$

Ahora, tomando de [17] [28], al aplicar la técnica de mapeo bilineal se tiene en cuenta que:

$$\begin{aligned} s &= \frac{2}{T_s} \left(\frac{z-1}{z+1} \right) \\ \omega_b &= 2 \operatorname{atan} \left(\frac{\Omega_b}{2F_s} \right) \\ \omega_a &= 2 \operatorname{atan} \left(\frac{\Omega_a}{2F_s} \right) \end{aligned}$$

Donde T_s es el periodo de muestreo (en segundos), ω_b y ω_a son las frecuencia digitales de corte bajo y alto, Ω_b y Ω_a son las frecuencias analógicas de interés⁸. Haciendo los respectivos reemplazos se obtiene:

$$H_z = \frac{\frac{1}{\omega_b} \left(\frac{2}{T_s} \left(\frac{z-1}{z+1} \right) \right)}{\frac{\left(\frac{2}{T_s} \left(\frac{z-1}{z+1} \right) \right)^2}{\omega_b\omega_a} + \left(\frac{2}{T_s} \left(\frac{z-1}{z+1} \right) \right) \frac{\omega_b+\omega_a}{\omega_b\omega_a} + 1}$$

Simplificando se obtiene:

⁶Método de ventanas, mapeo bilineal, Diseño óptimo, etc.

⁷Para mayor información referirse a [17]

⁸Nótese que en esta sección se utiliza el símbolo ω para denotar frecuencias digitales y Ω para denotar frecuencias analógicas

$$\begin{aligned}
H_z &= \frac{z^2 N1 + N2}{z^2 D1 + z D2 + D3} \\
N1 &= \frac{2}{\omega_b T_s} \\
N2 &= -\frac{2}{\omega_b T_s} \\
D1 &= \frac{2}{T_s \omega_b \omega_a} \\
D2 &= \frac{T_s \omega_b \omega_a + 2(\omega_b + \omega_a) - 4}{T_s \omega_b \omega_a} \\
D3 &= \frac{2 + T_s \omega_b \omega_a - 2(\omega_b + \omega_a)}{T_s \omega_b \omega_a}
\end{aligned}$$

Conociendo estas relaciones, es posible calcular los coeficientes para un filtro digital Pasa Banda IIR de segundo Orden.

4.4. Enlace inalámbrico

La tecnología Bluetooth fue creada para ser utilizada en pequeñas redes⁹, denominadas redes de área personal. A partir de ésta se puede entablar comunicación entre dispositivos configurables como maestros o esclavos; dentro de un espacio reducido. Sus principales características son: corto alcance y bajo consumo de potencia[3][1].

Esta sección describirá brevemente el funcionamiento de Bluetooth y la selección del módulo de acuerdo a sus características físicas, eléctricas y a su nivel de complejidad.

4.4.1. Requerimientos para el enlace inalámbrico.

Dado que el dispositivo diseñado debe ser portado por una rata Wistar, éste debe tener un área y peso adecuado de tal forma que no incomoden al animal. De acuerdo a esto el módulo Bluetooth debe ser relativamente pequeño y liviano. También es importante tener en cuenta el alcance del módulo; ya que la rata va a estar en movimiento al momento de realizar las pruebas con el ECG.

Es necesario obtener una visualización de la señal cardiaca en tiempo real, por lo tanto es importante tener en cuenta la velocidad de transmisión del módulo. Debido a que la transmisión se realizará utilizando el Perfil de Puerto Serial (SPP¹⁰) de la tecnología Bluetooth, utilizando una velocidad de 57600 bits por segundo, el módulo debe tener la posibilidad dentro de sus opciones de configuración de trabajar con SPP y permitir la velocidad deseada.

De acuerdo a las características del proyecto es necesario escoger un módulo de poca

⁹Redes llamadas Piconet

¹⁰Serial Port Profile

complejidad, ya que éste sólo se utiliza para transmitir y recibir órdenes de envío de datos al computador. La programación y sincronización de la transmisión se realiza por medio del DSP. El módulo Bluetooth sirve como medio para transmitir los datos para luego ser visualizados en el computador.

4.4.2. Generalidades de la tecnología Bluetooth.

Bluetooth es una tecnología inalámbrica que se creó con el fin de eliminar el cableado de dispositivos fijos y portátiles. Este tipo de comunicación se realiza a través de ondas de radio. En el desarrollo de esta tecnología se han agrupado diversos fabricantes tales como Toshiba, Intel, Nokia, Motorola, IBM, Ericsson e Intel; esta integración se denomina SIG¹¹ el cual promueve avances en la tecnología Bluetooth, así como gestiones de calidad para la comodidad de los usuarios.

Bluetooth está conformado por varias arquitecturas, entre las más importantes están: la arquitectura Banda Base, la cual controla los procedimientos entre los dispositivos de capa física y acceso al medio; y la arquitectura de Radio Frecuencia que usa modulación en frecuencia para generar ondas de radio en una determinada frecuencia del espectro. Se utiliza un transmisor de salto de frecuencia que se encarga de disminuir las interferencias y las bajas intensidades de señal.[5]

Dentro de las características de Bluetooth se encuentran su bajo consumo de potencia y su bajo costo. Trabaja en Radio Frecuencia en la banda libre de 2.4 GHz, tiene un alcance mínimo de 5 metros y máximo de 100 m y puede transmitir en conexiones punto a punto y punto multipunto. Los dispositivos Bluetooth se clasifican según su consumo de potencia. Esta clasificación se especifica en la tabla 4.1 [1][5][3].

Clase	Potencia Máxima permitida [mW]	Potencia Máxima permitida [dBm]	Rango [m]
1	100	20	100
2	2.5	4	20
3	1	0	1

Tabla 4.1: Clasificación de dispositivos Bluetooth.[1][5]

Los dispositivos Bluetooth pueden operar como maestros o esclavos según sus requerimientos. Un dispositivo maestro puede controlar como máximo a siete esclavos dentro de una red llamada piconet.

En el proceso de transporte de datos, Bluetooth utiliza un modelo por capas en el que se utilizan diferentes protocolos de comunicación para facilitar la transferencia. Dentro de los protocolos de comunicación utilizados por Bluetooth, se encuentran SDP (Service Discovery

¹¹Special Interest Group

Protocol), L2CAP (Logical Link Control Applications Protocol), RFCOMM (RF Communications Protocol), entre otros.

El protocolo SDP es un método estándar que se utiliza para reconocer y aprender acerca de los servicios que pueden prestar los dispositivos en la red, esta función es muy importante ya que de esta forma se mejora la eficiencia de la red, en cuanto al aprovechamiento de los recursos dentro de la misma; el protocolo L2CAP se encarga de iniciar, finalizar y controlar las conexiones lógicas entre dispositivos de red y RFCOMM, la cual se encarga de emular puertos seriales mediante el protocolo L2CAP; es decir, tiene puertos seriales virtuales para reemplazar las aplicaciones de comunicaciones modeladas con cable serial[19].

En la aplicación de transmisión de datos como la que se implementó en este proyecto son muy importantes estas capas del modelo de comunicación Bluetooth, ya que se utiliza el módulo Bluetooth para reemplazar el cable serial; es decir, el medio de comunicación no sería el cable si no el aire. Es por esto que son muy importantes las funciones de la capa RFCOMM que; como se mencionó anteriormente, emula puertos seriales virtuales para este tipo de aplicación. Mediante la capa SDP se reconoce la aplicación utilizada¹². Por último, la capa L2CAP se encarga de controlar la comunicación.

En la figura 4.7 se pueden apreciar el modelo de comunicación por niveles que utiliza Bluetooth.

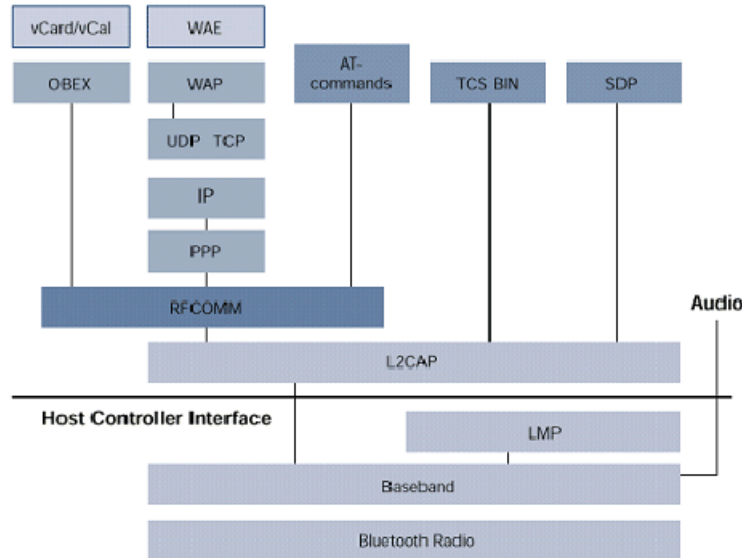


Figura 4.7: *Modelo de comunicación de Bluetooth.*[5]

La tecnología Bluetooth también trabaja con una serie de perfiles con el fin de mejorar la interoperabilidad entre los dispositivos, estos perfiles están asociados con las diferentes aplicaciones que se pueden llevar a cabo. Por ejemplo, perfil SPP define las operaciones fun-

¹²Aplicación de Puerto Serial

damentales para conectar dos dispositivos por medio de RFCOMM; este perfil se utiliza como protocolo de transporte en la comunicación serial, LAN Access Profile sirve para acceder a una red LAN. Otros de los perfiles usados por Bluetooth son: Headset Profile y Dial-up Networking Profile.[5][19]

El tipo de modulación utilizada es FHSS¹³. La transmisión y recepción de información se realiza mediante 79 canales de comunicación con un ancho de banda de 1MHz cada uno. El envío y transmisión de cada paquete se realiza con la misma secuencia de salto de frecuencia. La transmisión de datos se realiza en un corto periodo de tiempo en una frecuencia generada por un código predeterminado que se puede adaptar, de tal forma que evite las frecuencias utilizadas por otros dispositivos que interfieren en la transmisión, es por esto que la transmisión través de FHSS es muy confiable y segura, ya que la señal enviada es muy difícil de detectar.

4.4.3. Selección del módulo Bluetooth

En el mercado existen una gran variedad de módulos Bluetooth integrados para diversas aplicaciones. Algunas de las características que se encuentran en las hojas de datos de estos elementos son: la versión, clase y consumo de potencia. Uno de los parámetros más importantes para la implementación de ECG es el voltaje de polarización, ya que este es polarizado con 3 V.

A continuación, en la Tabla 4.2 se presentan las referencias y especificaciones del grupo de módulos preseleccionados. Esta tabla contiene los parámetros propios de la tecnología Bluetooth.

Referencia	Clase permitida [mW]	Versión permitida [dBm]	Rango [m]	Antena Integrada
LMX9830	2	2.0	20	No
LMX5453	2	2.0	20	No
LMX5452	2	1.2	20	No
PARANI ESD-200	2	1.2	30	Si
F2M03AC2	2	1.1	20	Si
WML-C46	2	2.0	20	Si
F2M03MLA	1,2,3	2.0	20	Si

Tabla 4.2: Módulos Bluetooth considerados
Fuentes: Hojas de datos de los módulos

Ya que el módulo Bluetooth es utilizado para la comunicación serial; el dispositivo debe tener el perfil de puerto serial. También es importante mencionar que debido a las limitaciones

¹³Frequency Hopping Spread Spectrum

de área es necesario que el módulo tenga una antena integrada; por este hecho los módulos LMX9830, LMX5453 y el LMX5452 son descartados.

En la Tabla 4.3 se presentan las características eléctricas y físicas importantes de los módulos Bluetooth.

Referencia	Vs	Is	N° de pines	Area <i>mm</i> ²
	Max. [V]	[mA]		
PARANI ESD-200	3.3	40	8	360
F2M03AC2	3.6	37	39	312
WML-C46	3.4	50	32	207.68
F2M03MLA	5.6	45	38	245.52

Tabla 4.3: Módulos Bluetooth preseleccionados
Fuentes: Hojas de datos de los módulos

Como se puede apreciar, todos los módulos se pueden polarizar con 3 V; por esto el voltaje de polarización no será un criterio de selección. De acuerdo a la siguiente tabla de pesos y a la figura de mérito, se escogió el módulo Bluetooth que resulte más adecuado para ser implementado en el WECG. Cabe anotar que es muy importante para el WECG a implementar que el módulo sea lo más sencillo posible, ya que su única aplicación es la de puerto serial. Existen muchos módulos con muchas aplicaciones como de audio, audífonos inalámbricos, periféricos para computadores, etc., que no son necesarios para la implementación. De acuerdo a esto, se coloca el criterio de número de pines, ya que es mucho más práctico utilizar un módulo con los terminales necesarios y que se adapte a los requerimientos del proyecto.

Parámetro	Peso
Area	30 %
N° Pines	30 %
Is	40 %

Tabla 4.4: Pesos para los parámetros del Módulo Bluetooth
Fuente: Autores del Proyecto

La figura de mérito es la siguiente:

$$FM = \frac{Is_b}{Is}(0,4) + \frac{Pines_b}{Pines}(0,3) + \frac{Area_b}{Area}(0,3)$$

Los valores base aparecen en la Tabla 4.5.

En la Tabla 4.6 se presentan las figuras de mérito para cada dispositivo.

Parámetro	Valor base
Area	207.68 mm ²
N° Pines	8
Is	37 mA

Tabla 4.5: Valores bases para los parámetros del Módulo Bluetooth
Fuente: Autores del Proyecto

Referencia	FM
PARANI ESD-200	0.84
F2M03AC2	0.66
WML-C46	0.67
F2M03MLA	0.64

Tabla 4.6: Figuras de Mérito para la selección del módulo Bluetooth
Fuente: Autores del Proyecto

De acuerdo a la figura de mérito, el módulo más adecuado es el PARANI ESD-200. En el siguiente capítulo se describirá su funcionamiento, forma de programación y adaptación al proyecto. La figura 4.8 muestra el módulo elegido.

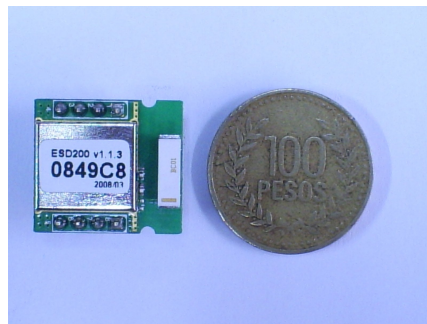


Figura 4.8: *Módulo Bluetooth seleccionado.*
Fuente: Autores del Proyecto

Capítulo 5

WECG

Son muchas las variables que se deben considerar a la hora de desarrollar hardware. Como se ha analizado anteriormente, en la selección de elementos se tienen en cuenta diversos parámetros. Para este proyecto se consideró el área, el consumo de corriente, el voltaje de polarización, el CMRR y el ruido a la entrada.

A continuación se presentará un diseño general del WECG así como su implementación con los elementos seleccionados, la programación y configuración del DSP y de módulo Bluetooth.

El nombre WECG ha sido seleccionado por el juego de palabras y el significado que de él se puede extraer, siendo Wireless ECG¹ ó Wistar ECG² las posibilidades; por estas razones el dispositivo ha sido bautizado como *WECG*.

5.1. Diseño General

Al iniciar el desarrollo y la implementación del electrocardiógrafo, era necesario tener claras las partes o etapas que lo conforman. Tales etapas son: la etapa analógica, la etapa de potencia, la etapa digital, el receptor y el software de visualización de la señal. En la etapa analógica se realiza la adquisición, amplificación y el filtrado de la señal biológica. La etapa digital está conformada por la conversión A/D, los filtros digitales y la transmisión de la señal por medio del módulo Bluetooth. En la etapa de potencia se encuentra la batería, los leds indicadores y los reguladores que fueron necesarios en el montaje.

Este diseño está dividido en dos partes; la primera de ellas es el emisor, conformado por la amplificación y filtrado³, el DSP y el módulo Bluetooth. En la figura 5.2 se muestra el diagrama de bloques de la etapa emisora.

¹ECG inalámbrico

²Por ser Wistar la raza de las ratas que utiliza el grupo de Neurociencias

³Analógico y Digital

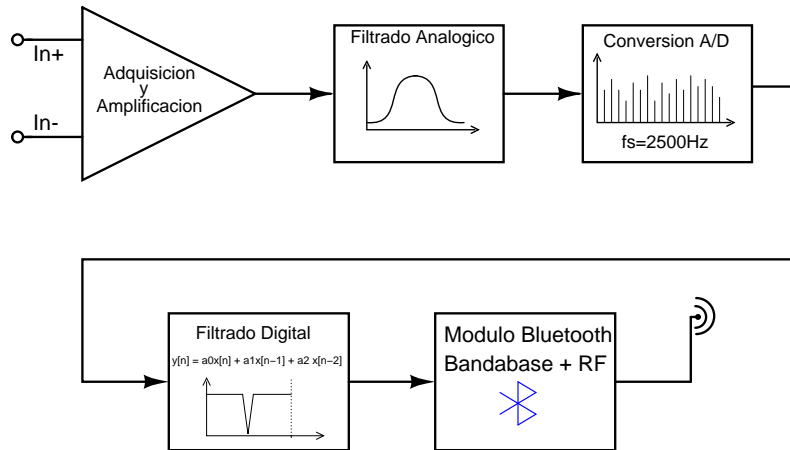


Figura 5.1: *Diagrama de bloques (Emisor)*

Fuente: Autores del Proyecto

La segunda parte es la del receptor, el cual está conformado por el adaptador USB Bluetooth, junto con el software de visualización en Labview, en éste también se ha implementado una etapa de filtrado digital. En la figura 5.2 se observa el diagrama de bloques de la etapa de recepción.

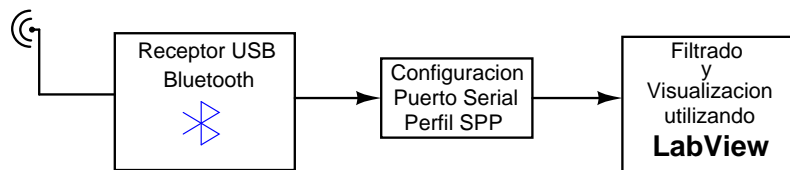


Figura 5.2: *Diagrama de bloques (Receptor)*

Fuente: Autores del Proyecto

5.2. Etapa analógica

Inicialmente, la señal de entrada es filtrada con un filtro pasa altas, para evitar que sea amplificado el offset producido debido al potencial de contacto entre el electrodo y la piel de la rata. Este es un filtro pasivo, conformado por una resistencia y un condensador para cada entrada⁴. El circuito esquemático de este filtro, se presenta en la figura 5.3.

⁴In+, In-

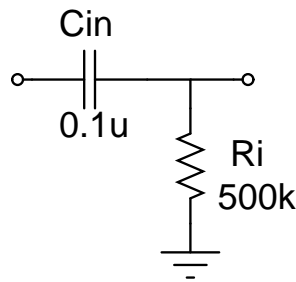


Figura 5.3: *Filtro Pasa-altas*
Fuente: Autores del Proyecto

El inconveniente en esta primera etapa se produce por el voltaje de offset generado al circular la corriente de polarización de los transistores de entrada del Amplificador de Instrumentación por las resistencias que conforman el filtro pasa altas de entrada, en las pruebas realizadas este offset resultó ser del mismo valor para cada terminal de entrada, por tal razón el AD627 lo eliminada como una señal de modo común.

Después de este filtro, la señal es amplificada por el amplificador de instrumentación AD627, el cual fue ajustado para obtener una ganancia de 1000 V/V. En el terminal Ref. del amplificador se conecta un regulador de tensión de 1.5 V, para así obtener una señal de salida con una componente de DC de 1.5 V aprox. Lo anterior es necesario, ya que el circuito es polarizado con una fuente de alimentación simple, y de esta forma se evita que se pierdan componentes negativas de la señal cardiaca.

En la etapa final de la parte analógica, se implementan la etapa de filtrado. Inicialmente había sido considerada la posibilidad de utilizar un filtro pasa bajas en cascada con un pasa altas, pero por cuestiones de reducción de tamaño y de minimización de los componentes se decidió utilizar un filtro pasa banda. Es por esto que la etapa de filtrado analógico consiste de un filtro Sallen Key pasa bandas y un filtro Thow Thomas rechaza banda⁵. El filtro pasa bandas se utiliza para tomar las frecuencias de interés, que como ya se ha mencionado, para la rata están entre 500 mHz y 500 Hz. El filtro notch tiene como finalidad, rechazar la frecuencia de 60 Hz que genera la red eléctrica. Esta señal de 60 Hz produce ruido en la señal, evitando que se logren observar las componentes deseadas.

Las figuras 5.4 y 5.5 muestran la configuración final, con los valores calculados en el capítulo 3, de la etapa de filtrado y amplificación correspondiente a la etapa analógica; en esta figura se observa también la forma de implementación de cada filtro para poder ser polarizado con alimentación simple.

⁵Descritos en el capítulo 3

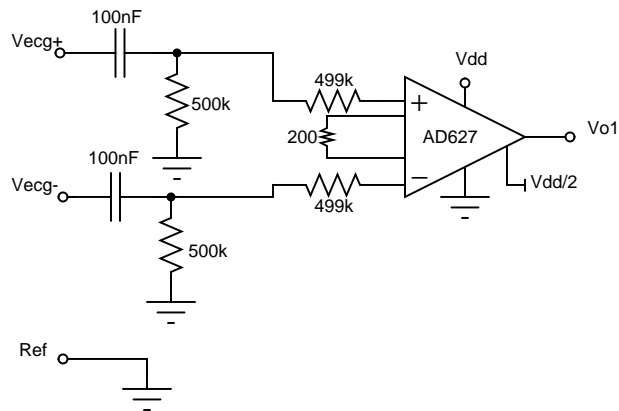


Figura 5.4: *Etapa de amplificación final*
Fuente: Autores del Proyecto

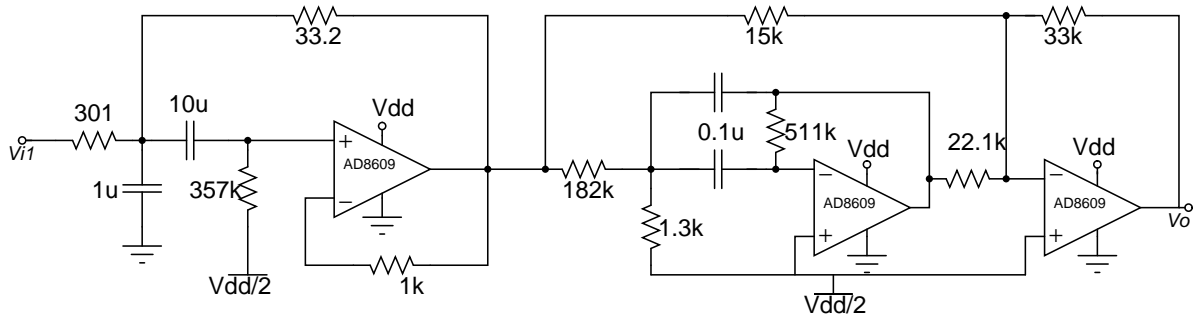


Figura 5.5: *Etapa de filtrado analógico*
Fuente: Autores del Proyecto

5.3. Etapa Digital

Es necesario realizar la conversión A/D, debido a que la señal será enviada utilizando la tecnología Bluetooth, la cual realiza transmisión de señales digitales. La etapa de filtrado digital se realiza para obtener una mejor visualización, que aunque no es necesaria para este proyecto⁶; puede tener aplicaciones futuras en humanos para detectar enfermedades cardíacas.

5.3.1. Configuración del módulo Bluetooth

Es necesario configurar algunos parámetros del módulo Bluetooth, de tal forma que exista sincronización entre el emisor y el receptor. Para realizar la configuración del módulo fue necesario implementar una tarjeta de desarrollo. En la figura 5.6 se muestra la tarjeta implementada.

⁶Ya que sólo es necesario visualizar la frecuencia cardíaca

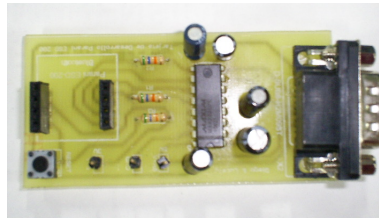


Figura 5.6: *Tarjeta de desarrollo del módulo Bluetooth*
Fuente: Autores del Proyecto

Ya que el módulo Bluetooth, funciona con lógica TTL⁷, la cual trabaja con niveles entre 0 y 3 V y éste se debe configurar por medio del cable serial con el protocolo RS-232 que utiliza niveles entre -10 y 10 V; fue necesario implementar este circuito para convertir los niveles TTL a RS-232 y viceversa, con el propósito de entablar comunicación entre el PC y el módulo para su posterior configuración. Para realizar esta conversión de protocolos, es usado el integrado MAX 232.

Cabe aclarar que el protocolo RS232 utiliza lógica inversa, es decir, el valor -10 V es interpretado como un valor alto y viceversa. En este caso, el circuito integrado MAX invierte estos valores para que no se presenten problemas con la conversión.

El software de configuración del módulo es muy sencillo. Por medio de éste se escogen los parámetros que se consideran más importantes a la hora de llevar a cabo la comunicación. Estos parámetros son: la velocidad de transmisión y el modo de operación. En la figura 5.7 se muestra la interfaz del programa de configuración.

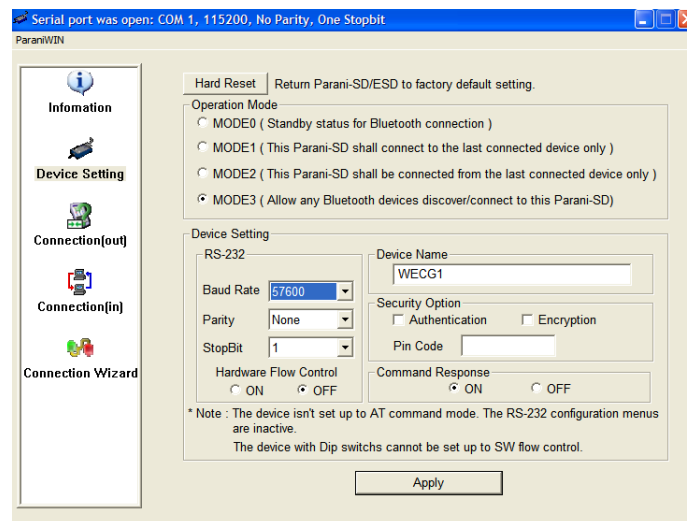


Figura 5.7: *Interfaz de configuración del Módulo Bluetooth*
Fuente: Autores del Proyecto

El modo en el cual opera el módulo el 3, ya que de esta forma, permite que cualquier

⁷Transistor-Transistor Logic

dispositivo Bluetooth cercano⁸, pueda tener comunicación con el PARANIESD-200. También se configura con una velocidad de 57600 Baudios.

5.3.2. Configuración del DSP

Para toda la configuración del Procesador de Señales se utiliza el software *CodeWarrior* y la herramienta que viene incluida en este; *Processor Expert*. Gracias a *Processor Expert*, es posible configurar los diferentes módulos incluidos en el DSP56F801, esto se realiza por medio de código embebido llamado *Beans*; la facilidad en la programación hace que sea posible una correcta y más controlada ejecución del programa cargado en el DSP. En este proyecto solo fue necesaria la configuración de 3 módulos, Conversión A/D, temporizador y comunicación serial.

Conversor Analógico Digital

Para controlar la frecuencia de muestro del conversor A/D fue necesario usar un temporizador que activara y desactivara el conversor cada cierto intervalo de tiempo; esto debido a que la mínima frecuencia de muestro del conversor A/D es de 57000Hz; esta frecuencia excede las necesidades del proyecto que es una frecuencia de muestro de mínimo 1kHz⁹. El temporizador se programa para que tenga un periodo de interrupción de 400 μ s y así obtener una frecuencia de muestro de 2.5kHz.

Aprovechando la posibilidad de programación en paralelo del DSP¹⁰, la conversión A/D junto con el temporizador que la controla son configuradas en el sector de *Eventos* y permite al sector central del programa estar pendiente de los comandos de inicio y de finalización. El mapa de memoria del DSP56F801 se observa en la figura 5.8.

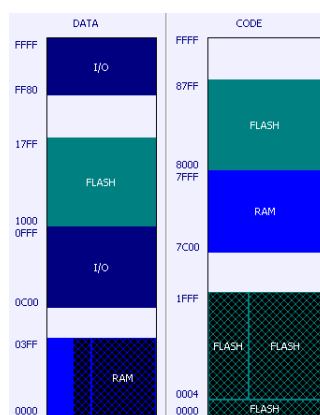


Figura 5.8: *Mapa de memoria del DSP56F801*

Fuente: Software CodeWarrior

⁸En este caso, el adaptador Bluetooth

⁹Ya que la máxima frecuencia de la señal de interés es de 500Hz

¹⁰Utilizando arquitectura Harvard

La sección *DATA* corresponde a los campos variables y la sección *CODE* corresponde al código fijo o a los campos que contienen el código fuente.

Transmisión Serial

Para la transmisión serial, simplemente se activa el *Bean* correspondiente, y se configura la velocidad de transmisión a 57600 bps, el número de bits por envío en 8 bits, sin control de paridad, sin control de flujo por Hardware y con 1 bit de parada.

De lo anterior se aprecia que sólo se pueden enviar de a 8 bits por vez, siendo la resolución del A/D de 12bits; para solucionar este inconveniente es necesario “partir” cada dato tomado por el conversor A/D en dos partes de 8 bits cada una¹¹ estos datos serán posteriormente unidos utilizando Labview.

Dentro del código principal se encuentra el control de flujo, este control es sencillo y emula un control *on off* utilizando los comandos *ini* y *fin* para tal efecto. También cuenta con un comando de identificación *IDN?* que permite en dado caso encontrar el puerto COMM en el cual se encuentra el WECG.

5.4. Consideraciones para el diseño del PCB

Para el diseño del circuito impreso se pueden tener en cuenta muchas consideraciones, principalmente con respecto al acople capacitivo entre pistas y las variaciones en la fuente de alimentación. Es por esto que la mejor técnica de diseño es separar el área del PCB en diversas zonas, de acuerdo al tipo de señal que se maneja.

Dado el pequeño tamaño del dispositivo, se decidió separar la etapa de potencia y la etapa de manejo de la señal; de esta forma, es posible minimizar el espacio ocupado por las baterías que de otra forma sería excesivo e impediría implementar un electrocardiógrafo lo suficientemente pequeño para la rata Wistar.

En la etapa de manejo de la señal, dado que el Circuito Impreso se hace con tecnología de doble cara, la etapa analógica y la etapa digital son separadas cada una en una cara; además, la alimentación está separada por un Inductor de baja resistencia interna para evitar que la conmutación digital genere ruido en la etapa analógica como se aprecia mejor en la figura 5.9.

¹¹Esto se hace asumiendo que el dato de 12 bits es un dato de 16 bits con los cuatro bits más significativos en 0

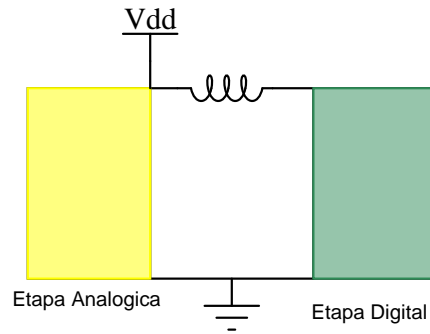


Figura 5.9: *Desacople entre las etapas analógica y digital*
Fuente: Autores del Proyecto

Otra consideración importante está relacionada la fluctuación de la fuente de alimentación; ya que cualquier tipo de fuente tiene variaciones en el voltaje entregado, estas afectan el desempeño de los circuitos integrados, para minimizar este fenómeno se utilizan capacitores electrolíticos de *Bypass* entre el pin de alimentación del circuito integrado y tierra.

Después de tomar en cuenta estas consideraciones se diseña el circuito impreso, la figura 5.10 muestra la capa superior de la tarjeta de adquisición de la señal, la figura 5.11 muestra la capa inferior de la tarjeta de adquisición.

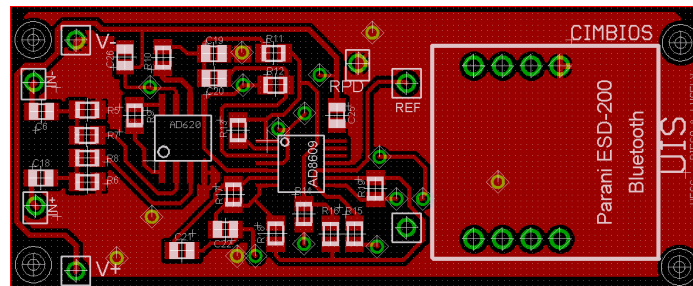


Figura 5.10: *Carpa superior del PCB, etapa de adquisición de la Señal*
Fuente: Autores del Proyecto

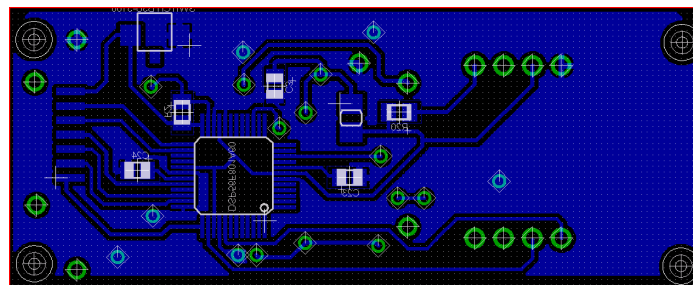


Figura 5.11: *Carpa inferior del PCB, etapa de adquisición de la Señal*
Fuente: Autores del Proyecto

La figura 5.12 muestra la capa superior de la etapa de potencia y la figura 5.13 muestra la capa inferior. Nótese que en ambas etapas se utilizaron ambas caras con el fin de minimizar el tamaño del dispositivo final.

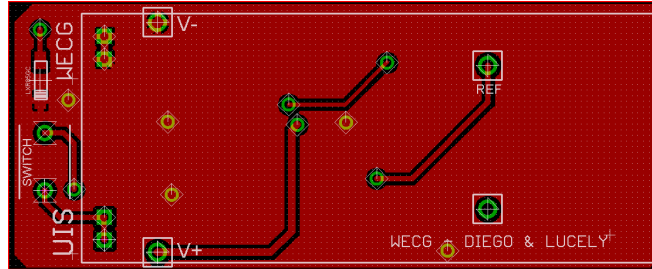


Figura 5.12: *Cara superior del PCB, etapa de potencia*
Fuente: Autores del Proyecto

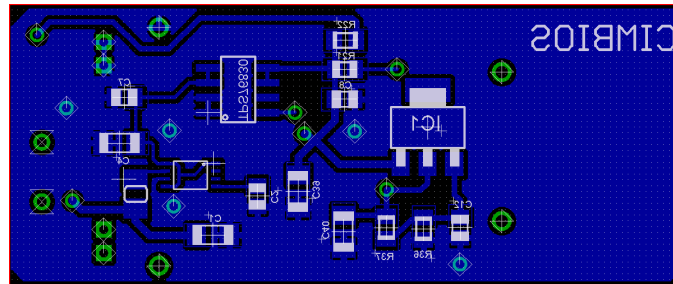


Figura 5.13: *Cara inferior del PCB, etapa de Potencia*
Fuente: Autores del Proyecto

5.5. Visualización de la señal cardiaca

En la figura 5.14 se puede apreciar el adaptador Bluetooth MSI, utilizado en la recepción de la señal.



Figura 5.14: *Adaptador Bluetooth*
Fuente: Autores del Proyecto

Este adaptador recibe la señal cardiaca que luego será adecuada para su visualización.

El programa usado para visualizar la señal es Labview en donde se utilizará el estándar API¹² VISA. Por medio de *VISA* se pueden realizar funciones como la configuración de puertos, leer o escribir en el puerto, entre otras tareas que tengan que ver con la comunicación con dispositivos[24].

Después de abrir la sesión de *VISA* se debe configurar el puerto serial, el cual deberá estar sincronizado con el emisor. Los parámetros que se especifican son: la velocidad de transmisión, si existe o no paridad, el control de flujo, el bit de parada y deberá ser seleccionado el puerto *COMM* por el que la comunicación será establecida.

Al configurar el puerto, se debe dar la orden de inicio de la comunicación; esto se hace mediante la función *VISA Write*; su tarea es escribir en el puerto el comando de inicio *ini*; de esta forma el DSP se activa y comienza a enviar la información. También es necesario utilizar *VISA read* para que los datos recibidos, sean leídos y adecuados, obteniendo así una correcta representación de los mismos.

Ya que el convertor A/D implementado en el DSP, tiene una resolución de 12 bits; y por medio del puerto serial sólo se puede transmitir información en paquetes de 8 bits; es necesario realizar en Labview un tratamiento a éstos datos, de tal forma que se unan en paquetes de 2 bytes a medida que van llegando. En la figura 5.15, se muestran los íconos encargados de solucionar dicho problema.

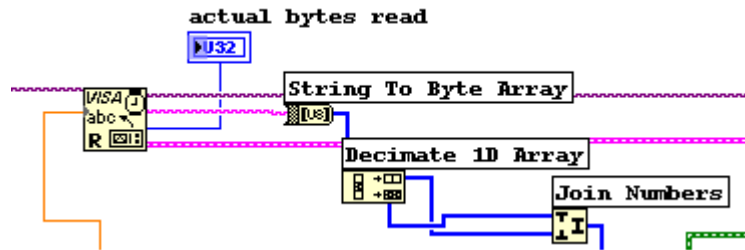


Figura 5.15: *Bloques para empaquetar los datos de 8 a 16 bits*
Fuente: Autores del Proyecto

A medida que los datos son recibidos, se recopilan en un vector por medio de la función *String to Byte Array*. Los elementos de este vector están formados por 8 bits cada uno, los cuales son separados en dos arrays por medio de la función *Decimate 1D Array*. El primer vector contiene los elementos pares y el segundo, los impares. Por medio del ícono *Join Numbers*, estos vectores son unidos elemento a elemento, para de esta forma obtener un vector con los elementos de 16 bits deseados.

Luego de obtener los elementos en paquetes de 2 bytes, se realizará la conversión D/A¹³, con la función *DWDT Digital to Analog*. Al terminar esta etapa, la información será filtrada por medio de las funciones de filtros Butterworth pasa-altas, pasa-bajas y rechaza bandas. La

¹²Application Programming Interface

¹³Digital to Analog

figura 5.16 muestra la etapa de filtrado elaborada en el programa.

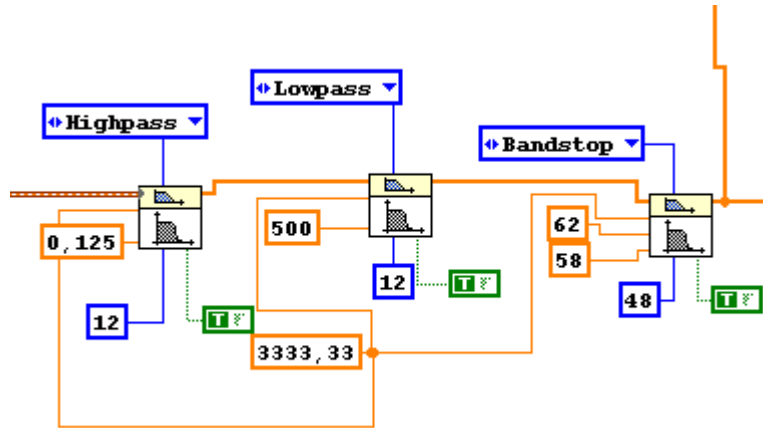


Figura 5.16: *Filtros en Labview*

Fuente: Autores del Proyecto

Los filtros pasa altas y pasa bajas, son de orden 12 y tienen una frecuencia de corte de 0.125 y 500 Hz, respectivamente. El filtro rechaza banda es de orden 48, con un rango de frecuencias entre 58 y 62 Hz. Esta etapa de filtrado fue implementada con el fin de obtener una mejor forma de onda para realizar un mejor estudio a la señal cardiaca.

Capítulo 6

Análisis de resultados

En el capítulo anterior, fueron presentados los elementos utilizados en la elaboración del WECG; así como las etapas que conforman el software de visualización. Después de realizar las pruebas pertinentes a cada etapa y alcanzar un desempeño adecuado se implementó el dispositivo final.

En este capítulo se presentarán los resultados obtenidos con el WECG y serán realizados los análisis correspondientes, etapa por etapa; además, se concluirá sobre el trabajo realizado y se harán recomendaciones para próximas optimizaciones.

6.1. Etapa analógica

Inicialmente se realizaron pruebas al amplificador de instrumentación y a la etapa de filtrado analógico, utilizando una onda senoidal. La figura 6.1 muestra las señales obtenidas con el osciloscopio.

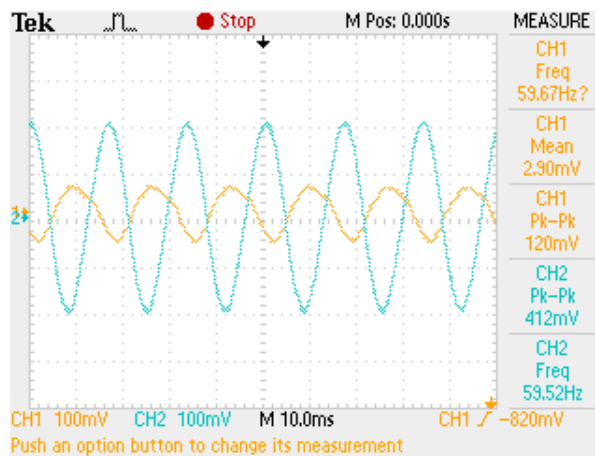


Figura 6.1: *Señal obtenida con el filtro rechaza banda*
Fuente: Autores del Proyecto

La onda de color azul es la señal de entrada al filtro Notch y la de color amarillo es la salida. La señal de entrada tiene una amplitud de 412 mV p-p y la salida tiene una amplitud de 120 mV p-p; esto quiere decir que el filtro rechazabanda atenúa la señal de 60 Hz, con una ganancia de 0.29 V/V.

A continuación las figuras 6.2 y 6.3 muestran el espectro en frecuencia de la señal cardiaca obtenida, utilizando filtro notch y sin utilizarlo. Esta prueba fue realizada en humanos.

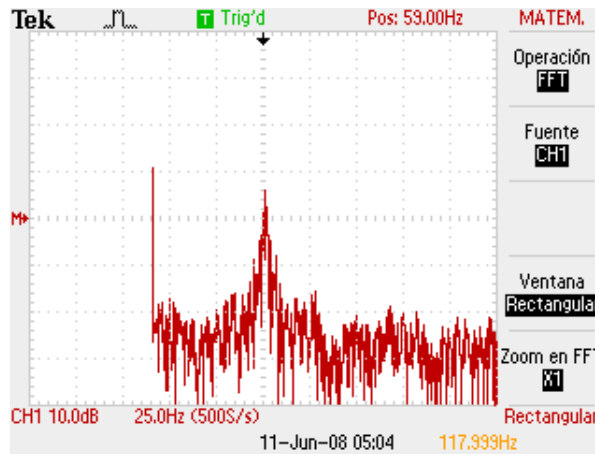


Figura 6.2: *Espectro utilizando filtro Notch*
Fuente: Autores del Proyecto

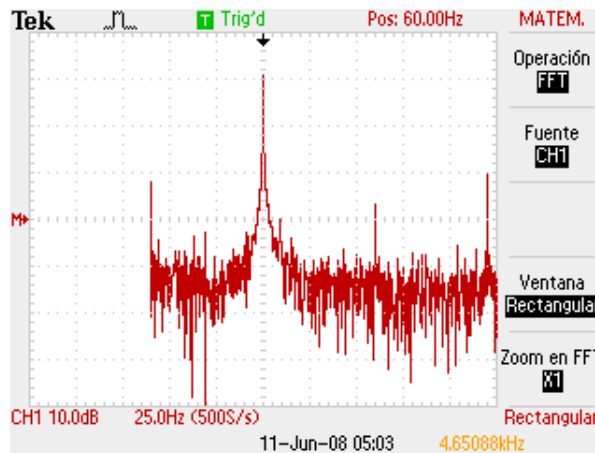


Figura 6.3: *Espectro sin utilizar filtro Notch*
Fuente: Autores del Proyecto

Como se observa en la figura 6.3, la componente de 60 Hz tiene una amplitud apreciable, incluso su primer armónico de 120 Hz. De esto se puede concluir que la implementación del filtro rechaza banda es muy importante para no obtener una señal indeseada.

La figura 6.4, muestra el espectro en frecuencias obtenido con el filtro pasa banda.

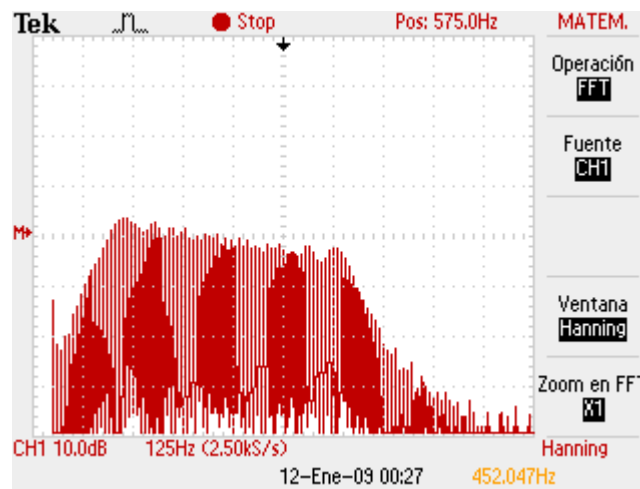


Figura 6.4: *Espectro en frecuencias obtenido con el filtro Pasabanda*
Fuente: Autores del Proyecto

Esta respuesta en frecuencia, se obtuvo realizando un barrido en frecuencias con un generador de señales y utilizando la función FFT del osciloscopio digital.

En la figura 6.5, se muestra la atenuación que se obtiene para una señal de entrada de 3.4 kHz.

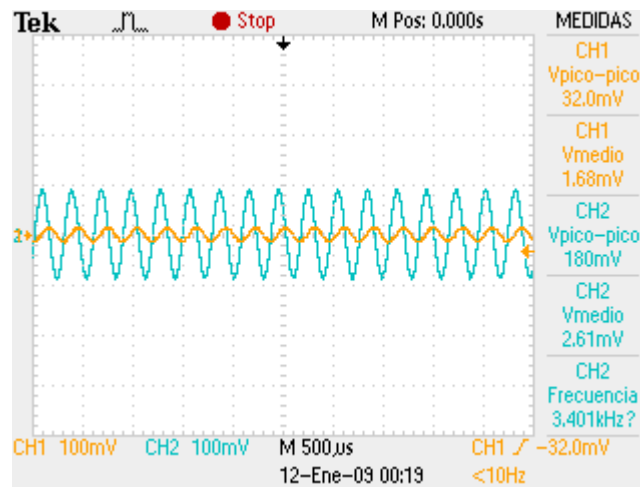


Figura 6.5: *Filtro Pasabanda con señal de entrada de 3.4 kHz*
Fuente: Autores del Proyecto

La ganancia del filtro para altas frecuencias, es de aproximadamente 0.2 V/V. El desempeño de el filtro pasabandas es bueno, ya que se logran rechazar, frecuencias altas que podrían generar ruido en la señal. Este comportamiento es favorable, ya que el filtro cumple su función correctamente, y como se ha mencionado en capítulos anteriores; las etapas de filtrado son muy importantes, en lo que a la visualización se refieren.

El circuito implementado con el amplificador de instrumentación, los filtros pasabanda

y rechazabanda, fue probado con la señal electrocardiográfica de humanos, obteniendo el resultado que se muestra en la figura 6.6.

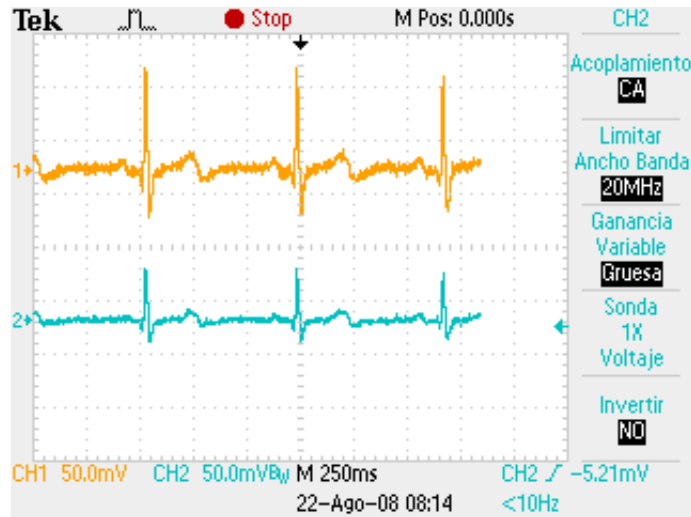


Figura 6.6: *Señal obtenida con el ECG (Parte analógica)*

Fuente: Autores del Proyecto

La señal de color amarillo, está medida en la salida del amplificador de instrumentación. La onda de color azul es la salida después de la etapa del filtrado. De esta gráfica se puede concluir que los filtros atenúan la señal en un 30 % aproximadamente, pero realizan un filtrado adecuado para esta aplicación. Los resultados obtenidos en esta prueba son satisfactorios. Ahora bien; esta señal debe ser digitalizada y transmitida, para por último ser visualizada.

Etapa de Potencia Versión 1

La etapa de potencia fue diseñada teniendo en cuenta el consumo de corriente típico de cada uno de los elementos activos que forman parte del electrocardiógrafo. En la tabla 6.1, se presenta dicho consumo de corriente.

Elemento	Consumo de Corriente [mA]
AD627	85 μA
AD8609	50 μA
DSP 56F801	102 mA
PARANI ESD-200	40 mA
L6920DB	12 μA
TLV1117	5 mA
TPS76830	85 μA

Tabla 6.1: Consumo de corriente de los elementos del WECG
Fuente: Hojas de datos de los elementos

De la tabla 6.1, se obtiene que el consumo de corriente total aproximado es de 147.3 mA . Con base en el cálculo anterior, se escogió la batería CR2032, la cual tiene una capacidad de 220 mA . La selección de la batería, fue hecha, bajo la suposición de que ésta duraría una hora y media aproximadamente, ya que, de acuerdo a su capacidad, podría entregar 220 mA/h . En este caso particular; la batería suministraría 147.3 mA .

Es importante mencionar que el valor de corriente de polarización del DSP, es medido con todos los módulos¹ activados y todos los puertos configurados como entradas. Esto quiere decir que el DSP consume esta corriente trabajando al máximo. En este caso, solo se utiliza un conversor A/D y se implementa el filtrado digital.

El objetivo de trabajar con una batería tipo moneda, era reducir tanto el espacio, como el peso del electrocardiógrafo. La figura 6.7 muestra la etapa de potencia que fue diseñada inicialmente.

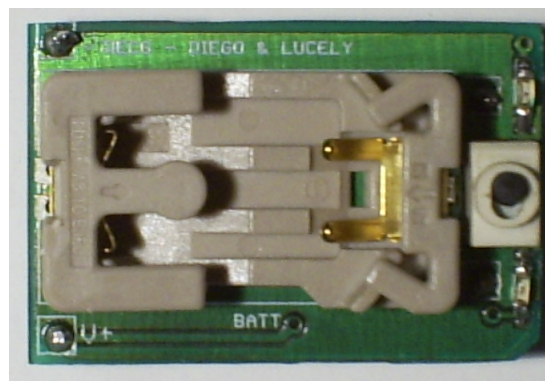


Figura 6.7: *Etapa de Potencia con batería tipo moneda*
Fuente: Autores del Proyecto

Al realizar las pruebas con la batería tipo moneda, se obtuvieron resultados desfavorables, ya que al colocarle la carga a la etapa de potencia, el circuito no funcionaba. La batería no

¹Periféricos

estaba entregando la corriente necesaria. La que estaba consumiendo el electrocardiógrafo, medida con un multímetro digital es de 100 mA aproximadamente.

Después de consultar en diversas fuentes [7][8]; se encontró que el parámetro que se debe tener en cuenta al escoger una batería, es la corriente de descarga de la misma; dicho de otra forma, la corriente que entrega la batería. Por ejemplo, si una batería tiene una capacidad de 500 mA/h medidos en un tiempo de 10 horas; significa que la batería entrega 50 mA por un tiempo de 10 horas. Si esta batería, tuviera que entregar más de 50 mA, su capacidad se vería disminuída.

La hoja de datos de la batería AAA Energizer, presenta la gráfica que se muestra a continuación, en la figura 6.8 .

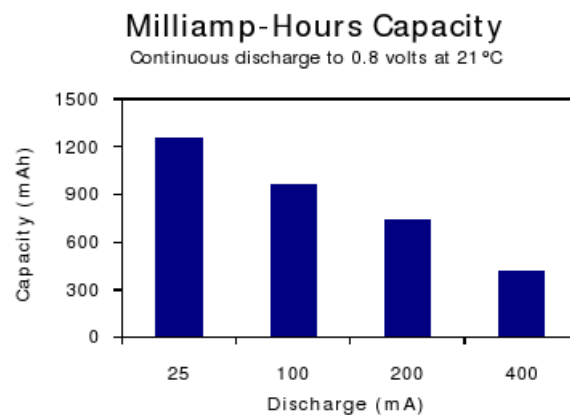


Figura 6.8: *Capacidad [mAh] vs Corriente de Descarga [mA]*.

Fuente: Hoja de datos de la batería AAA Energizer

En el esquema, se puede observar, que a medida que la corriente de descarga aumenta, su capacidad disminuye. De la misma forma el tiempo de descarga de la batería, decrece conforme lo hace la capacidad.

De acuerdo a las pruebas realizadas, se pudo constatar que la batería tipo moneda CR2032 estaba entregando aproximadamente 40 mA; con esto queda claro por qué no lograba alimentar correctamente al circuito.

Etapa de Potencia Versión 2

Debido a que el primer intento de etapa de potencia no funcionó, fue necesario rediseñarla, para lograr alimentar el dispositivo correctamente.

En la etapa de potencia final se utilizaron dos baterías AAA, con una capacidad de corriente de 1350 mA/h. Estas baterías tienen una corriente de descarga de 80 mA, lo cual es suficiente² para alimentar al WECG. Debido a que las baterías AAA tienen un voltaje de 1.2

²Con dos baterías

V cada una, es necesario utilizar un elevador de tensión para que la salida de la etapa de potencia sea de 3.3 V fijos.

Con la nueva etapa de potencia, se obtuvieron resultados exitosos. El peso total del dispositivo es de 25 g; éste es fácil de portar por una rata. Aunque no se logró lo esperado con la batería tipo moneda, fue posible implementar otra etapa de potencia con la cual se obtuvo un buen desempeño.

6.2. Análisis del desempeño del dispositivo.

La figura 6.9 muestra el dispositivo final.

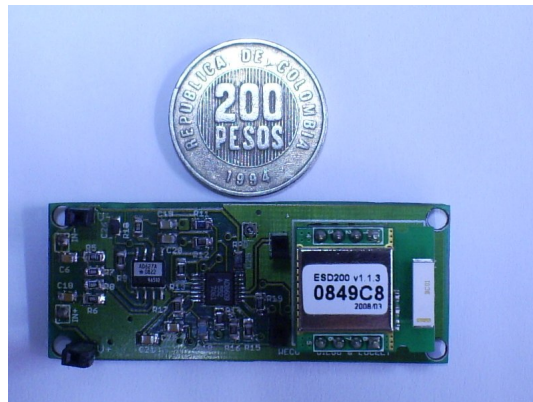


Figura 6.9: *Wireless ECG*
Fuente: Autores del Proyecto

Sus dimensiones son 6.5 cm de largo y 2.3 cm de ancho, con estos valores, se obtiene un área superficial de 15 cm². aproximadamente y un peso de 25 g.

La señal electrocardiográfica obtenida en el programa de visualización en Labview, se muestra en la figura 6.10.



Figura 6.10: *Electrocardiograma de humanos sin filtrado en el software*
Fuente: Autores del Proyecto

Esta señal es la salida sin implementar la etapa de filtrado en el software.

La figura 6.11 muestra la onda de salida con la implementación de los filtros en Labview.



Figura 6.11: *Electrocardiograma de humanos sin filtrado en el software*
Fuente: Autores del Proyecto

El complejo QRS de la forma de onda obtenida, se ve bien definido. Todavía no ha sido

adecuada la amplitud de la señal para que esta se logre apreciar entre 0 y 3 V. Los resultados anteriores son exitosos; ya que se obtiene un electrocardiograma, en el que aparte de mostrar el complejo QRS satisfactoriamente; se puede detallar la onda T. Cabe anotar que el filtrado que se realizó en Labview, proporciona los resultados esperados.

Las señales que se mostraron en las figuras 6.10 y 6.11, fueron tomadas en humanos.

Finalmente se realizan las pruebas definitivas en la rata Wistar. Las pruebas se realizan con animales anestesiados debido a que estos solo pueden ser manipulados por personal entrenado, la configuración de electrodos para la toma de las pruebas se muestra en la figura 6.12, el tamaño del dispositivo comparado con la rata wistar se observa en la figura 6.13.

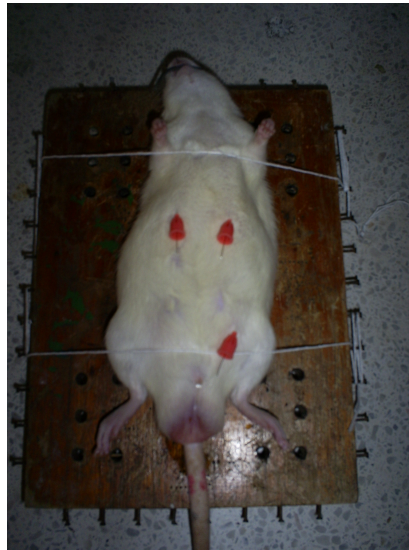


Figura 6.12: *Configuración de electrodos de prueba en la rata Wistar.*

Fuente: Autores del Proyecto

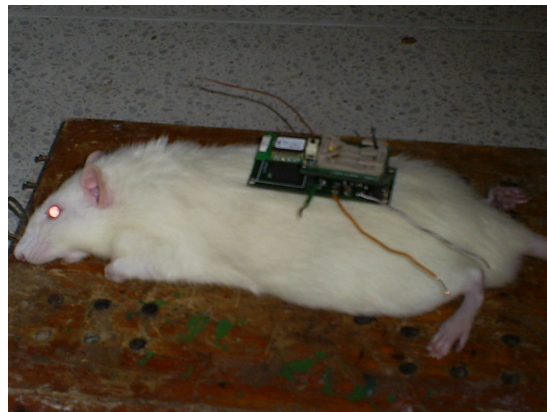


Figura 6.13: *WECG sobre la rata Wistar.*

Fuente: Autores del Proyecto

En la figura 6.14 , se muestra el electrocardiograma obtenido, medido en la rata Wistar.

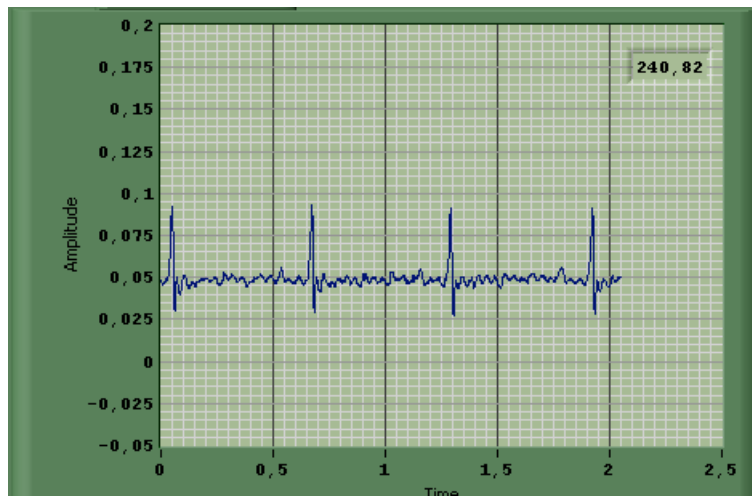


Figura 6.14: *Electrocardiograma tomado de la rata Wistar*
Fuente: Autores del Proyecto

6.3. Observaciones y Conclusiones.

En la adaptación del sistema para la adecuada adquisición de la señal biológica, es necesario realizar las pruebas experimentales por etapas; también se debe tener certeza del correcto funcionamiento de los elementos utilizados. El amplificador de instrumentación, los reguladores de tensión, los filtros pasabanda y rechazabanda, fueron parte de los elementos y etapas probadas independientemente. Es importante tener claro que del correcto funcionamiento de los elementos y etapas, depende el resultado obtenido a nivel global.

El hecho de tener en cuenta el consumo de corriente de todos los elementos activos que se utilizan al implementar cualquier tipo de hardware, es muy importante; así como tener claro cual batería se va a usar y cual es la corriente que realmente suministra. A la hora de implementar dispositivos que requieran tener un área mínima, es necesario que la potencia consumida sea lo más pequeña posible. Por medio de la implementación de este proyecto se pudo constatar que entre mayor corriente consume el circuito, más grande será la etapa de potencia³. Si dentro de la selección de elementos, existen algunos que consuman demasiada corriente, es conveniente volver a realizar esta selección, para evitar inconvenientes futuros. Para dispositivos que no tengan restricciones en cuanto al área, también debe realizarse un estudio del consumo de potencia, para de esta forma no exagerar y utilizar una batería demasiado grande que no sea necesaria en la aplicación. De esta manera, es posible realizar el diseño de cualquier tipo de dispositivo de una forma más óptima.

La implementación de un filtro pasa-altas en la entrada del circuito resulta ser de mucha importancia al realizar mediciones de señales biológicas. El potencial de contacto que se genera entre la piel y el electrodo, debe ser controlado, para que no se afecten las mediciones finales. Este voltaje de offset, al ser amplificado, podría ser tan grande hasta el punto de que la salida se vea totalmente saturada. Es por esto que se debe filtrar esta señal de DC, para que no se generen problemas con la onda de salida que se desea obtener.

El WECG implementado, es un proyecto de adaptación de tecnología. Gracias a los avances en el área de la electrónica y de las comunicaciones, se puede llegar a desarrollar este tipo de proyectos. Un electrocardiógrafo inalámbrico, con un buen desempeño, puede ser de mucha utilidad; por ejemplo, en los estudios para los cuales se llevo a cabo este proyecto⁴. También sería muy aprovechado en estudios realizados con humanos como en la detección de enfermedades del corazón, así como en pacientes que tengan diagnosticado algún tipo de patología, y deban monitorear su señal cardiaca frecuentemente. Queda entonces abierto el reto de optimizar el WECG, para lograr obtener una señal mejor definida, un dispositivo con

³La batería

⁴Análisis del comportamiento de ratas

un menor consumo de potencia; por tanto, una etapa de potencia más pequeña e intentar realizar todas las mejoras que se consideren necesarias.

En cuanto a la conversión A/D, la importancia del criterio de Nyquist se confirma; ya que al muestrear la señal, con una frecuencia muy pequeña se pueden obtener señales como la onda mostrada en la figura 6.15.

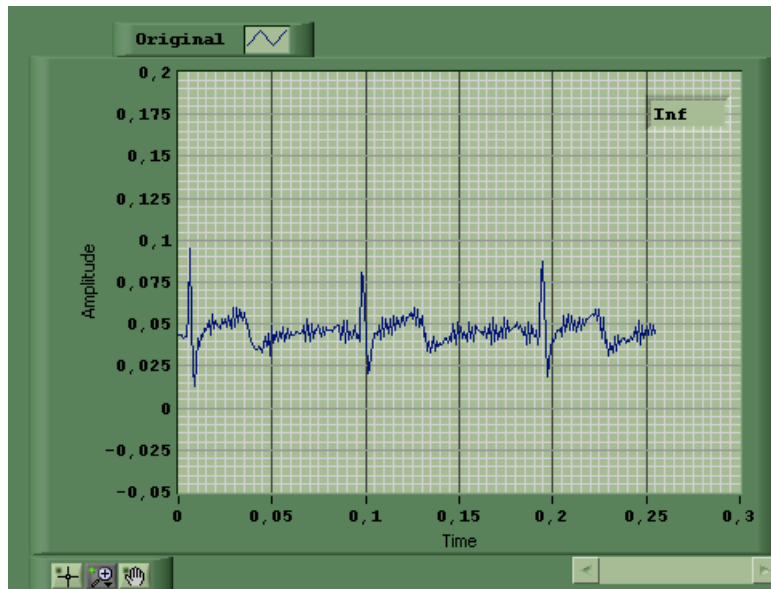


Figura 6.15: *Electrocardiograma de humanos sin filtrado en el software*

Fuente: Autores del Proyecto

La señal adquirida con pruebas realizadas en humanos; fue muestreada con una frecuencia de 200 Hz. Esta frecuencia es aproximadamente 2 veces el ancho de banda de la señal cardiaca. Como se puede observar, en las ondas P y T de la señal, se presentan componentes indeseadas; además, el complejo QRS tiene variaciones de amplitud, en los diferentes ciclos.

Con este análisis, se puede constatar, que la frecuencia de muestreo de una señal; debería ser, preferiblemente mayor que la frecuencia máxima de la misma.

La tecnología Bluetooth, por su fácil adaptabilidad y bajo costo permite convertir casi cualquier equipo de medición que utilice el protocolo RS-232 para la transmisión de datos, en un equipo inalámbrico. El módulo Parani-ESD200 permite hacer esta conversión de manera transparente y efectiva.

El hecho de realizar estudios teóricos, antes de llevarlos a la práctica, es de suma importancia, ya que a partir de éstos, se pueden realizar los correspondientes análisis a las diferentes etapas. De esta forma se logra saber a que resultados se debe llegar, cuales serían las posibles causas de error y las posibles soluciones a los diferentes problemas presentados.

6.4. Recomendaciones para futuras optimizaciones.

De acuerdo a las investigaciones realizadas sobre el suministro de corriente y la capacidad de las baterías en general; es importante cerciorarse de manera experimental, cual es la corriente que en realidad puede entregar la batería con la carga conectada. Para realizar una optimización de la etapa de potencia, primero es recomendable conocer cuales baterías están disponibles en el mercado, su tamaño y capacidad; para tener una referencia, con respecto al consumo de potencia y área dentro del circuito. Después de esto, se puede realizar una mejor selección de los elementos teniendo en cuenta los parámetros que se consideren más importantes.

El consumo de potencia en el Procesador de Señales Digitales resultó ser mayor de lo conveniente, en futuras aplicaciones sería conveniente utilizar otro tipo de dispositivo como un microcontrolador de menor consumo de potencia. La etapa de filtrado digital, aunque es de gran ayuda, su implementación no es necesaria en la etapa del emisor, el mismo software de visualización puede ejecutar esta tarea con un mejor desempeño.

Ya que la tecnología Bluetooth está adaptada en la mayoría de sistemas móviles (Celulares, PDA, Computadores Portátiles), sería conveniente la programación de la etapa de visualización utilizando J2ME(Java to mobile). Las aplicaciones en JAVA junto con Bluetooth permitirían la utilización de un electrocardiógrafo en casi cualquier lado.

Bibliografía

- [1] [Internet]. Visite: <http://www.wikipedia.org>
- [2] [Internet]. Visite: <http://zone.ni.com>
- [3] [Internet]. Visite: <http://www.mobileinfo.com/>
- [4] [Internet]. Visite: <http://www.vias.org>
- [5] [Internet]. Visite: <http://www.bluetooth.com>
- [6] [Internet]. Visite: <http://www.nucleusinc.com>
- [7] [Internet]. Visite: <http://energicentro.blogspot.com>
- [8] [Internet]. Visite: <http://www.enersystem.com>
- [9] *Analysis of the Sallen-Key Architecture*, Texas Instrument Application Report SLOA024B. Septiembre 2002.
- [10] Adel Sedra, Kenneth Smith, *Circuitos Microelectrónicos*. Oxford University Press 2000.
- [11] Ferrero C. José, *Bioelectrónica Señales Bioeléctricas*. Universidad Politécnica de Valencia 2006.
- [12] George B., Travis W., *Principios de Electrocardiografía*. Ediciones El Ateneo 1964.
- [13] Malcolm S. Gordon, *Fisiología animal, principios y adaptaciones*. Tercera Impresión 1984.
- [14] Jules C., *Electrocardiografía, curso de enseñanza programada*. Ed. Salvat 1976.
- [15] Richard W. Hill, Gordon A. Wyse, Margaret Anderson. *Fisiología Animal*. Ed. Médica Panamericana 2006.
- [16] Analog Devices, *A Designer's guide to Instrumentation Amplifiers*. Analog Devices 2004
- [17] Oppenheim Alan, Schafer Ronald. *Discrete-Time Signal Processing*. Segunda Edición. Prentice Hall, 1999.

-
- [18] Moyano Drake, José María, *Instrumentación electrónica de comunicaciones, El amplificador de Instrumentación*. Escuela superior de Ingenieros Industriales y de Telecomunicaciones, Universidad de Cantabria 2005.
- [19] Brent A. Miller., Chatschik Bisdikian., *Bluetooth Revealed, The Insider's Guide to an Open Specification for Global Wireless Communications*. Prentice Hall PTR 2001.
- [20] Company-Bosch Enrique. Hartman Eckart, *ECG Front-End design is Simplified with MicroConverters*. Analog Devices, Analog Dialogue 37-11, Noviembre 2003.
- [21] Hilburn John, Johnson David, *Manual of Active Filter Design*. Departament of Electrical Engineering, Louisiana State University, McGraw-Hill, 1973.
- [22] Rodrigo Huerta Cortés, Alejandro Herrera, *Lectura 1, Introducción a los DSPs*. Departamento de Electrónica, Universidad Técnica Federico Santa María, Valparaíso, 23 de Febrero del 2004.
- [23] Jordi Salazar *Procesadores Digitales de señal, Arquitectura y criterios de selección*. Departamento de Ingeniería Electrónica, Centro de Sistemas y Sensores Electrónicos, Universidad Politécnica de Cataluña.
- [24] National Instruments Corporation *Labview, User Manual*. January 1998 Edition.
- [25] Motorola *Hoja de datos del DSP 56F801*.
- [26] Ogata Katsuhiko, *Ingeniería de control moderna*. Tercera Edición, Pearson Educación, 1998.
- [27] Razavi Behzad, *Design of analog CMOS integrated circuits*. McGraw - Hill, University of California, Los Angeles 2001.
- [28] Sheno, B. A *Introduction to Digital Signal Processing and Filter design* Wiley, 2006.

Anexo A

Manual de Usuario

El presente manual se elabora con la intención de que el usuario final opere de forma correcta el equipo diseñado permitiendo obtener una señal electrocardiográfica óptima.

NOTAS Y PRECAUCIONES



NOTA: Una NOTA indica información importante que le ayudará a hacer un mejor uso del dispositivo.



PRECAUCION: Una PRECAUCIÓN indica la posibilidad de daño en el equipo.

CONTENIDO

- A.1 Descripción General.
- A.2 Descripción Funcional.
- A.3 Requerimientos.
- A.4 Guía de Manejo.
- A.5 Características Técnicas.
- A.6 Contacto.

DESCRIPCIÓN GENERAL:

El electrocardiógrafo inalámbrico **WECG** ha sido diseñado pensando en la adquisición de la señal cardiaca de la rata Wistar, su reducido tamaño y peso lo convierten en una herramienta ideal para tal fin.

El **WECG** es un electrocardiógrafo de canal simple que utiliza tres puntas de prueba. Utiliza la tecnología Bluetooth para la transmisión inalámbrica de los datos, permitiendo observar en tiempo real los eventos relacionados a la variación de la frecuencia cardiaca del objeto de prueba.

La visualización de la señal cardiaca adquirida se realiza por medio de un software especializado que debe ser instalado y configurado antes de iniciar la toma de datos.

DESCRIPCIÓN FUNCIONAL:

En la figura A.1 se ilustra la ubicación de las partes del equipo a las cuales tiene acceso el usuario.

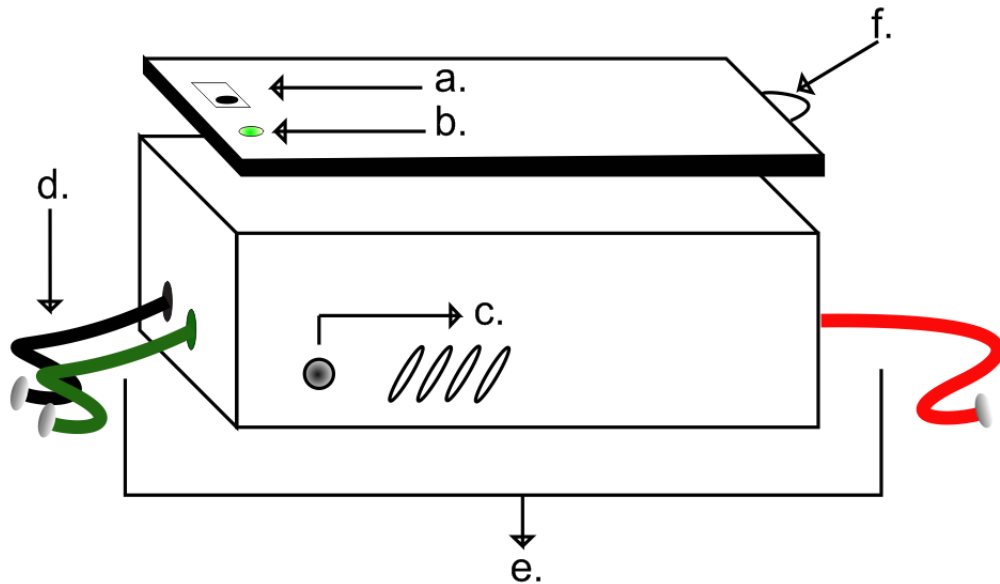


Figura A.1: *Esquema de la parte exterior del módulo WECG*

Fuente: Autores del Proyecto

En donde:

- a. Control de Encendido / Apagado.
- b. Led indicador de encendido.
- c. Reset
- d. Sonda de referencia (Negro).
- e. Sondas de Derivación (Rojo y Verde)
- f. Tapa para cambio de baterías.

a. Control de Encendido / Apagado: Este control se encarga de activar el módulo emisor **WECG**.



NOTA: Al encender el módulo emisor los datos no se enviarán automáticamente al computador, el control de toma de datos es controlado desde el software **WECG16bits**.



PRECAUCION: Asegurarse que el módulo se encuentre apagado cuando no esté en uso, así no se envíen datos está consumiendo potencia.

b. Led indicador de encendido: Se enciende si el **WECG** se encuentra encendido, de lo contrario se encuentra apagado.

c. Reset: Reinicializa el envío de datos al sistema, este botón debe usarse cuando existan fallas en la conexión o hayan pérdidas de datos que alteran la señal observada.

d - e. Sondas: Las sondas deben ser conectadas de acuerdo a la derivación deseada, la sonda negra corresponde a la referencia; la sonda roja corresponde a la entrada negativa y la verde a la positiva.



NOTA: Para un correcto uso de las puntas de prueba, es recomendada la utilización de electrodos subcutáneos que se encuentren lo mas fijos posibles a la rata.

f. Tapa para cambio de baterías: Una tapa a presión que deberá ser retirada para realizar el cambio de baterías.



NOTA: Deben ser utilizadas 2 baterías AAA, se recomiendan baterías recargables de Niquel-Hidruro de Metal (NiMH) con capacidad de corriente de más de 900mAh.



PRECAUCION: Asegurarse que el módulo se encuentre apagado antes de realizar el cambio de baterías.



PRECAUCION: El módulo emisor posee elementos electrónicos delicados, extremar cuidados al realizar la operación de cambio de baterías.

REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA:

- Procesador Pentium IV ó similar.
- RAM mínima 256 MB.
- Sistema Operativo Windows XP.
- Software LabView 8.0 versión estudiantil.
- Adaptador USB Bluetooth ó similar.

GUÍA DE MANEJO:



PRECAUCION: *El adaptador Bluetooth debe ser configurado correctamente para el buen funcionamiento del dispositivo, por favor referirse al manual de usuario del Adaptador que se posea.*

Antes de comenzar a trabajar con el software **WECG16bits** es necesaria la configuración del Adaptador Bluetooth. Como cada adaptador es diferente no es presentada en este manual ninguna configuración específica, pero si se hacen las siguientes recomendaciones.

- El Adaptador Bluetooth debe tener compatibilidad con el perfil SPP (Perfil de puerto serial).
- Cuando se ponga en funcionamiento el Adaptador, este deberá reconocer automáticamente al módulo **WECG**.
- Una vez haya reconocido el módulo **WECG** manualmente deberá iniciarse la conexión de éste.
- Verificar en la conexión del Adaptador el puerto COMM virtual al que se ha conectado el módulo.

A continuación se presenta la guía para el manejo del software de visualización **WECG16bits**, en la figura A.2 se muestra el panel frontal de control y adquisición.

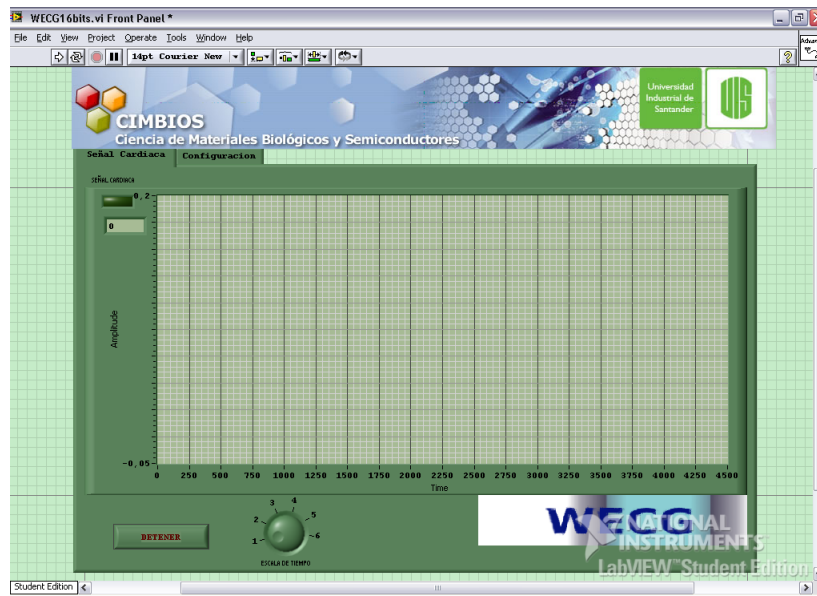


Figura A.2: *Panel frontal de control y adquisición WECG16bits.*
Fuente: Autores del Proyecto

Antes de iniciar con la toma de datos es necesario configurar el puerto de recepción. Para tal objeto debe hacerse click en la pestaña *configuración* que se observa en la figura A.3.



Figura A.3: *Configuración del programa WECG16bits.*
Fuente: Autores del Proyecto

De acuerdo a la configuración del Adaptador USB Bluetooth, debe seleccionarse el puerto COMM correspondiente. Una vez se ha seleccionado correctamente el puerto debe volverse a la pantalla principal *Señal Cardiaca*.

Para iniciar la toma de datos debe hacerse clic en la flecha blanca ubicada en la parte superior de la pantalla; esta se observa en la figura A.4.

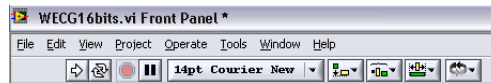


Figura A.4: *Panel de control de Inicio de la toma de datos.*

Fuente: Autores del Proyecto

La perilla mostrada en la figura A.5, amplía y reduce la escala de tiempo.

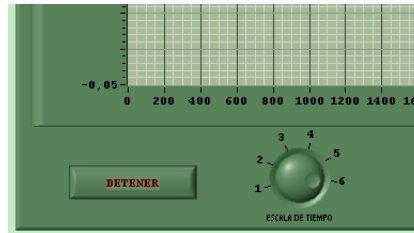


Figura A.5: *Perilla para variar la escala de tiempo.*

Fuente: Autores del Proyecto

Con este control puede variarse el rango total de tiempo desde $25,6ms$ correspondiente al valor 0, hasta $1,63s$ correspondiente al valor 6.

Para detener la toma de datos debe ser presionado el botón de detención ubicado a la izquierda de la perilla escladora de tiempo.

⚠ PRECAUCION: El boton Rojo de detención ubiado a la derecha del botón de inicio, se utiliza solo en caso de fallos, en el uso normal del equipo debe abstenerse de ser presionado.

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS:

La siguiente tabla muestra las características técnicas más relevantes del módulo **WECC**.

Dimensiones	70 x 23 x 25 mm
Peso	25g
Consumo de corriente	140mA
Baterías Requeridas	2xAAA
Ancho de banda de trabajo	500 mHz – 500 Hz
Resolución	12 bits
Bluetooth	Clase 2
Alcance	10m

CONTACTO:

Preguntas o comentarios pueden ser dirigidos a:

Lucely Figueroa – utelyf@hotmail.com

luna0802@gmail.com

Diego Medina – dimepu@hotmail.com

dimepu@gmail.com

The logo for WECG, featuring the letters 'WECG' in a bold, blue, sans-serif font. The text is centered within a horizontal rectangular bar that has a light blue background and a dark blue gradient on the right side.