



Facultad de Ingeniería Sistemas y Electrónica

“Diseño e implementación de un sistema de adquisición digital programable para señales ECG”

Autor: William's Ernesto Limonchi Sandoval

Para obtener el Título Profesional de
Ingeniero Electrónico

Asesor: Ing. Juan Vega Martínez

Lima, febrero 2019

DEDICATORIA

A mis padres, por su esfuerzo desde el día antes de ingresar a la universidad hasta el día de hoy. Sin todo ese esfuerzo no podía estar aquí, muchas gracias.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Lizbeth, Gianfranco, Gonzalo, Francisco, Edwin, Cabana, José Carlos, Leython, Ana sin su señal ECG, sus consejos, apoyo moral y amistad no hubiera logrado terminar.
Muchas gracias.

RESUMEN

El presente trabajo describe el diseño e implementación de un sistema de adquisición digital programable de señales ECG obteniendo así un sistema que impulse el desarrollo de aplicaciones, análisis, procesamiento e investigaciones sobre las anomalías cardiovasculares; basándose en la actividad eléctrica del corazón.

Para el diseño del sistema, se utilizó electrodos, amplificadores y ajuste de offset, los cuales trabajaban en conjunto para la adquisición de la señal. Posteriormente también se utilizó un microcontrolador y un conversor analógico digital, los cuales integran el área de filtros digitales y de transmisión de datos hacia Matlab. Asimismo, se utilizó una interfaz de gráfica de usuario para la visualización, selección de filtro digital y guardado de data.

Obteniendo los objetivos presentados, desde la señal ECG deseada con los ajustes establecidos por el sistema, así como un gran desempeño del microcontrolador en el ADC y en el filtro digital FIR de orden 100 para la discriminación del ruido. También se pudo cambiar la programación del microcontrolador a través del programa Simulink, siendo de gran ayuda y logrando que el sistema sea programable.

INDICE

Tabla de contenido	1
INTRODUCCIÓN	9
1 CAPITULO 1:	10
1.1. Definición del Problema:	10
1.2. Formulación del Problema:	12
1.3. Definición de objetivos:.....	13
1.3.1. Objetivo General:	13
1.3.2. Objetivos Específicos:.....	13
1.4. Alcance y Limitaciones:	13
1.5. Justificación:	14
1.6. Estado del Arte:	14
2 CAPÍTULO 2:	16
2.1. Fundamento Teórico:	16
2.1.1. Sistemas de adquisición de datos:	16
2.1.1.1. Transductores:.....	17
2.1.2. Sistemas de adquisición para señales ECG:.....	18
2.1.2.1. Señal ECG:	18
2.1.2.1.1. Características de la señal ECG:	18
2.1.2.1.2. Lecturas de la señal ECG:	19
2.1.2.2. Derivaciones:.....	20
2.1.2.3. Electroodos:.....	21
2.1.2.4. Amplificación:.....	21
2.1.2.5. Filtros:.....	22
2.1.2.6. Microcontrolador:	22
2.1.2.7. Conversión analógico digital:	24
2.1.3. Procesamiento Digital de Señales:	25
2.1.3.1. Filtros Digitales:.....	25
2.1.3.1.1. Filtro FIR:	26
3 CAPÍTULO 3:	28

3.1. Diagrama de Bloques:	28
3.1.1. Etapa de Pre Amplificador:.....	29
3.1.2. Etapa Acondicionamiento de Señal:	29
3.1.3. Etapa Microcontrolador:	29
3.1.4. Etapa Interfaz gráfica de usuario:	29
3.2. Diseño del Sistema de adquisición:	29
3.2.1. Diseño de etapa de pre amplificador:.....	30
3.2.1.1. Consideraciones del diseño:.....	30
3.2.1.2. Diseño de Etapa de resistencias de protección:	31
3.2.1.3. Diseño de Etapa de amplificador de instrumentación:.....	32
3.2.1.4. Ganancia de Etapa de amplificador de instrumentación:.....	34
3.2.1.5. Diseño de Etapa de tercer electrodo:	36
3.2.2. Diseño de etapa Acondicionamiento del sistema:	38
3.2.2.1. Diseño de Etapa de ajuste de Offset:	38
3.2.2.2. Diseño de Etapa de búfer:.....	40
3.2.3. Diseño de Etapa microcontrolador:	40
3.2.3.1. Diagrama de Flujo:	41
3.2.3.2. Consideración del Microcontrolador a elegir:	44
3.2.3.3. Diseño de Etapa de Filtro digital:	45
3.2.4. Diseño etapa Interfaz gráfica de usuario:	49
3.2.4.1. Consideraciones del diseño:.....	49
3.2.4.2. Diseño de la interfaz gráfica de usuario:.....	49
3.3. Simulación del Sistema de adquisición:	50
3.3.1. Simulación de Etapa de Pre Amplificador:	50
3.3.2. Simulación de Etapa de Acondicionamiento de señal:	52
3.3.2.1. Simulación de Etapa de Ajuste de offset:.....	52
3.3.2.2. Simulación de la Etapa del búfer:.....	53
3.3.3. Simulación de Etapa Microcontrolador:	54
3.3.3.1. Simulación de Etapa Filtro Digital:	54
3.4. Implementación de la investigación:	58
3.4.1. Implementación de la Etapa del Pre Amplificador:.....	59
3.4.2. Implementación de la etapa de Acondicionamiento de la señal:	60

3.4.3. Implementación de la Etapa Microcontrolador:	61
3.4.3.1. Programa general de la Etapa Microcontrolador:	62
3.4.3.2. Configuración del microcontrolador	62
3.4.3.3. ADC.....	65
3.4.3.4. UART:.....	67
3.4.3.5. Filtros digitales:	70
3.5. Implementación de la Interfaz Gráfica de Usuario:	70
3.6. Fuente de alimentación:	72
3.6.1. Alimentación 5 voltios:.....	72
3.6.2. Alimentación Negativa:	72
3.7. 3.6.2 Alimentación de Microcontrolador:.....	73
CAPÍTULO 4:.....	74
4 Resultados	74
4.1. Resultados:	74
CONCLUSIONES	81
BIBLIOGRAFÍA.....	82

INTRODUCCIÓN

En el Perú, las enfermedades cardiovasculares (EC) constituyen la principal causa de muerte ocasionan el 15.5% de mortalidad. Lo más peligroso de todo es que más del 50% de los infartos se presentan en personas que no tienen síntoma alguno. De igual forma la falta de investigaciones científicas para contrarrestar esta situación tiene un crecimiento bastante lento comparado con los países vecinos.

La falta de instrumentos y sistemas de bajo costo para la adquisición señales electrocardiográficas (ECG) es uno de los problemas que presentan las universidades y centro de investigaciones para poder impulsar en la creación de nuevas tecnologías.

Por lo tanto, se tiene como objetivo principal diseñar e implementar un sistema de adquisición digital programable para señales ECG, siendo esto un sistema de desarrollo, aprendizaje, visualización y adquisición de la señal ECG para los alumnos de la Universidad Tecnológica del Perú.

Además de contar con una interfaz de visualización para la elección de filtros digitales, la transmisión de datos y el almacenamiento de datos obtenidos de la adquisición de la señal ECG. Siendo el sistema Open Hardware y Open Source, para el desarrollo de más sistemas que ayuden y aporten en la investigación científica.

1 CAPITULO 1:

ASPECTOS GENERALES

En este capítulo se describirá el problema de la investigación y se planteará los objetivos del mismo.

1.1. Definición del Problema:

Las enfermedades cardiovasculares (EC) constituyen la principal causa de muerte en todo el mundo, se calcula que en 2012 murieron por esta causa 17,5 millones de personas, lo cual representa un 31% de todas las muertes registradas en el mundo. En el Perú, ocasionan el 15.5% de mortalidad. Lo más peligroso de todo es que más del 50% de los infartos se presentan en personas que no tienen síntoma alguno.

La falta de sistemas de bajo costo y de incremento de investigaciones científicas hace una tarea difícil de contrarrestar, sobre todo por los problemas de la educación superior y la investigación científica.

La educación es una pieza fundamental para el desarrollo de una economía más sólida, esto también lo menciona Eric Hanushek (2005) "Un nivel educativo más alto puede contribuir al aumento de la tasa de innovación e invención y de la productividad", al estar fuertemente enlazado al desarrollo del capital humano y por ende a la productividad y eficacia de las empresas.

Asimismo, la producción de investigaciones científicas en el Perú es del 0.045% en el 2010 de todas las publicaciones de SCI (Science Citation Index) un número bastante bajo si es comparado con Brasil, Argentina y México los cuales generan mayor número de investigaciones científicas.

Una reciente investigación de CONCYTEC muestra q sólo el 7.8% de estudiantes de pregrado están interesados en hacer artículos e investigaciones en las diferentes áreas de ciencias e ingeniería. Además, se concluyó que los estudiantes interesados en la investigación se enfocan en las áreas de ingeniería y tecnología, véase la figura 1.1

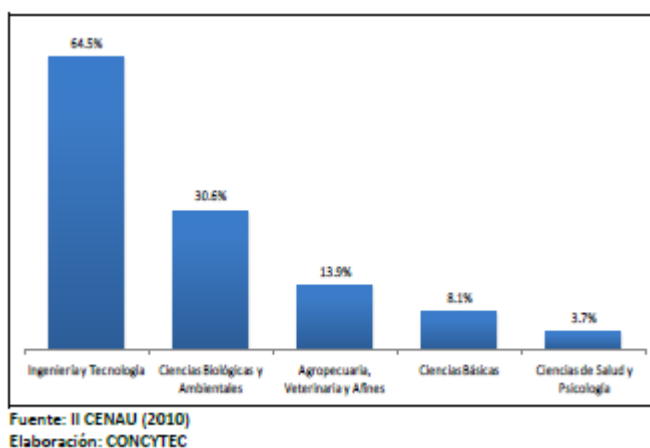


Figura 1.1 Gráfica que demuestra las áreas de enfoque para la investigación. Fuente: Situación de la formación de capital humano e investigación en las universidades peruanas. Elaborado por CONCYTEC

Además, la gran mayoría de alumnos universitarios considera que los laboratorios de las universidades son malos o regulares, vea la figura 1.2, considerando que los laboratorios son la infraestructura para la investigación.

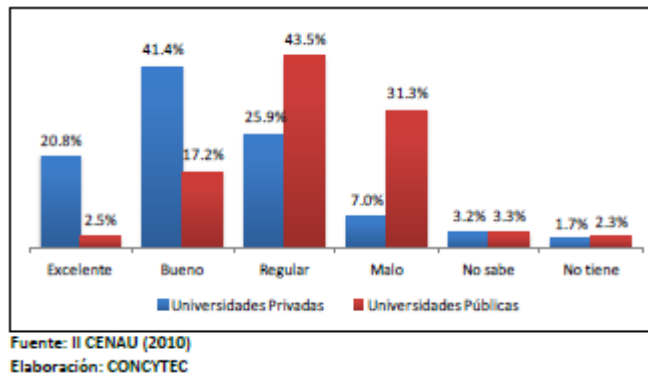


Figura 1.2 Calidad de los laboratorios según la percepción de los alumnos universitarios. Fuente: Situación de la formación de capital humano e investigación en las universidades peruanas. Elaborado por CONCYTEC

Se podría concluir que la percepción de los alumnos sobre los laboratorios está estrechamente relacionada con los equipos, materiales y componentes que se encuentran dentro de los mismos.

Actualmente existen varios equipos y herramientas desarrollados para la obtención de señales cardiacas, sin embargo, estos equipos ya vienen con circuitos establecidos por las empresas siendo inflexibles para el aprendizaje del usuario. El costo de estos equipos es excesivo ya que deben ser importados y el tiempo de llegada es demasiado.

Por lo tanto, se tiene como objetivo principal diseñar e implementar un sistema de adquisición digital programable para señales ECG, siendo esto un sistema de desarrollo, aprendizaje, visualización, adquisición y programación de la señal ECG para los alumnos de la Universidad Tecnológica del Perú.

1.2. Formulación del Problema:

Luego de definir el problema se puede identificar que las enfermedades cardiovasculares y la falta de desarrollo de investigación en el país son problemas reales que afectan en el país.

1.3. Definición de objetivos:

1.3.1. Objetivo General:

El objetivo principal es diseñar e implementar un sistema de adquisición digital programable de señales ECG, siendo una herramienta para el desarrollo de investigación científica en el área de enfermedades cardiovasculares.

1.3.2. Objetivos Específicos:

- Diseñar una tarjeta de adquisición de datos de señales ECG que sea accesible al usuario y flexible para su programación y visualización.
- Desarrollar una interfaz gráfica de usuario (GUI) para la selección de filtros, almacenar la información y visualización de señal ECG
- Desarrollar una guía para poder agregar, modificar o cambiar los filtros digitales, así como la programación del microcontrolador y la utilización del sistema.

1.4. Alcance y Limitaciones:

Alcances:

- Se diseñará el sistema teniendo en cuenta la obtención de la señal ECG a través de la derivada de Einthoven o derivadas bipolares y de los parámetros (voltaje, frecuencia) que tenga esta señal.
- Cada subsistema del sistema tendrá su salida para la visualización de cada etapa a través de un osciloscopio.
- El microcontrolador se podrá programar a través de bloques usando el programa de Simulink y las herramientas de Microchip.
- Los filtros digitales podrán ser generados en Matlab o alguna herramienta de Matlab y ser llevados hacia Simulink para grabar estos filtros en el microcontrolador.
- Se podrá almacenar la información obtenida por el sistema, colocándole el nombre deseado por el usuario.

Limitaciones:

- La adquisición de señal ECG y el ajuste de offset son establecidos por el voltaje de referencia del microcontrolador por lo que no se puede amplificar más la señal o variar el offset.
- El orden máximo de los filtros está establecido por el valor de 100
- La transmisión y visualización de datos están restringidos por el tiempo, por lo que el sistema es en línea.
- El sistema no estará integrado con el DAC del sistema, ya que se detectó problemas al momento de visualizar la señal.

1.5. Justificación:

Esta investigación tiene como finalidad promover y contribuir con el desarrollo de investigaciones científicas para contrarrestar las enfermedades cardiovasculares y mejorar la calidad de vida de las personas.

Beneficiando a los alumnos e investigadores que necesiten una herramienta para diseñar sus filtros digitales e implementar la construcción de sistemas de adquisición de señales ECG.

Al ser la investigación Open Hardware y Open Source será una alternativa para los centros de investigación de bajos recursos o investigadores ya que podrán tener una herramienta accesible.

1.6. Estado del Arte:

Actualmente existen muchas investigaciones sobre la adquisición de señales ECG.

En el artículo Diseño robusto y análisis de front-end analógico para un sistema portátil de adquisición de ECG de Jain, Pathak y Kumar en el año 2016 presentan el diseño de un sistema front-end analógico de bajo costo y portable para la adquisición de señales ECG, considerando parámetros básicos de la naturaleza de la señal ECG. El circuito final fue desarrollado paso a

paso y testeado por cada fuente de ruido que tenían en el software TINA. Los resultados han sido satisfactorios reduciendo la complejidad del circuito y el consumo de poder.

En la tesis Sistemas de adquisición de señales biomédicas sobre FPGA de Catherine Mesía en el 2010 presenta el diseño de un sistema de adquisición de señales biomédicas sobre FPGA con el cual podemos obtener señales ECG, EMG y EEG. El diseño está constituido desde la digitalización, transmisión y visualización de los datos a través de un software que han diseñado. Esto permite obtener un sistema flexible para el usuario debido a que usan un FPGA reprogramable y se desarrolló un programa con el cual el usuario puede entender de manera intuitiva el uso del sistema.

2 CAPÍTULO 2:

MARCO TEÓRICO

2.1. Fundamento Teórico:

En este capítulo, se presentan los fundamentos requeridos para diseñar un sistema de adquisición de señales ECG para la realización de este proyecto de investigación.

2.1.1. Sistemas de adquisición de datos:

Los sistemas de adquisición de datos o sistema de adquisición de señales a lo largo del tiempo se han encargado de obtener información de un fenómeno físico o eléctrico y convertir esta señal en formato digital para su posterior análisis o transmisión. (Ver Figura 2.1)

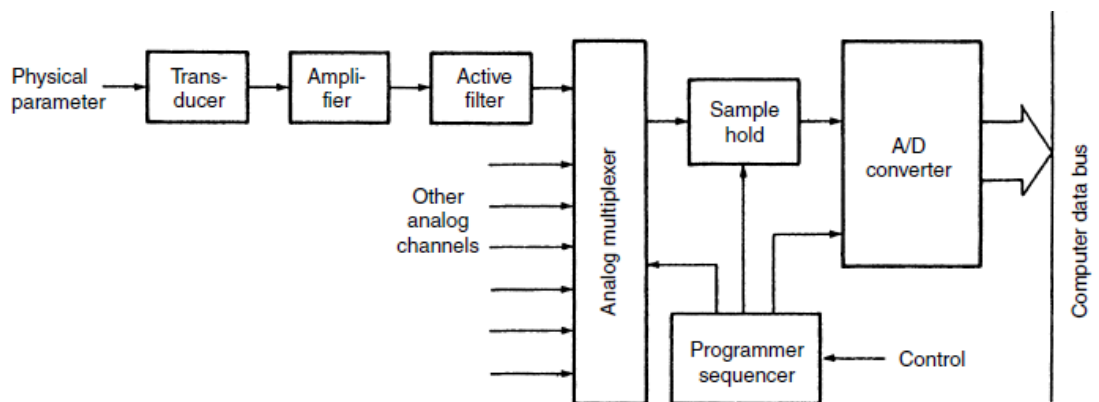


Figura 2.1 Sistema de adquisición de señales general. Fuente: Handbook of Measurement Science, Volume 1, Theoretical Fundamentals. John Wiley & Sons Ltd., Chichester.) (1983)

Para convertir esta señal en formato digital son necesario conocer los siguientes puntos:

2.1.1.1. Transductores:

El sistema de adquisición de datos empieza con el fenómeno físico a hallar, y el transductor es un dispositivo que convierte este fenómeno físico en una señal eléctrica medible, ya sea corriente o voltaje.

Los transductores vienen a ser los sensores del sistema de adquisición, existen distintos transductores para diferentes tipos de aplicaciones. (Ver Tabla 2.1)

Los sensores o transductores son una pieza fundamental para el sistema en general, ya que la capacidad del sistema dependerá de la conversión de los sensores en llevar los fenómenos físicos a señales medibles.

Tabla 1

Tipos de transductores

	Mecánica	Térmica	Magnética	Óptica	Química
Generadores	Piezoeléctricos	Termopares Piroeléctricos		Fotovoltaicos	Electrodos
Moduladores	Galgas	RTD			
Resistivos	extensométricas	Termistores	Magnetorresistencias	LDR	Humistores
	Potenciómetros				
	Condensador				
Capacitivos	variable				
	Condensador				
	diferencial				
	Inductancia variable				
Inductivos	Sensores de				
	corrientes				
Electromagnéticos	Sensores basados en		Sensores de efecto		
	ley de Faraday		Hall		

Tabla 2.1 Tipos de transductores. Recuperado del libro Adquisición y distribución de señales. Autor: Ramon Pallás Areny

La etapa de acondicionamiento de señales es particular para cada tipo de aplicación, pero podríamos decir que los circuitos de acondicionamiento de señales se encargan de amplificación, filtrado y adaptación de la señal hacia su siguiente etapa, haciendo que haya compatibilidad desde los transductores hacia el procesador digital.

2.1.2. Sistemas de adquisición para señales ECG:

Los sistemas de adquisición para señales ECG se encargan de obtener la actividad eléctrica del corazón y convertir esta señal en formato digital para su posterior análisis o transmisión. Para ello debemos definir algunos puntos.

2.1.2.1. Señal ECG:

La señal ECG o señal electrocardiográfica es el registro de actividad eléctrica del corazón. Esta actividad es registrada en gráficas obtenidas a través de un electrocardiógrafo, donde se muestran una serie de deflexiones directamente proporcionales a los impulsos eléctricos cardiacos.

Los cambios en estas deflexiones pueden indicar anomalías en el corazón.

2.1.2.1.1. Características de la señal ECG:

El ancho de banda de la señal está entre los valores de 0.05Hz hasta los 250Hz aproximadamente. Con una amplitud desde de 0.5mV hasta los 5mV.

Asimismo, la señal ECG está conformada por los siguientes segmentos e intervalos, véase la figura 2.2:

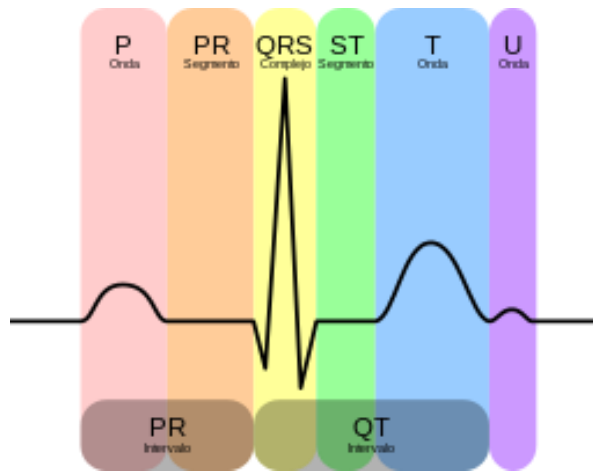


Figura 2.2. Dibujo de un ECG con etiquetas de ondas e intervalos. Fuente: De Derivative: Hazmat2Original: Hank van Helvete - Este archivo deriva de: EKG Complex en.svg, CC BY-SA 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=31447636>

- **Onda P:**

Deflexión producida por la despolarización auricular generadas antes de la contracción.

Dura menos de 100ms y su amplitud no excede los 2.5mV

- **Complejo QRS:**

Generado por los ventrículos despolarizados antes de la contracción. Su duración está entre 80ms a 100ms.

- **Onda T:**

Esta onda pertenece a la repolarización ventricular y empieza después del segmento ST. Por lo general la onda T es de forma redondeada pero asimétrica. Su amplitud es bastante variable de las otras deflexiones, pero nunca pasa los 0.6mV.

2.1.2.1.2. Lecturas de la señal ECG:

Para poder registrar las señales ECG existen diferentes métodos para su medición:

- **ECG en reposo:**

Consta de un electrodo en cada brazo y pierna, y ocho electrodos en el pecho. Para este método es necesario que el paciente se mantenga quieto y no hable duran el registro.

- **ECG en actividad o de esfuerzo:**

Para este método el paciente debe pedalear en una bicicleta estática o debe caminar sobre una cinta continua. Estas actividades son necesarias para registrar la actividad del paciente en momentos de esfuerzo.

- **Método Holter:**

Consiste en realizar un registro continuo de 24 horas, en la cual se colocan tres electrodos en el pecho del paciente y estos son conectados a una grabadora de ECG portátil. El paciente puede continuar con sus actividades normales, excepto con actividades que causen que el ECG se caiga o moje.

2.1.2.2. Derivaciones:

Para poder obtener estas lecturas es necesaria una distribución de los electrodos sobre el cuerpo del paciente. Estas distribuciones también son llamadas derivaciones. Refiriendo a esta derivación como la diferencia de voltaje del corazón entre dos electrodos.

- Derivaciones bipolares.

En esta investigación desarrollaremos las derivaciones bipolares, conocidas también como las derivaciones de Einthoven, estas derivaciones corresponden a la diferencia de potencial de dos electrodos equidistantes de ellos:

- Derivada I: Es la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo y el brazo derecho. Su vector es de 0° .
- Derivada II: Es la diferencia de potencial entre el brazo derecho y la pierna izquierda. Su vector es de $+60^\circ$.
- Derivada III: Es la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo y la pierna izquierda. Su vector es de $+120^\circ$ o -60°

2.1.2.3. Electrodoos:

“Los electrodos o transductores son los aparatos que detectan las corrientes iónicas, que es la conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos.” (Cañaveral Bastidas e Itas Benavides, 2014, p.37).

En otras palabras, los electrodos son los sensores que nos ayudan a captar la señal y transmitirla hacia nuestro sistema, observe la figura 2.3:



Figura 2.3. Electrodoos desechables Marca 3M. Fuente: Propia

2.1.2.4. Amplificación:

La señal ECG es captada a través de los electrodos sin embargo su rango de amplitud es demasiado pequeña (0.5mV – 5mV) por lo que es necesario amplificar esta señal para un mejor análisis y visualización.

La solución más simple es utilizar un amplificador de instrumentación, según Graeme (1977) afirma: “Básicamente, los amplificadores de instrumentación tienen una entrada diferencial y una retroalimentación comprometida con la ganancia de voltaje” (p.31). Además, los amplificadores de instrumentación poseen grandes características como tener bajo offset de DC, muy alta impedancia de entrada, alta relación de rechazo de modo común, bajo ruido; haciéndolo ideal para equipos de medición.

2.1.2.5. Filtros:

En la adquisición de la señal es necesario evitar las perturbaciones que podría haber en el sistema, siendo una de las principales perturbaciones el efecto inductivo de la red eléctrica y al ser amplificada la señal ECG también se amplifican otras perturbaciones, perturbando nuestra señal y obteniendo resultados no deseados. Es por ello que se utilizan filtros analógicos y digitales, donde el filtro es un discriminador de frecuencia o rangos de frecuencia; separando, suprimiendo o pasando señales de una mezcla de señales.

2.1.2.6. Microcontrolador:

Según Enrique Palacios (2009) en su libro Microcontrolador PIC16F84A define al microcontrolador como un circuito integrado programable que tiene como función controlar una tarea determinada.

Un microcontrolador lo integran: la unidad central de procesamiento (CPU), memorias y periféricos, en la figura 2.4 se puede observar un diagrama de un microcontrolador con las partes que lo componen:

- Su CPU integra funciones de un MCU y DSP
- Soporta ciclo único, tres instrucciones de operando
- Software flexible de pila con detección de desbordamiento.

2.1.2.7. Conversión analógico digital:

La conversión de señal física hacia el formato digital (formato binario) se realiza en esta etapa usando las funciones de cuantificación y codificación.

Donde cuantificación viene determinada por el número de bits del conversor.

$$n = \# \text{ de bits} \wedge 2^n = \text{resolución} \rightarrow n = 8 \wedge 2^8 = 256$$

\therefore 8 es su resolución, llegando a obtener hasta 256 códigos de salida

Y codificación es el valor asignado que refleja la señal, mediante el uso de dos niveles de tensión 1s y 0s. En la Figura 2.5, se muestra un ADC de 3 bits ideal, proporcionando 8 códigos de salida digital, cada valor de salida representa un rango de voltaje de tensión de entrada. Siendo el mayor valor obtenido del ADC $(n-1) / n$, donde n es la resolución en bits.

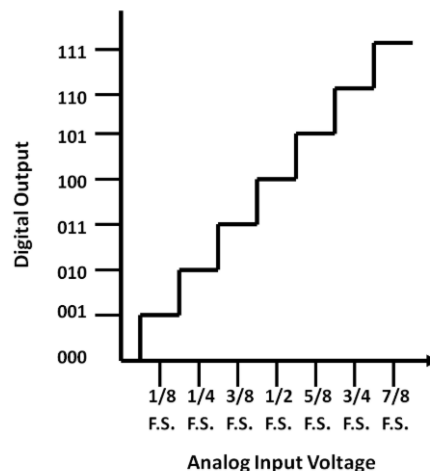


Figura 2.5. ADC de resolución de 3 bits ideal. Fuente: A/D Converter (ADC) Basics – Microchip Developer. <http://microchipdeveloper.com/adc:adc-basics>

Este punto del sistema de adquisición es necesario sobre todo para el procesamiento digital de señales el ADC, un ADC es dispositivo electrónico que convierte una corriente o tensión analógica en un valor digital proporcional a la corriente o tensión. Los conversores analógicos

digitales o ADC no están determinados por el número de bits, sino la aplicación determina su resolución y requisitos del conversor analógico digital.

2.1.3. Procesamiento Digital de Señales:

Según Skolnick y Levine (1977) el procesamiento digital de señales se refiere a: “Procesadores y microcomputadoras cuyo hardware, software y conjunto de instrucciones están optimizados para aplicaciones de procesamiento numérico de alta velocidad”.

Los procesadores digitales de señales toman señales como de audio, voz, vídeo, etc; y las manipulan matemáticamente, logrando realizar funciones matemáticas como sumar, multiplicar, restar y dividir a muy alta velocidad.

2.1.3.1. Filtros Digitales:

Los filtros digitales son fundamentales en los procesamiento digitales de señales, como su nombre lo indica los filtros digitales discriminan las señales virtualmente.

El filtro analógico utiliza condensadores, inductores, resistencias y amplificadores lo que lleva a ser barato, fácil de implementar, pero muy difícil en mantener, modificar y calibrar.

El filtro digital no depende de componentes, tiene alta precisión, fácil de simular y diseñar, pero requiere DSP, ADC y DAC de alto rendimiento, así como debe completarse en un período de muestreo.

Tabla 2

Comparación entre filtro digital y filtro analógico

Filtros Digital	Filtros Analógico
Muy alta precisión	Menos precisión depende de la tolerancia de los componentes
Fase Lineal (Filtros FIR)	Fase no lineal
No deriva debido a las variaciones del componente.	Deriva por la variación de los componentes
Filtro adaptable	Filtros adaptativos difíciles
Fácil de simular y diseñar	Difícil de simular y diseñar
La computación debe completarse en período de muestreo	Filtros analógicos requeridos en altas frecuencias y para filtros anti-aliasing
Requiere ADC, DAC y DSP de alto rendimiento	No se requiere ADC, DAC o DSP

Tabla 2.2 Comparación entre filtro digital y filtro analógico. Fuente: *Mixed Signal and DSP Design Techniques*, Analog Devices (2002).

Los dos filtros digitales más importantes son: (IIR) Respuesta infinita al impulso y (FIR) Respuesta finita al impulso, en esta investigación se desarrollará el filtro FIR.

2.1.3.1.1. Filtro FIR:

Los Filtros FIR representan Respuesta Finita al Impulso, descrita por la siguiente ecuación:

$$y[n] = b_0x[n] + b_1x[n - 1] + \dots + b_{M-1}x[n - N + 1]$$

Donde:

$$y[n] = \text{Salida en el tiempo}$$

$$x[n] = \text{Entrada actual}$$

$$x[n - d] = \text{Valores anteriores de la entrada}$$

$$b = \text{Coeficiente de peso}$$

En la Figura 2.6, se muestra la estructura general del Filtro FIR:

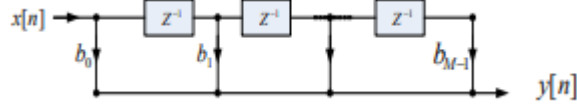


Figura 2.6. Estructura general del Filtro FIR. Fuente: *FIR Filtering in PSoC with Application to Fast* - Somsak Sukittanon, Ph.D., Stephen G. Dame, MSEE (2005)

Las ventajas del Filtro FIR sobre el Filtro IIR es que son estables y pueden ser implementados de forma eficiente en hardware. Sin embargo, una de sus ventajas es que su retraso es mucho mayor comparado al Filtro IIR y necesita un orden mayor.

En las recientes investigaciones se ha concluido que a pesar de trabajar con orden muy grandes en el filtro FIR, se obtiene mejores resultados en el nivel de atenuación, distorsión en el espectro de frecuencias y no produce distorsión de la señal filtrada en el tiempo. [1] [2]

[1] Análisis del desempeño de filtros IIR y FIR para la reducción del desplazamiento

de la línea de base del ECG en Matlab – Autores: Monroy, Villamizar, Otero y Altuve (2017).

[2] Implementación de Filtros FIR Para Procesar Señales Biomédicas con PSoC – Autores: Torres, Padrón, Mohamad y Taboada (2009).

3 CAPÍTULO 3:

DISEÑO, SIMULACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DIGITAL PROGRAMABLE PARA SEÑALES ECG

En este capítulo se muestra el diseño, simulación e implementación del sistema de adquisición digital programable para señales ECG, basándose en los conceptos que se describieron en el capítulo 2.

3.1. Diagrama de Bloques:

En la figura 3.1 se aprecia el diagrama de bloques, el cual describe cada uno de los subsistemas que integran la investigación. Desde la obtención de la señal ECG, el acondicionamiento de esta señal hacia el microcontrolador. En el microcontrolador se encuentra el conversor analógico digital, filtros digitales y el algoritmo para la transmisión de datos. Por último, los datos podrán ser visualizados a través de una interfaz gráfica de usuario.

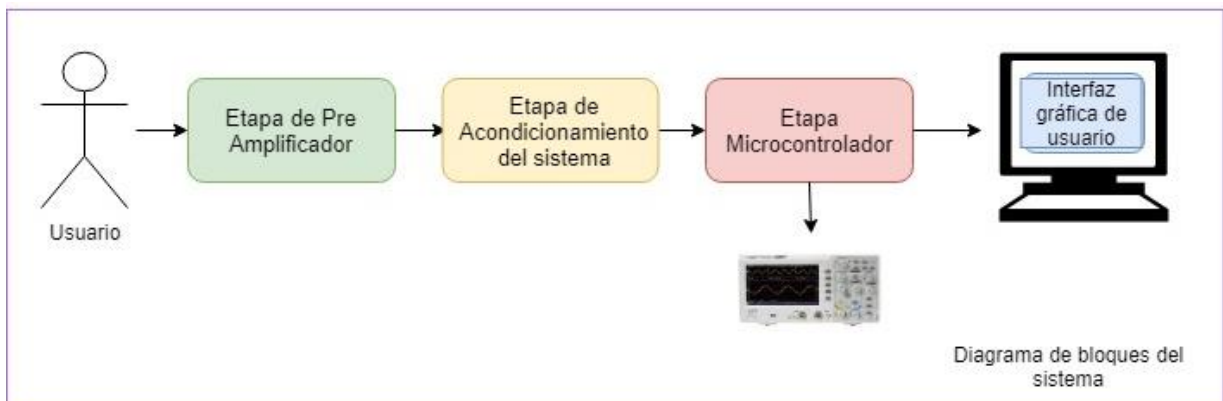


Figura 3.1 Diagrama de Bloques. Elaboración propia

3.1.1. Etapa de Pre Amplificador:

Como se mencionó en el capítulo 2, la señal ECG tiene un rango de amplitud pequeño entre 0.5mV y 5mV, así mismo se obtiene la señal ECG a través de la diferencia de potencial de dos electrodos equidistantes. La etapa de pre amplificador ayuda a obtener la señal a través de sus entradas y amplifica la señal ECG para una mejor visualización y análisis.

3.1.2. Etapa Acondicionamiento de Señal:

Esta etapa es necesaria para adaptar la señal obtenida del pre amplificador que va hacia el microcontrolador, agregando un ajuste de offset que permite que la señal esté entre los rangos de voltaje de referencia del microcontrolador y un búfer que permite adecuar la salida de señal hacia el microcontrolador.

3.1.3. Etapa Microcontrolador:

En esta etapa se desarrolla la conversión analógica digital y los filtros digitales que tendrá la investigación necesarios para filtrar el ruido obtenido de la etapa anterior, también se desarrolla la transmisión de la data hacia la interfaz gráfica de usuario y se implementa el circuito R2R que será un conversor de la señal digital a señal analógica, visualizando esta señal a través del osciloscopio.

3.1.4. Etapa Interfaz gráfica de usuario:

En esta etapa se desarrolla la interfaz gráfica de usuario, la cual nos permite seleccionar el filtro con el que se desea trabajar, visualizar la señal obtenida en la interfaz y almacenar esta información en el programa Matlab.

3.2. Diseño del Sistema de adquisición:

Se tuvo en consideración varios puntos para el diseño del sistema de adquisición, los cuales serán explicados de forma detallada:

3.2.1. Diseño de etapa de pre amplificador:

Para esta etapa de desarrolló el siguiente diagrama de bloques, véase la figura 3.2, en el cual se aprecia las partes que componen esta etapa:

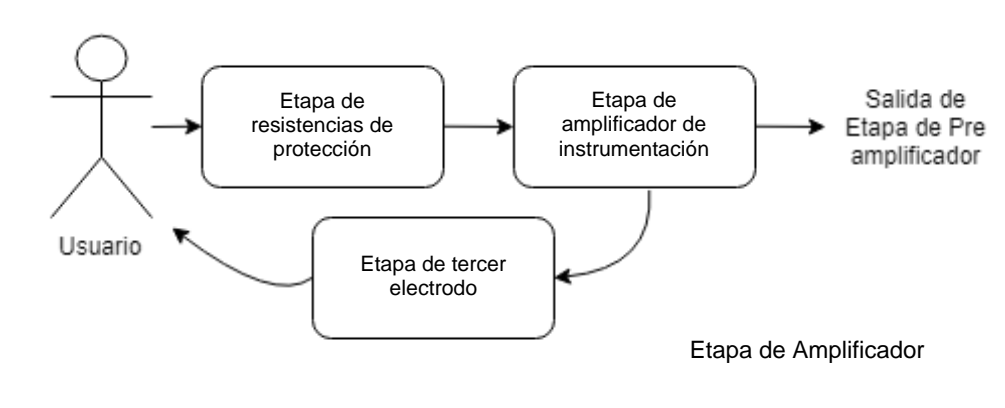


Figura 3.2 Diagrama de bloques de etapa de pre amplificador. Elaboración propia

3.2.1.1. Consideraciones del diseño:

Para el diseño de esta etapa se tomaron en cuenta los siguientes puntos:

- La amplificación de la señal ECG no debe ser demasiado grande ya que se está tomando en cuenta los voltajes de referencia del ADC del microcontrolador.
- La alimentación del circuito es de 5 voltios y -5 voltios, establecidos por el sistema.
- Se debe colocar una resistencia de protección para proteger al usuario contra cambios de corrientes o voltajes.
- Se coloca un tercer electrodo que sirve como referencia para el sistema, además este circuito debe presentar su resistencia y búfer de protección.
- Se toma en cuenta la figura 3.3 para las entradas de los electrodos:

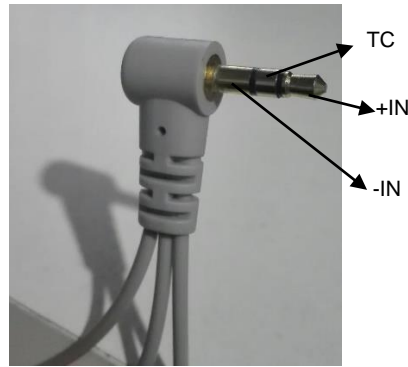


Figura 3.3 Se muestra la entrada de los electrodos. 1) -IN: Entrada negativa según la derivada. 2) +IN: Entrada positiva según la derivada. 3) TC: Tierra común, es el tercer electrodo usado como referencia para el sistema.

- Para el desarrollo del sistema e implementación del mismo se utiliza la derivada II, ya que esta derivada es la diferencia de la derivada III y la derivada I haciendo que esta derivada obtenga parte de las 3 derivadas bipolares.

3.2.1.2. Diseño de Etapa de resistencias de protección:

Esta parte es delicada porque debemos proteger a los usuarios contra cambios imprevistos de corriente y voltaje. Como se muestra en la Figura 3.4, se hallaron las resistencias R1 y R2 que son las resistencias de protección de nuestro sistema.

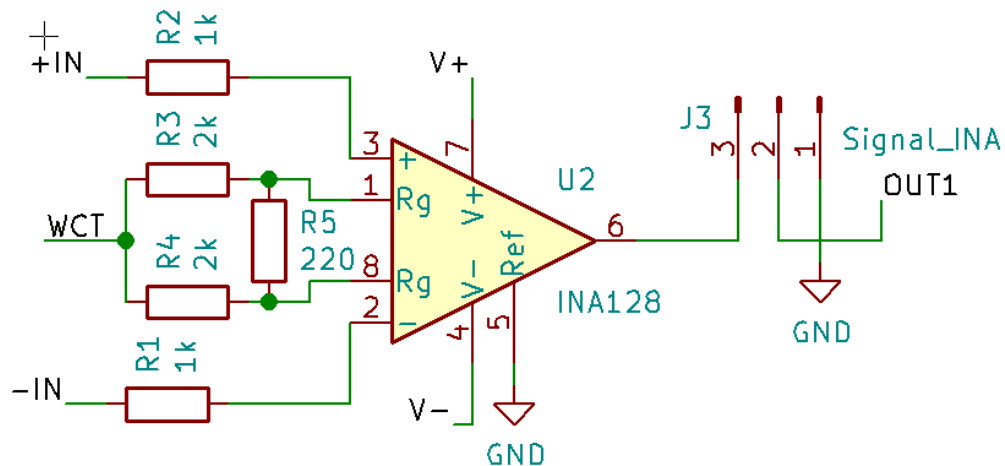


Figura 3.4 Las resistencias de protección R1 y R2 son las resistencias para la entrada del Amplificador de instrumentación INA128. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

En la Figura 3.5, se muestran los diferentes efectos de la intensidad de corriente continua sobre el organismo, y como se explica en la investigación “Corriente eléctrica: efectos al

atravesar el organismo humano” el umbral de no soltar es el valor máximo de corriente permitido por el organismo, siendo en este caso 20mA.

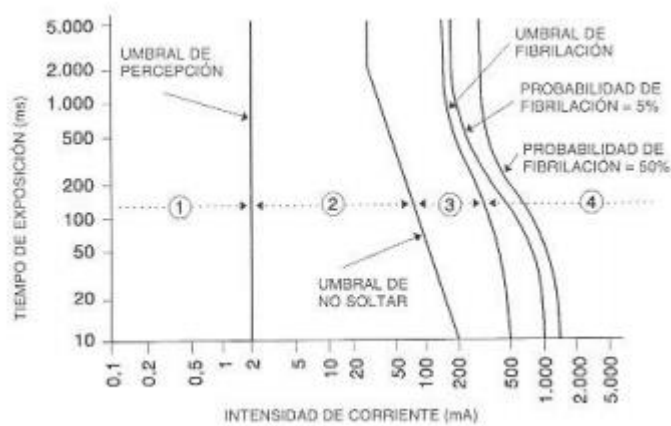


Figura 3.5 Efectos intensidad de corriente continua. Fuente: Corriente eléctrica: Efectos al atravesar el organismo humano.

Y para el valor máximo de tensión para este proyecto es de 20V en voltaje continuo, esto para que la impedancia de la persona no se reduzca. Sabiendo esos datos, las resistencias de protección R_1 y R_2 fueron calculadas de la siguiente manera:

$$R = \frac{V}{I}$$

Donde al reemplazar por los valores de 20V y 20mA se obtiene:

$$R_1 = R_2 = \frac{20V}{20mA} = 1K\Omega$$

Estableciendo que las resistencias de protección son de valor de $1K\Omega$.

3.2.1.3. Diseño de Etapa de amplificador de instrumentación:

La señal ECG obtenida por los electrodos tiene amplitudes desde 0.5mV hasta 5 mV como valor máximo, estos valores no se podrían visualizar en un osciloscopio por lo que es necesaria una amplificación, siendo esta la pre amplificación.

Es necesario que los amplificadores cumplan ciertos requisitos:

- Alta impedancia de entrada.

- CMRR alto.
- Impedancia de salida baja.
- Ancho de banda ajustable.
- Bajo nivel de Offset
- Ganancia diferencial.
- Alta relación señal ruido.

Para ello se comparó tres diferentes tipos de amplificadores de instrumentación en la tabla 3.1:

Tabla 3.1

Tipos de amplificadores

Parámetros\Componentes	INA121P	AD620	INA128P
Rango de Voltaje	$\pm 2.25 V - \pm 18 V$	$\pm 2.3 V - \pm 18 V$	$\pm 2.25 V - \pm 18 V$
Corriente de consumo	$450 \mu A$	$0.9 mA$	$700 \mu A$
Impedancia	10^{12}	10^{10}	10^{10}
CMRR	$106 dB$	$110 dB$	$120 dB$
Bajo Offset	$200 \mu V$	$50 \mu V$	$50 \mu V$
Protección de entrada	$\pm 40 V$	-	$\pm 40 V$
Ancho de Banda (G = 100)	50KHz	120KHz	200KHz

Tabla 3.1 Tabla de comparación de Amplificadores. Referencia: Datasheet INA121, Datasheet AD620, Datasheet INA128

A pesar de que el INA121 tiene mejor impedancia y menor consumo, para esta investigación se ha seleccionado el INA128P por su alto rechazo de modo común, su bajo offset y ancho banda de 200KHz.

El INA128P requiere sólo una resistencia para poder obtener una ganancia entre 1 y 10 mil, su ecuación viene siendo detallada en el datasheet del mismo. En la figura 3.6 se muestra el esquemático del amplificador:

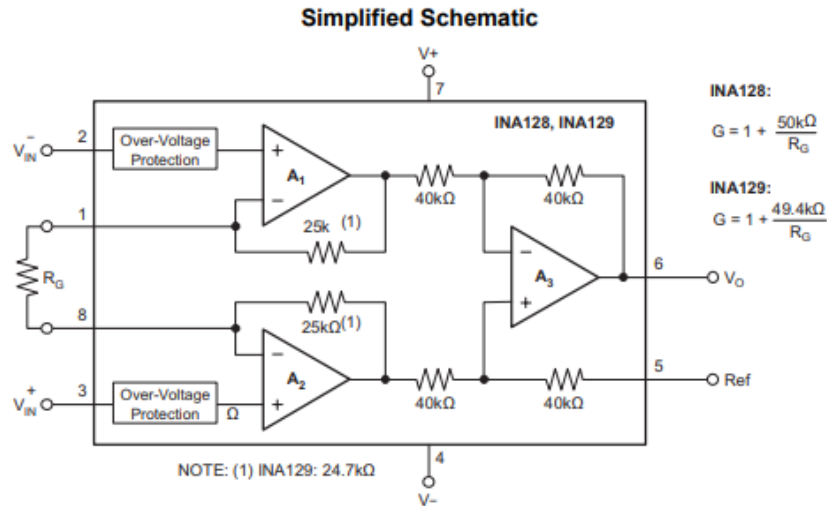


Figura 3.6 Esquemático de amplificador INA128. Fuente: Datasheet INA128

La ganancia está establecida según el datasheet es la siguiente ecuación:

$$G = 1 + \left(\frac{50K\Omega}{R_G} \right)$$

3.2.1.4. Ganancia de Etapa de amplificador de instrumentación:

Para el diseño de la ganancia se tomaron en cuenta los siguientes puntos:

- Para la etapa de pre amplificador y la etapa de acondicionamiento del sistema se eligió una fuente de alimentación de 5 voltios. Sin embargo, para el microcontrolador, del cual se explica a más detalle en la sección 3.2.3.2 Microcontrolador, se necesita una fuente de alimentación entre 3.3 y 3.6 voltios.
- El voltaje de referencia para el ADC del microcontrolador, del cual se explica a detalle en la sección 3.2.3.2 Microcontrolador, es el mismo que el voltaje de alimentación del microcontrolador.
- La amplificación de la señal ECG tiene que estar en el rango entre 0 y 3.3 voltios, si la señal pasa estos límites no podría ser procesada por el ADC perdiendo información sobre la señal ECG.

- Se consideran 6mV como la amplitud máxima de la señal de entrada de los electrodos, esto para poder obtener el punto máximo de la señal ECG que es 5mV y no perder información por estar al límite.
- También se toma en cuenta el ajuste del offset, del cual se explica a más detalle en la sección 3.2.2.1 Diseño de Ajuste del offset, cuyo propósito de este circuito es mover la señal hacia los rangos de referencia del ADC.

Por lo tanto, la amplificación de la señal estará comprendida entre los 0 a 3 voltios, se considera que la señal de ingreso es de 6mV como amplitud máxima y que el ajuste de offset debe mantener a la señal amplificada entre los rangos de 0 a 3 voltios.

Para calcular la ganancia se desarrolló la siguiente ecuación:

$$G = \frac{V_+}{\text{Señal de Entrada}} = \frac{1.5V}{6mV} = 250$$

Donde V_+ es el voltaje máximo positivo y la señal de entrada es la amplitud máxima de la entrada de los electrodos. Hallando que la máxima ganancia es de 250.

Para hallar esa ganancia es necesario conocer la resistencia R_G para ello se varió la fórmula establecida por el datasheet:

$$R_G = \left(\frac{50K\Omega}{G - 1} \right) = \frac{50K\Omega}{250 - 1} = 200.80 \Omega$$

Obteniendo que la resistencia R_G máxima es de 200 ohmios.

En la figura 3.7 se muestra el esquemático del amplificador de instrumentación donde la resistencia R_G es la resistencia equivalente de R_3, R_4 , y R_5 :

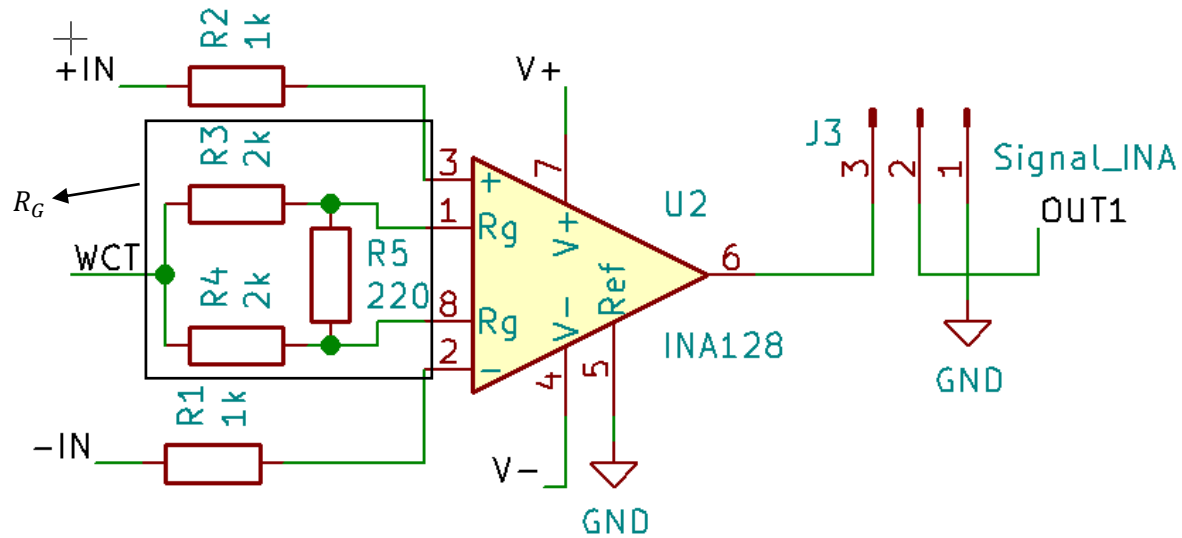


Figura 3.7. Circuito de amplificador de instrumentación para la obtención de la señal ECG, el cuadrado de color negro es la resistencia equivalente R_G . Elaborado en KiCad 5.0. Fuente: Propia del autor

Para fines de diseño y para utilizar resistencias comerciales se definió a R_3 y R_4 son resistencias iguales cuyo valor es de $2K\Omega$ y $R_5 = 220\Omega$.

$$R_G = \frac{R_5(R_3 + R_4)}{R_3 + R_4 + R_5} = \frac{220(2K + 2K)}{2K + 2K + 220} = 208.53 \cong 208 \Omega$$

Por lo que nuestra resistencia R_G varía de valor a 208 ohmios. Y al calcular la ganancia:

$$G = 1 + \left(\frac{50K\Omega}{208} \right) = 241.38 \cong 241$$

Se resuelve que la ganancia es 241, este valor no supera la ganancia máxima de 250.

Y al estimar el voltaje máximo de la señal ECG, siendo de 5mV el real, se obtiene:

$$V_{out1} = 5mV \times 241 = 1.205 V$$

El voltaje máximo de la señal ECG es 1.205 voltios.

3.2.1.5. Diseño de Etapa de tercer electrodo:

Es necesario para los amplificadores de instrumentación tener una referencia para sus entradas, siendo el tercer electrodo el encargado de unir el cuerpo humano con masa para fijar un punto de trabajo, además de ello permite disminuir la señal de modo común. Aunque,

su principal desventaja es la reducción de seguridad al tener un camino de baja impedancia y por el cual la corriente puede atravesar.

Para ello se diseñó un amplificador operacional inversor (véase la figura 3.8) con una ganancia de -10 que se conecta al usuario a través del tercer electrodo, reduciendo el efecto modo común:

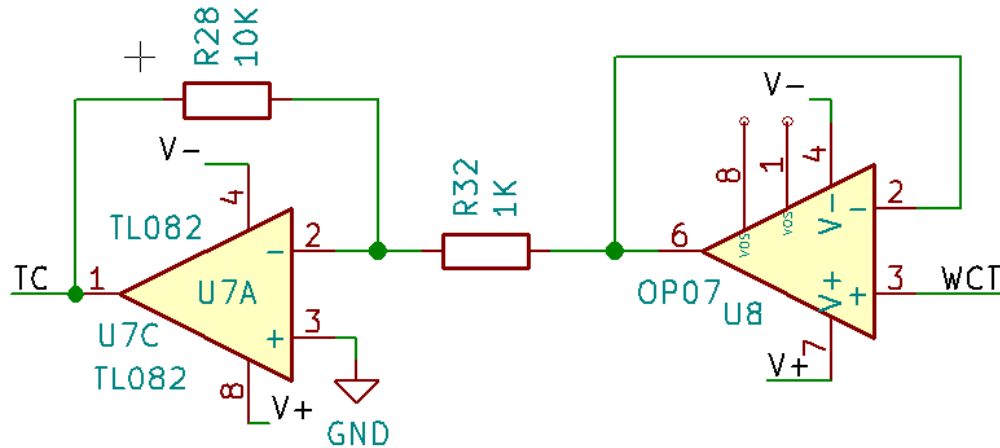


Figura 3.8 El primer amplificador es el amplificador inversor de ganancia -10 para la reducción del efecto modo común. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

El amplificador toma la señal, la amplifica y la invierte. Siendo la ganancia:

$$G = -\frac{R_{28}}{R_{32}} = -\frac{10K}{1K} = -10$$

Además, se agrega el siguiente búfer, véase la figura 3.9, cuya ganancia es de 1 tiene como objetivo es adaptar las impedancias entre amplificador de ganancia -10 y el amplificador de instrumentación:

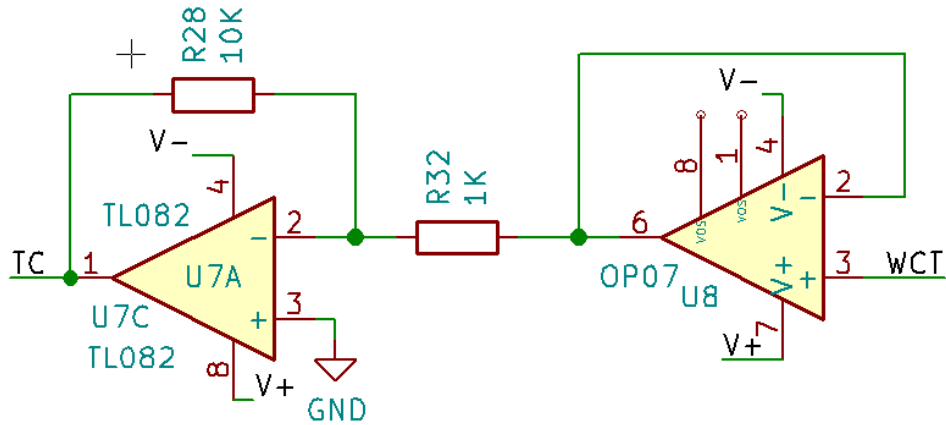


Figura 3.9. El segundo amplificador es el búfer de ganancia 1 que adapta las impedancias de los circuitos. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia.

3.2.2. Diseño de etapa Acondicionamiento del sistema:

Para esta etapa se desarrolló el siguiente diagrama de bloques, véase la figura 3.10, en el cual se aprecia las partes que componen esta etapa:

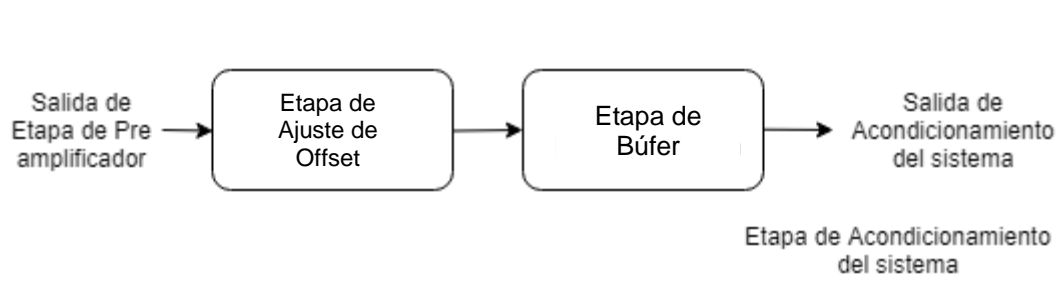


Figura 3.10. Diagrama de bloques de la etapa de acondicionamiento del sistema. Elaboración propia

3.2.2.1. Diseño de Etapa de ajuste de Offset:

La señal ECG está amplificada según los cálculos, establecidos en la sección 3.2.1.4. Diseño de Ganancia, entre 1.2V y -1.2V. Sin embargo, si esta señal es llevada hacia el ADC del microcontrolador este no podrá procesar toda la señal y se perderían los datos que sean menores a cero, para ello se necesita un circuito que mueva la señal arriba de cero.

El circuito usado es un circuito ajuste de offset que consta de dos amplificadores inversores y un divisor de voltaje, como se muestra en la figura 3.11:

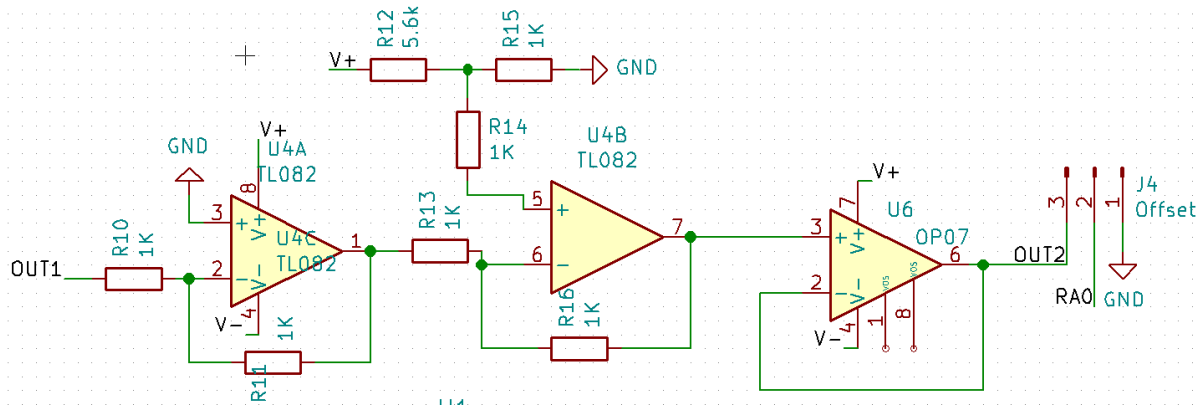


Figura 3.11. Los dos primeros amplificadores en conjunto forman el circuito de ajuste de offset que mantendrá la señal ECG entre los rangos establecidos en la sección 3.2.1.4 Diseño de ganancia. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

En el primer amplificador inversor se obtiene la ganancia de -1:

$$G = -\frac{R_{11}}{R_{10}} = -\frac{1K}{1K} = -1$$

Y en el siguiente amplificador inversor se obtiene la misma ganancia de -1:

$$G = -\frac{R_{13}}{R_{16}} = -\frac{1K}{1K} = -1$$

Para el ajuste del offset se agrega un divisor de voltaje como se muestra en la figura 3.12:

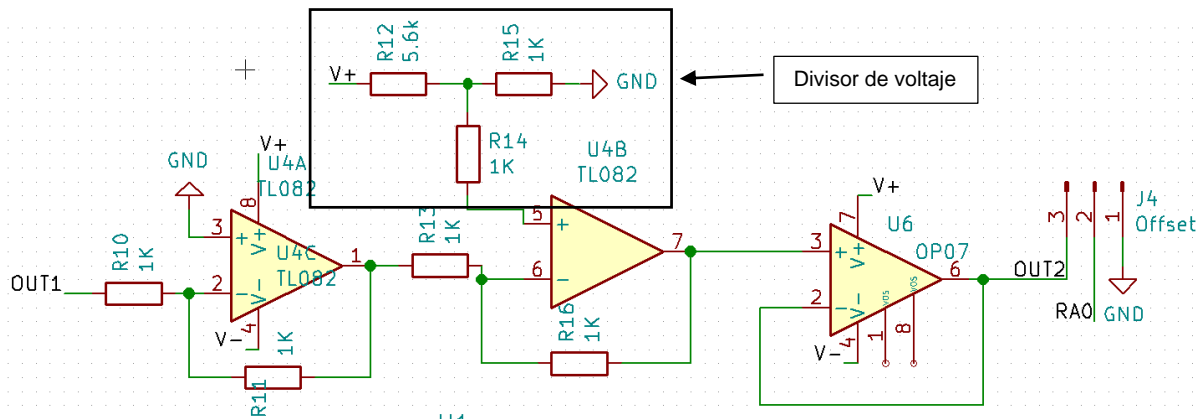


Figura 3.12. Bloque de color naranja divisor de voltaje para el ajuste de offset, siendo el V+ los 5 voltios del sistema. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

Donde la ecuación del divisor de voltaje está dada:

$$V_{sal_off} = V_{alimentación} \times \frac{R_{15}}{R_{12} + R_{15}}$$

Reemplazando los valores:

$$V_{sal_off} = 5V \times \frac{1K}{5.6K + 1K} = 0.75 V$$

Siendo 0.75 V el voltaje del offset necesario para que la señal ECG esté entre los rangos de 0 a 3 voltios.

3.2.2.2. Diseño de Etapa de búfer:

La salida de la etapa de acondicionamiento de la señal va a través de búfer, el cual nos permite adaptar corrientes entre el acondicionamiento de señal y la etapa del microcontrolador. Asimismo, la ganancia del búfer es 1, véase la figura 3.13:

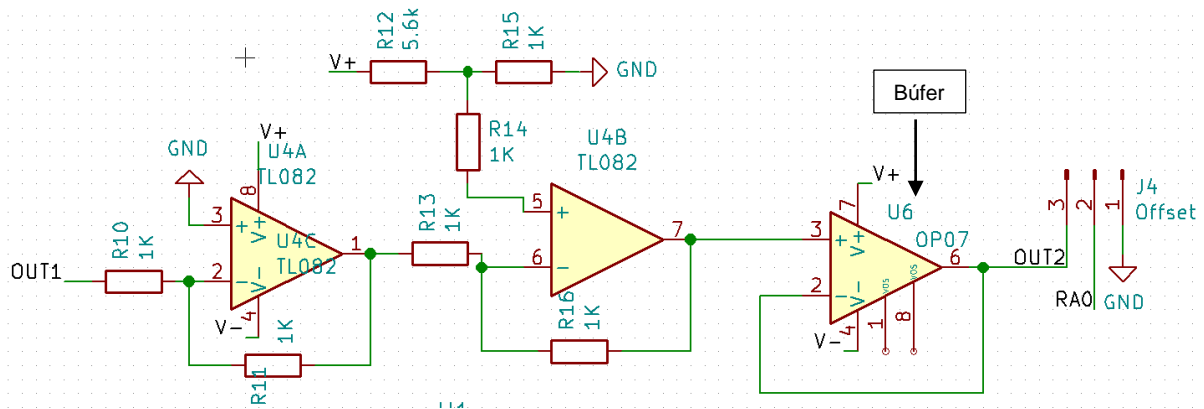


Figura 3.13 El último amplificador cumple la función de Búfer, el cual es el adaptador de corriente entre el circuito de acondicionamiento del sistema y el microcontrolador. Elaborado en Kicad 5.0. Elaboración propia

3.2.3. Diseño de Etapa microcontrolador:

Para esta etapa se desarrolló el siguiente diagrama de bloques, véase la figura 3.14, en el cual se aprecia las partes que componen esta etapa:

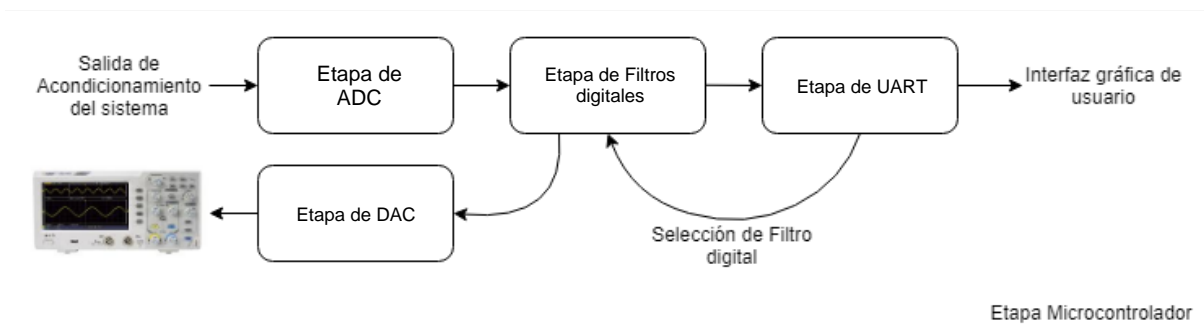


Figura 3.14. Diagrama de bloques de la etapa Microcontrolador. Elaboración propia

3.2.3.1. Diagrama de Flujo:

Para el desarrollo del programa se utilizó la herramienta Draw.io donde se pudo realizar el diagrama del flujo del programa, como se muestra en la figura 3.15:

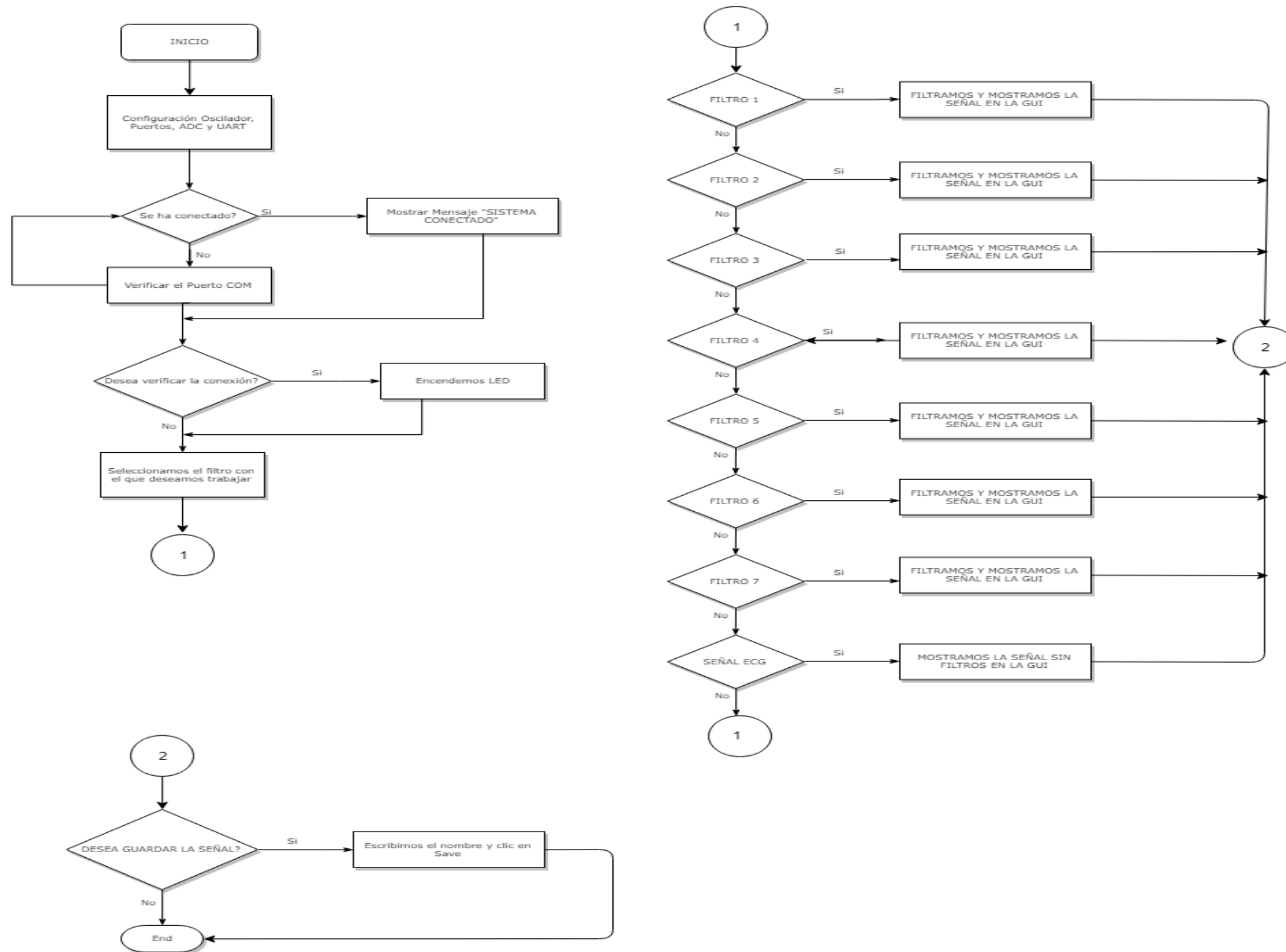


Figura 3.15 Diagrama de Flujo del programa. Elaborado en Draw.io. Elaboración propia

El primer bloque del diagrama de flujo de la etapa del microcontrolador (véase la figura 3.16) se observa que se realiza la configuración del oscilador, puertos, ADC y UART. También se establece la conexión del sistema y la PC a través del puerto COM y si se desea verificar la conexión se puede encender un LED para mostrar que la conexión se ha establecido.

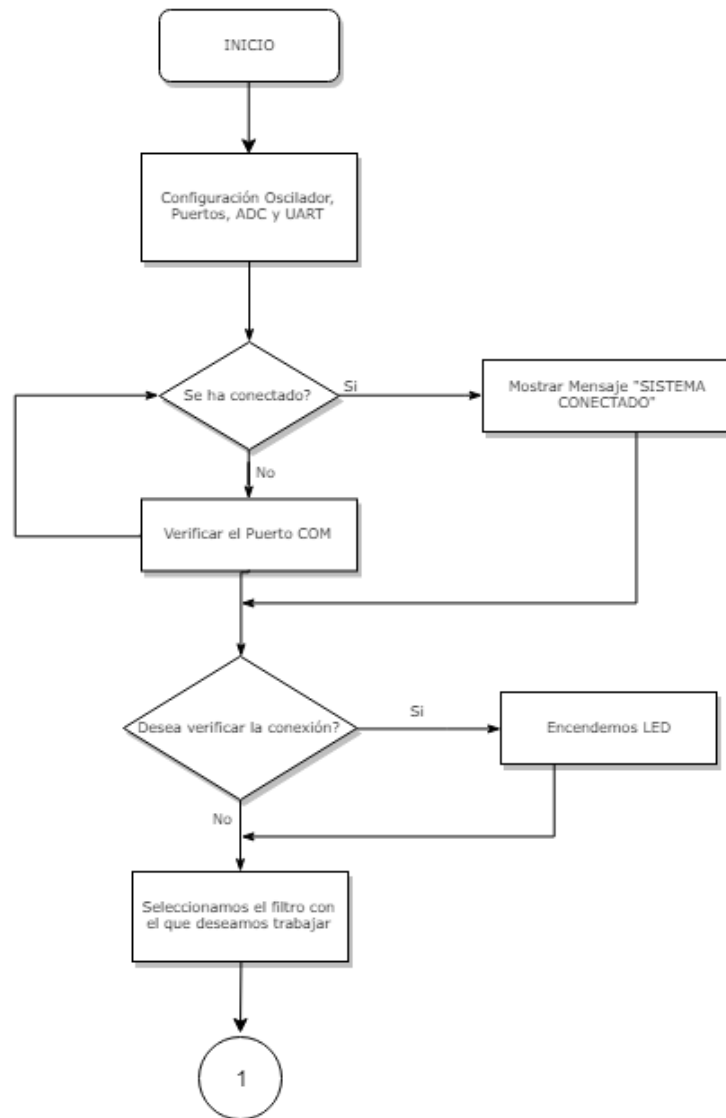


Figura 3.16. Configuración del oscilador, puertos, ADC, UART y se establece la conexión. Elaborado en Draw.io.
Elaboración propia

La figura 3.17 es el segundo bloque del diagrama de flujo de la etapa del microcontrolador, en el cual se realiza la selección de los filtros digitales o la obtención de la señal ECG, para el sistema se presentan 7 filtros digitales FIR diferenciados por su orden y frecuencia de corte de los cuales se explica con mayor detalle en la sección 3.2.3.3 Diseño de Filtro Digital.

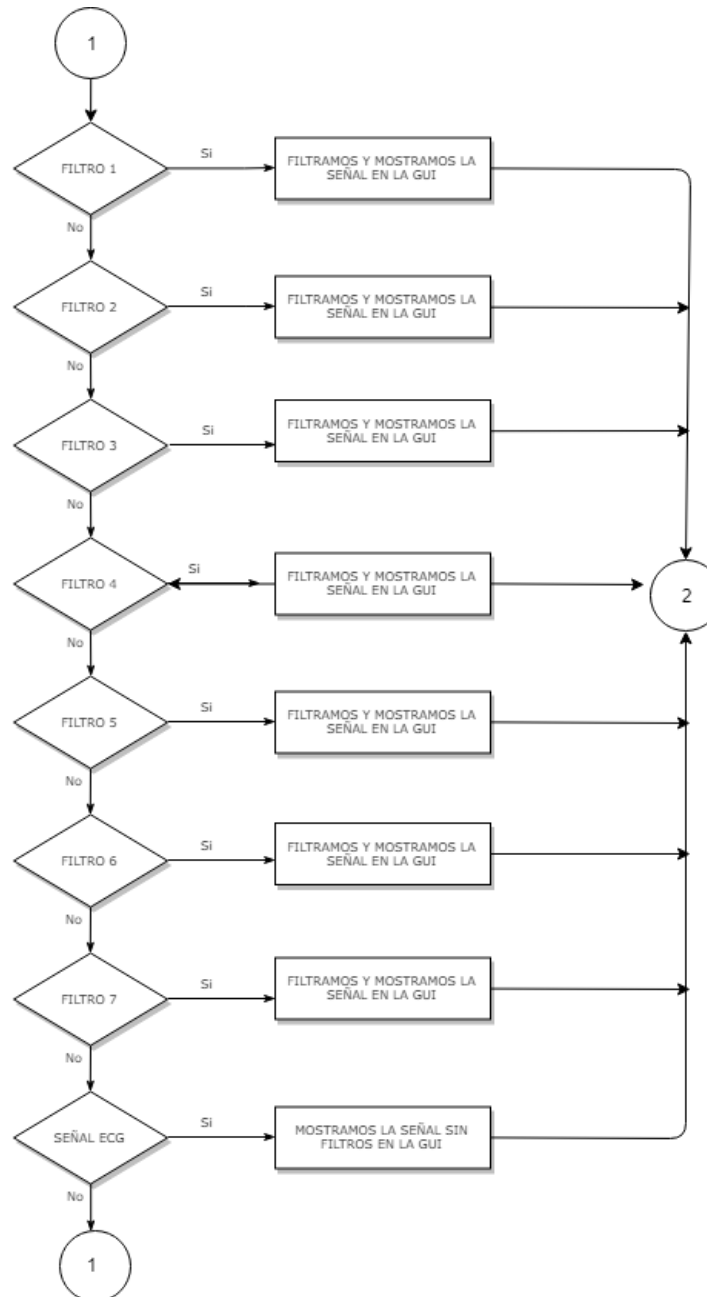


Figura 3.17 Diagrama de flujo para la selección del filtro digital. Elaborado en Draw.io. Elaboración propia

La figura 3.18 muestra el tercer bloque del diagrama de flujo de la etapa del microcontrolador donde se tiene la opción de guardar la data obtenida y la opción de poder colocarle un nombre.

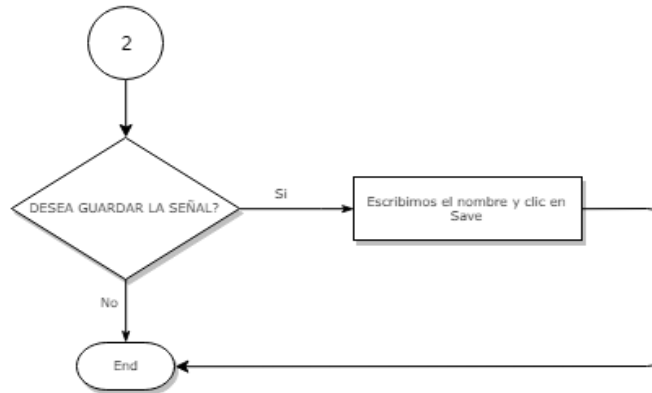


Figura 3.18. Diagrama de flujo para guarda la data obtenida. Elaborado en Draw.io. Elaboración propia

3.2.3.2. Consideración del Microcontrolador a elegir:

Para la elección del microcontrolador se tuvo en consideración algunos puntos:

- Conversor analógico digital de 12 bits
- Memoria de programa de 128 Kbyte
- Memoria RAM de 8 Kbyte.
- 1 UART
- Pertenezca a la familia DSP

En la tabla 3.2, se compara dos microcontroladores de la familia DSP, el DSPIC30F4013 y el DSPIC33FJ128MC802:

Tabla 3.2

Microcontroladores de la familia DSP

Parámetros\DSPIC	DSPIC30F4013	DSPIC33FJ128MC802
Rango de Voltaje	2.25 V – 5.5 V	3 V – 3.6 V
Corriente de consumo	–	76 mA (a 40 MIPS)
ADC	12 bits	12 bits
UART	2	2
Memoria Programa	24 Kbyte	128 Kbyte
RAM	2048 Bytes	16 Kbyte
Compatibilidad con Matlab	SI	SI

Tabla 3.2 Tabla de comparación de microcontroladores DSPIC30F4013 y DSPIC33FJ128MC802. Fuente: Datasheet

Los dos microcontroladores tienen un ADC de 12 bits, sin embargo, la memoria de programa y la memoria RAM del DSPIC33FJ128MC802 son mayores en comparación al DSPIC30F4013.

Asimismo, existe una herramienta llamada MPLAB® Device Blocks for Simulink® del mismo Microchip que nos permite trabajar con los DSPIC en Simulink, en la que el DSPIC33FJ128MC802 está libre de restricciones.

3.2.3.3. Diseño de Etapa de Filtro digital:

Para el diseño de los filtros digitales se tuvo en consideración las señales que perturban la señal ECG:

- Ruido:

Esta perturbación es producida por los componentes electrónicos y por las contracciones musculares o el movimiento entre el electrodo y la piel.

- Interferencia de la red eléctrica:

Uno de las señales de perturbación más común es la interferencia de la red eléctrica, en este caso en Perú la frecuencia de red eléctrica es de 60Hz, en la figura 3.19 se puede mostrar la perturbación de la señal:

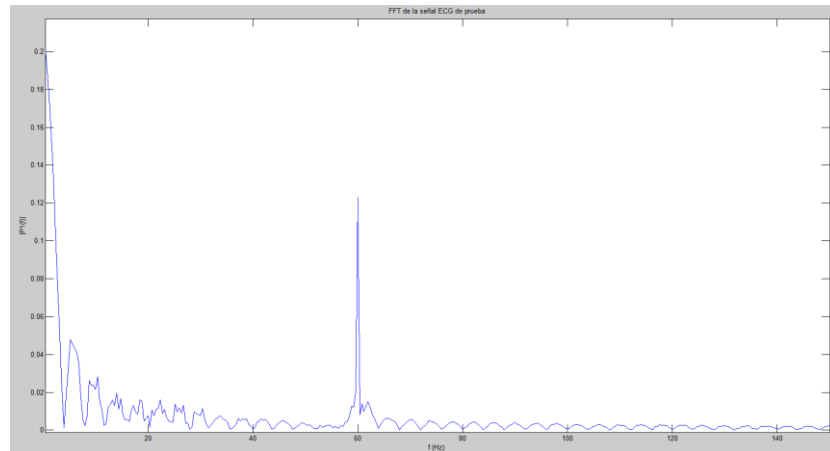


Figura 3.19 Se observa la FFT de la señal ECG donde se ve la interferencia de la red eléctrica. Elaborado en Matlab 2014. Elaboración propia

- Línea base:

Esta señal de perturbación es provocada por la respiración la cual se encuentra entre los rangos de 0 a 0.5Hz.

También se tuvo en consideración que para diagnostico la banda de trabajo está dada entre los rangos de 0.01 y 250 Hz. Para monitoreo la banda de trabajo está dada entre los rangos de 0.5 y 40 Hz. Y para muestreo la banda de trabajo está dada entre los rangos de 0.05 y 100 Hz.

Para el diseño de los filtros digitales se utilizó la herramienta de Matlab 2014, Filter Design & Analysis Tools, véase la figura 3.20:

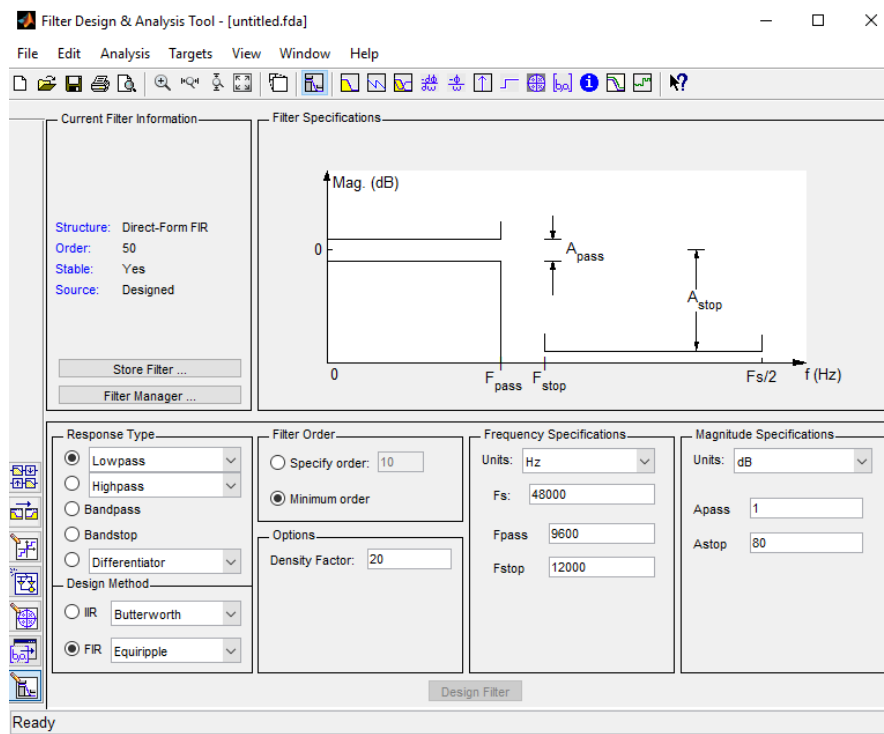


Figura 3.20. Herramienta Filter Design & Analysis Tools. Para el desarrollo de filtros. Fuente: Matlab 2014

Según Monroy, Villamizar, Otero y Altuve recomiendan utilizar el filtro digital FIR “a pesar del orden mucho mayor del filtro FIR, es preferible utilizar este tipo de filtro para eliminar el desplazamiento de la línea de base ECG”.

Se siguió esta recomendación y se diseñaron diferentes filtros en Matlab:

- Filtro FIR pasa bajo, utilizando la ventana Kaiser, con una frecuencia de muestreo de 1000, una frecuencia de corte 40 Hz y una atenuación de 60 dB. Obteniendo un Filtro FIR de orden 3626, como se muestra en la figura 3.21:

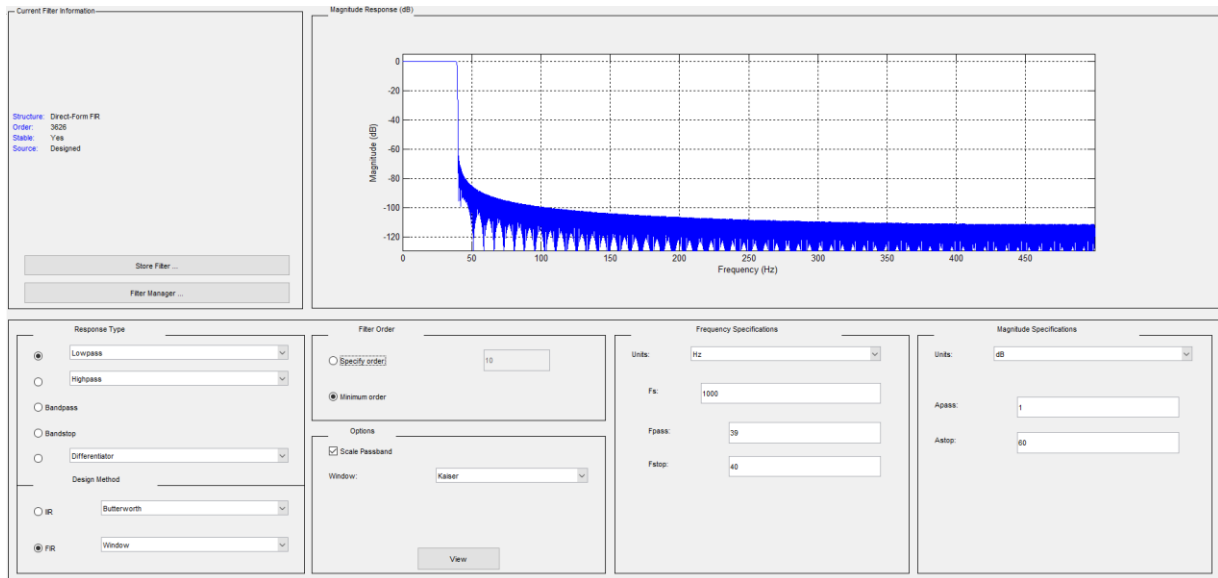


Figura 3.21 Diseño de filtro FIR pasabajo con ventana Kaiser con frecuencia de corte 40Hz. Elaborado en Matlab

- Filtro FIR rechaza banda, utilizando la ventana Kaiser, con una frecuencia de muestreo de 1000, una frecuencia de corte 60 Hz y una atenuación de 60 dB. Obteniendo un Filtro FIR de orden 7252, como se muestra en la figura 3.22:

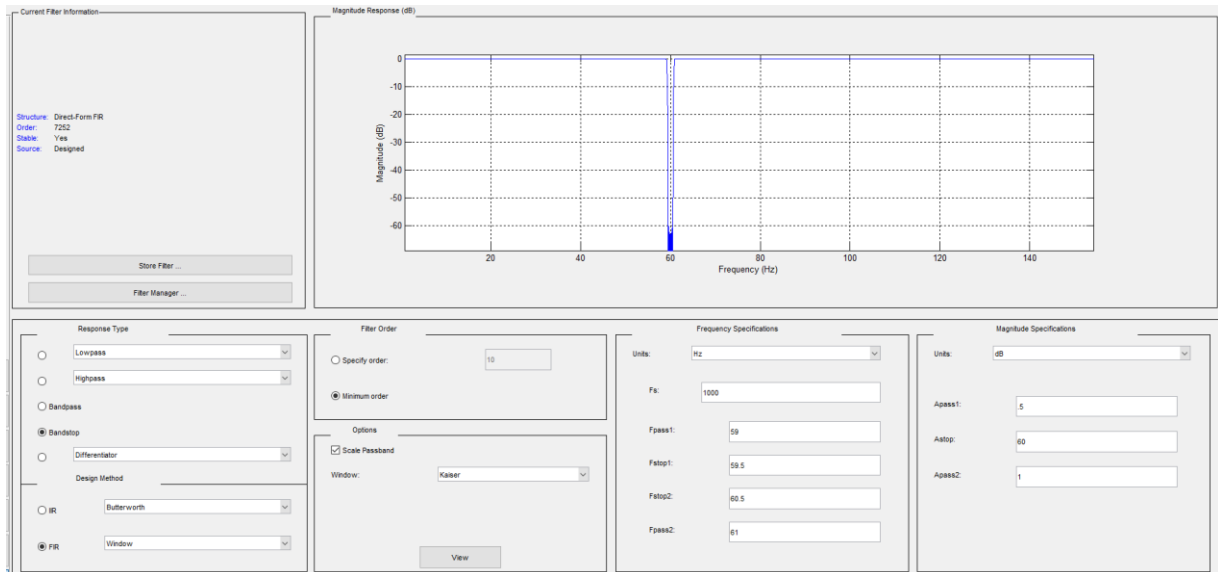


Figura 3.22 Diseño de filtro FIR rechaza banda con ventana Kaiser con frecuencia de corte de 60 Hz. Elaborado en Matlab

- Filtro FIR pasa alto, utilizando la ventana Kaiser, con una frecuencia de muestreo de 1000, una frecuencia de corte 0.5 Hz y una atenuación de 60 dB. Obteniendo un Filtro FIR de orden 36254, como se muestra en la figura 3.23:

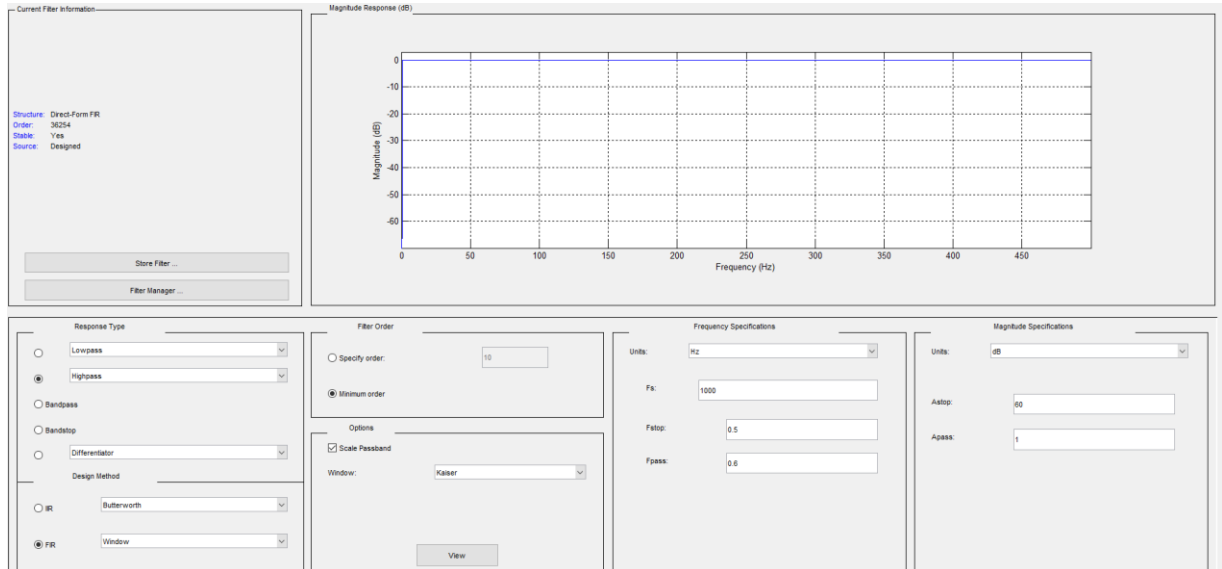


Figura 3.23 Diseño de filtro FIR pasa alto con ventana Kaiser con frecuencia de corte de 0.5 Hz. Elaborado en Matlab

3.2.4. Diseño etapa Interfaz gráfica de usuario:

3.2.4.1. Consideraciones del diseño:

Para el diseño de esta etapa se tomaron en cuenta los siguientes puntos:

- Se debe establecer conexión desde la interfaz gráfica de usuario.
- Se envía un dato para verificación de la conexión entre la PC y el sistema.
- Se pueda visualizar la señal ECG sin ningún filtro.
- Se pueda seleccionar diferentes filtros y visualizar la señal ECG con los diferentes filtros.
- Se debe guardar la data colocándole un nombre en específico.

3.2.4.2. Diseño de la interfaz gráfica de usuario:

Para el desarrollo de la interfaz gráfica de usuario se diseñó en el programa Matlab, donde se agregaron los botones necesarios para la conexión, los filtros, se agregó también la

gráfica para la visualización de señales y cuadros de ingreso de texto para colocar el nombre de los archivos a guardar, así como el título de la interfaz, véase la figura 3.24:

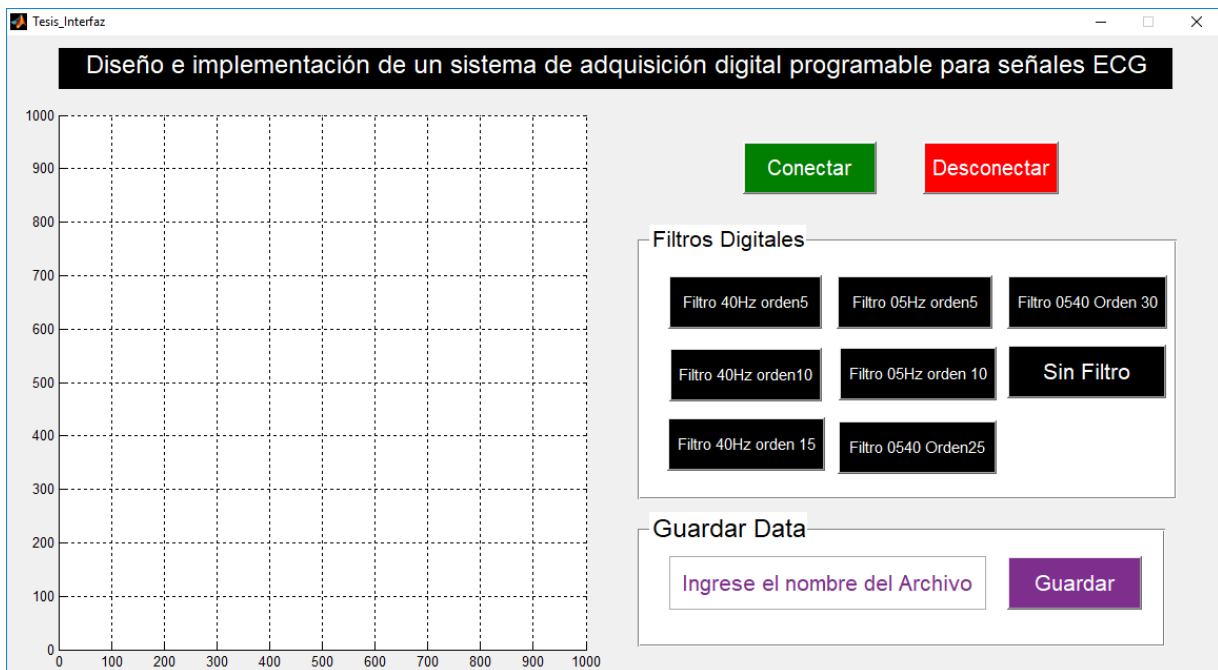


Figura 3.24 Diseño de interfaz gráfica a través del programa Matlab. Elaboración propia

3.3. Simulación del Sistema de adquisición:

Para esta parte se simularon los diseños desarrollados en la sección 3.2 Diseño del Sistema de adquisición.

3.3.1. Simulación de Etapa de Pre Amplificador:

Se simuló esta etapa en LTspice XVII, generando a través de V3 y V4 una señal de 5mV de amplitud y 60 Hz de frecuencia, agregando la parte interna el INA128 a la simulación, las resistencias de protección y la resistencia equivalente de la ganancia calculada en la sección 3.2.1.4. Ganancia de Etapa de amplificador de instrumentación, se puede observar el circuito en la figura 3.25:

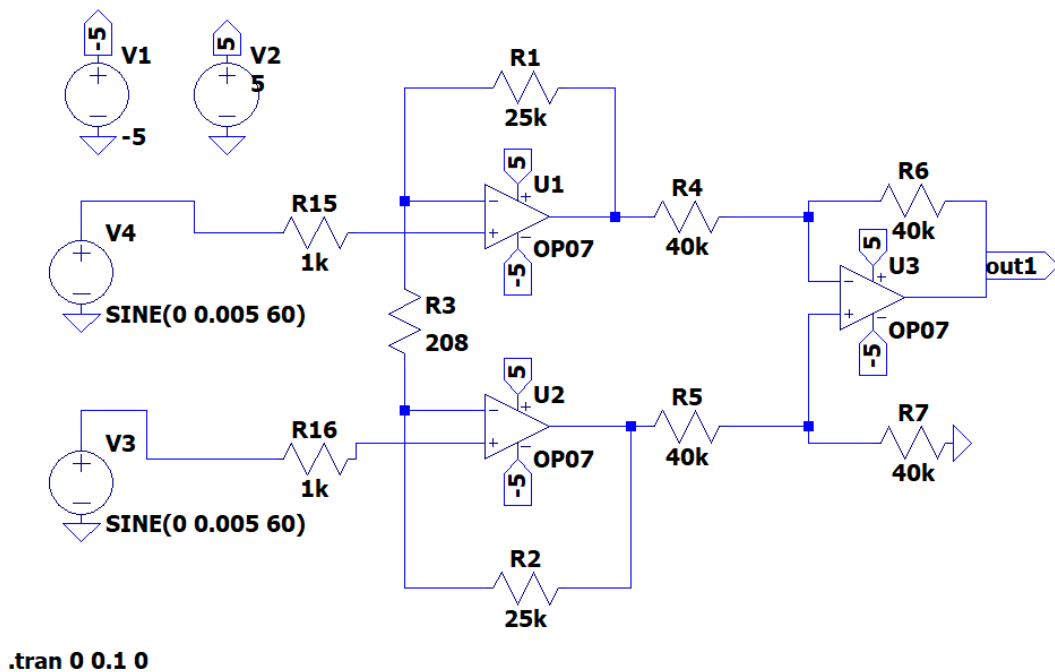


Figura 3.25. Circuito implementado en LTSpice XVII para la simulación del amplificador de instrumentación. Elaboración propia.

En la figura 3.25, se obtiene la gráfica de la amplitud de la señal llegando al voltaje calculado en la sección diseño de amplificador, siendo la señal azul una señal de 5mV y la señal roja la señal amplificada de 1.2V

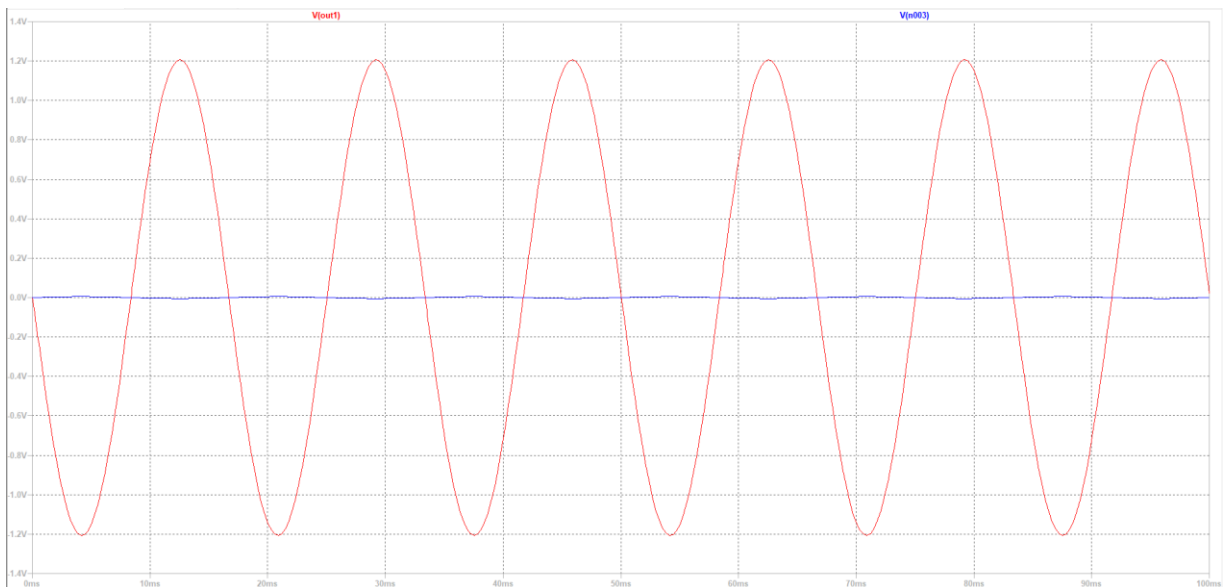


Figura 3.26 Señal obtenida de la simulación del circuito, donde se aprecia la amplificación de la onda generada de 5mV. Elaborado en LTSpice XVII. Elaboración propia

3.3.2. Simulación de Etapa de Acondicionamiento de señal:

3.3.2.1. Simulación de Etapa de Ajuste de offset:

Se realiza la simulación con LTSpice XVII para visualizar como afectaría a la señal con la etapa de ajuste de offset, véase la figura 3.27:

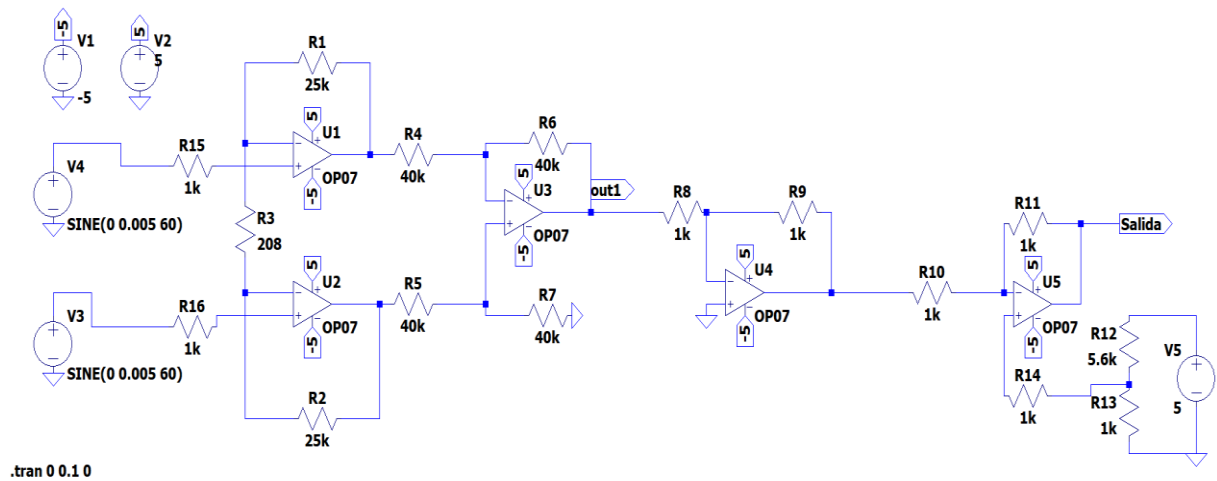


Figura 3.27. Circuito de Etapa de amplificador de instrumentación con la etapa de ajuste de offset, para simular la señal a obtener. Elaboración LTSpice XVII. Elaboración propia

En la figura 3.28 se observan dos señales, la señal inferior es la señal de la etapa del amplificador de instrumentación y la señal superior es la señal de salida de la etapa de ajuste de offset, también se visualiza una línea esta representa el voltaje del divisor de voltaje:

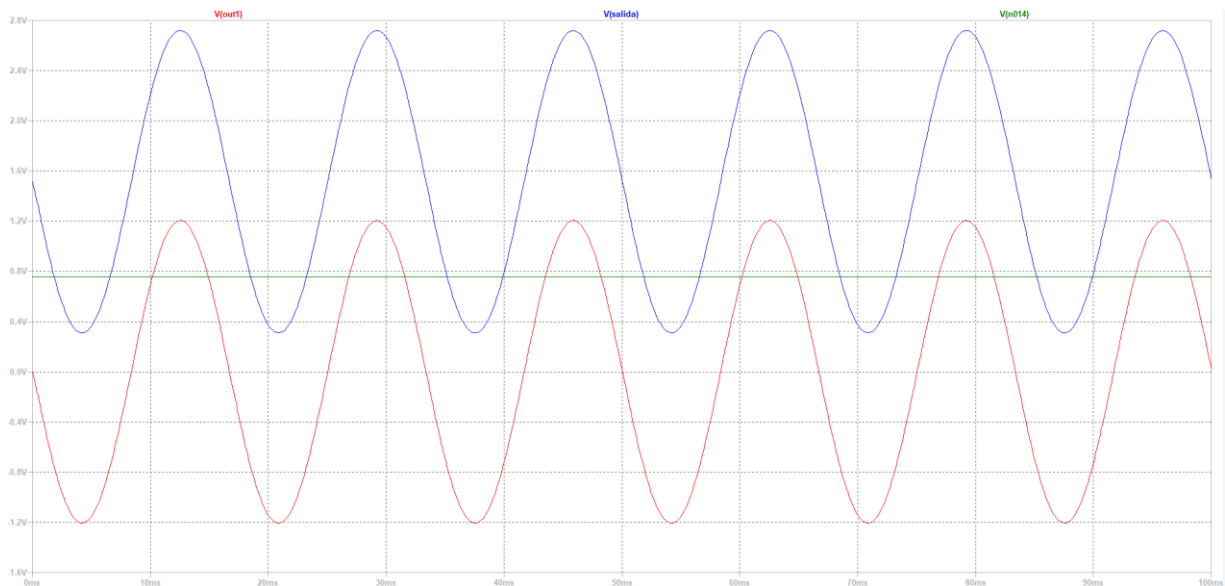


Figura 3.28. Señal inferior es de la salida de la etapa del pre amplificador, señal superior es de la salida de la etapa del ajuste del offset y la línea es el voltaje del divisor de voltaje de la etapa del ajuste del offset. Elaboración LTspice XVII. Elaboración propia

3.3.2.2. Simulación de la Etapa del búfer:

Para la simulación del búfer se utilizó el circuito que se muestra en la figura 3.25:

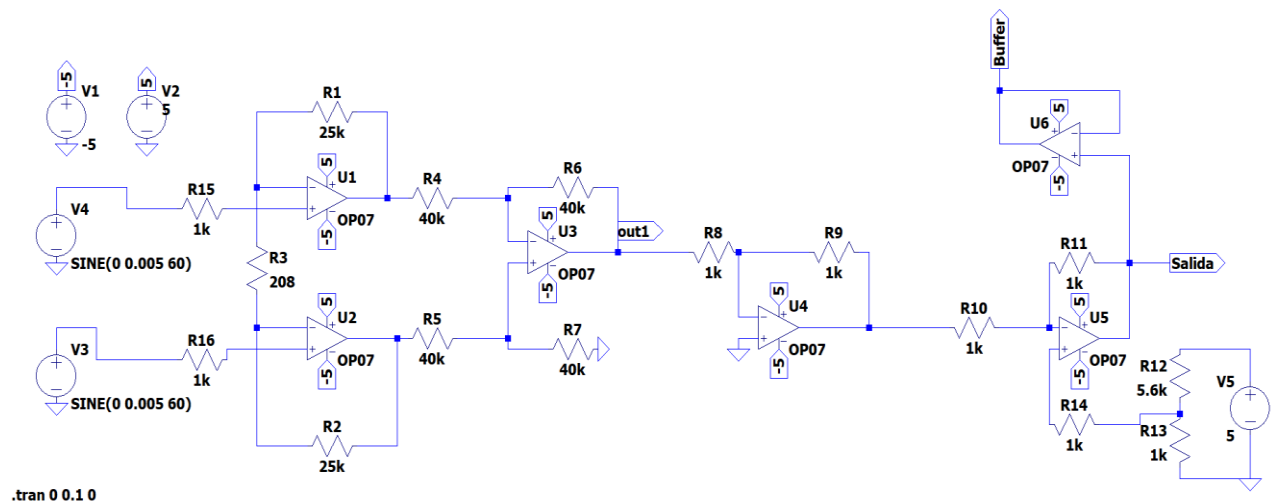


Figura 3.29. Circuito completo de la etapa de pre amplificador, etapa del ajuste de offset y etapa del búfer. Elaborado en LTspice XVII. Elaboración propia

Obteniendo que la señal de la salida de la etapa del búfer es la misma de la salida de la etapa del ajuste de offset y la misma de la salida de la etapa del pre amplificador, véase la figura 3.30:

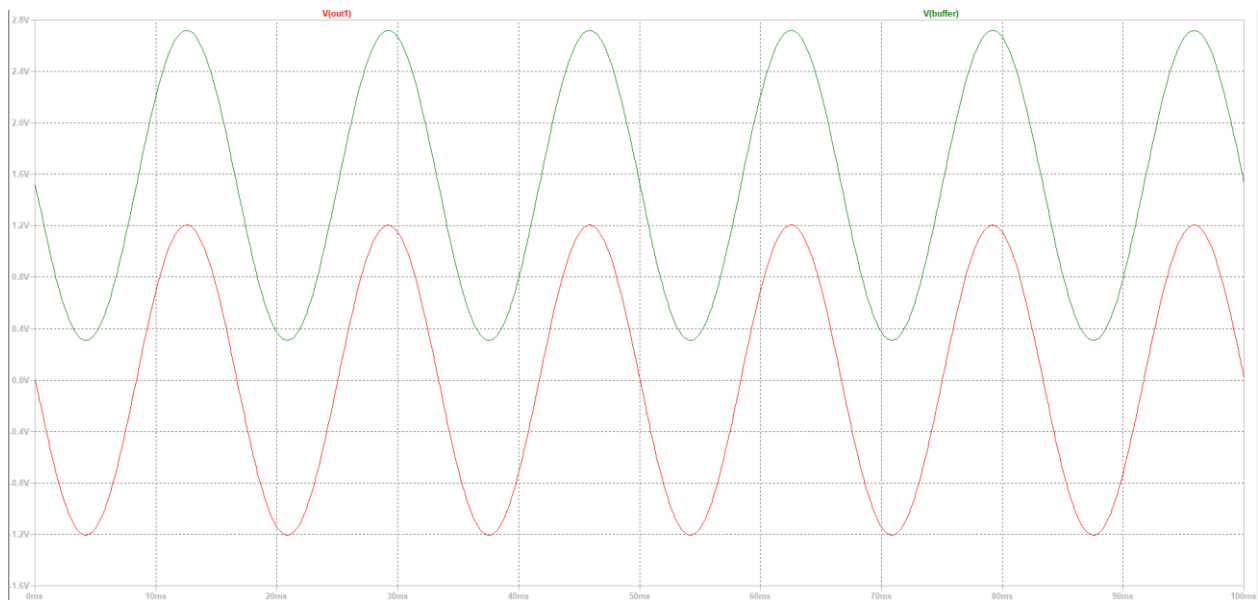


Figura 3.30. Señal inferior obtenida por la etapa del pre amplificador y la señal superior obtenida por la etapa del búfer. Elaborado en LTspice XVII. Elaboración propia

3.3.3. Simulación de Etapa Microcontrolador:

3.3.3.1. Simulación de Etapa Filtro Digital:

En esta etapa se simuló la etapa del filtro digital utilizando el software Matlab para ello se utilizó dos señales ECG obtenidas a través del osciloscopio Siglent, la primera señal pertenece a la etapa del pre amplificador, véase la figura 3.31, y la segunda señal pertenece a la etapa de acondicionamiento de señal, véase la figura 3.32. Además, la información fue adquirida a través del puerto USB en el formato .csv:

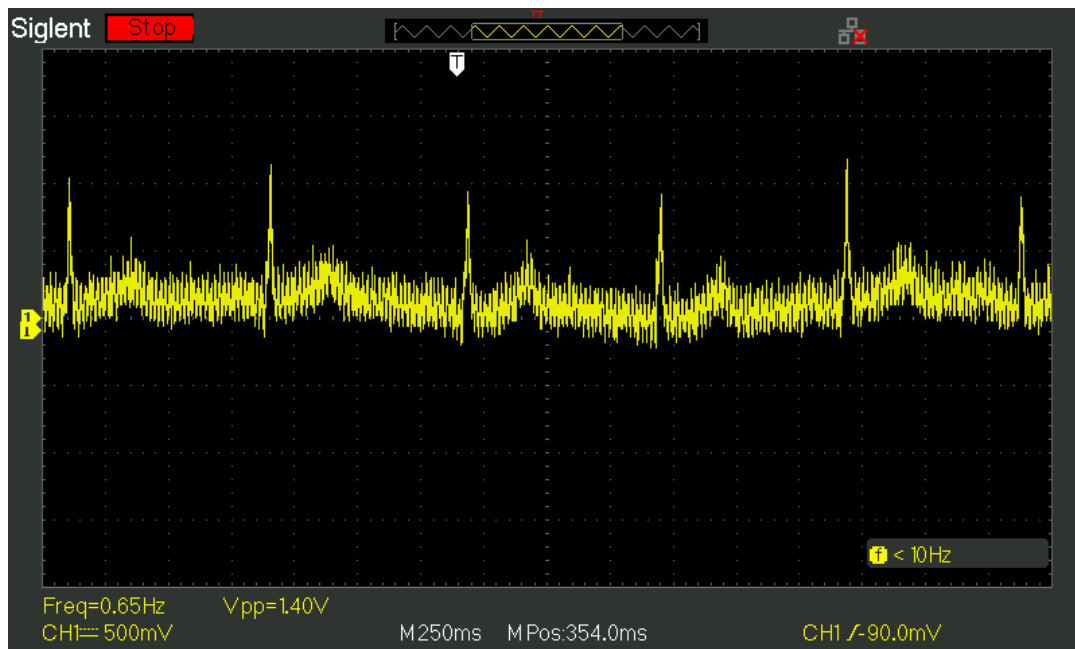


Figura 3.31 Señal ECG adquirida de la etapa del pre amplificador. Elaboración propia

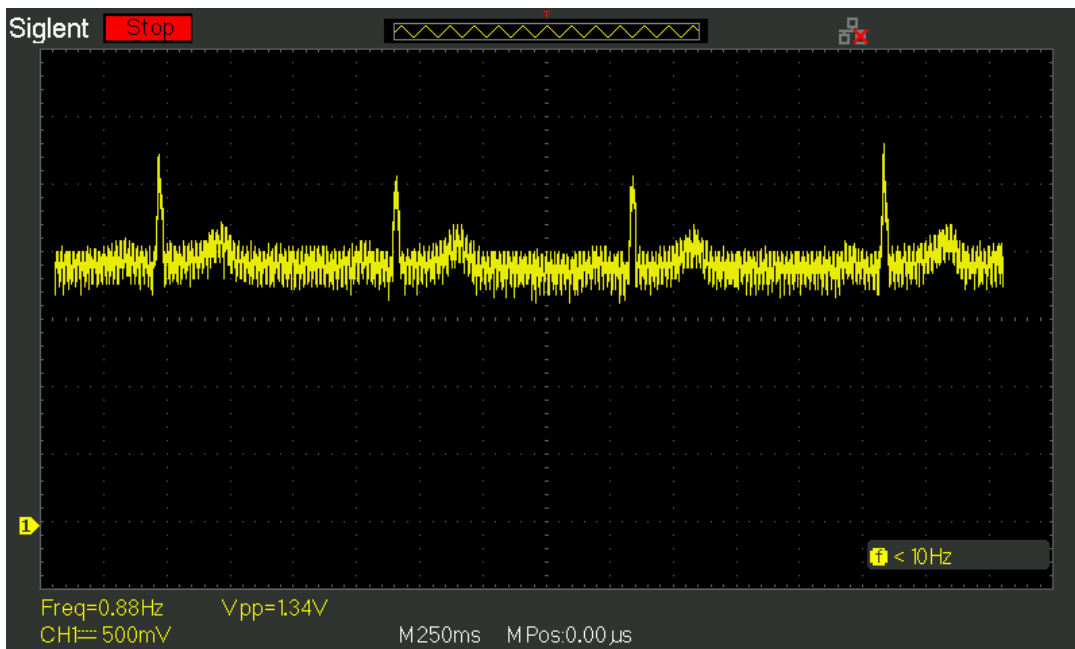


Figura 3.32 Señal ECG adquirida de la etapa del acondicionamiento de la señal. Elaboración propia

Se creó un código en Matlab se estableció dos filtros FIR, el primer filtro es un pasa bajo con una frecuencia de corte 40 Hz, de orden 100 y con una frecuencia de muestreo de 1000 y el

segundo filtro es un filtro notch con una frecuencia de corte de 60 Hz de orden 100 y con una frecuencia de muestreo de 1000, véase la figura 3.33:

```
1 - clear
2 - clc
3 - Fs = 1000; %Según la información del Osciloscopio
4 - T = 1/Fs;
5 - L = 38800;
6 - Array=csvread('off_250_data_1.csv');%
7 - coll = Array(:, 1); %Tiempo
8 - col2 = Array(:, 2); %Amplitud
9 - % t = coll;
10 - t = coll-1;
11 - h = fir1(100,[40]/(Fs/2));
12 - h1 = fir1(100,[60]/(Fs/2),'stop');
13 - var = filter(h,1,col2);
14 - var1 = filter(h1,1,col2);
15 - figure(1),subplot(311),plot(t,col2);
16 - title('ECG Original')
17 - figure(1),subplot(312),plot(t,var);
18 - title('ECG Filtrada 40')
19 - figure(1),subplot(313),plot(t,var1);
20 - title('ECG Filtrada 60')
```

Figura 3.33. Código para el filtrado de la señal ECG obtenida en el osciloscopio. Elaboración propia

Se puede apreciar en la figura 3.34 la señal ECG original, la señal ECG filtrada con frecuencia de corte de 40 Hz y la señal ECG filtrada con frecuencia de corte de 60 Hz:

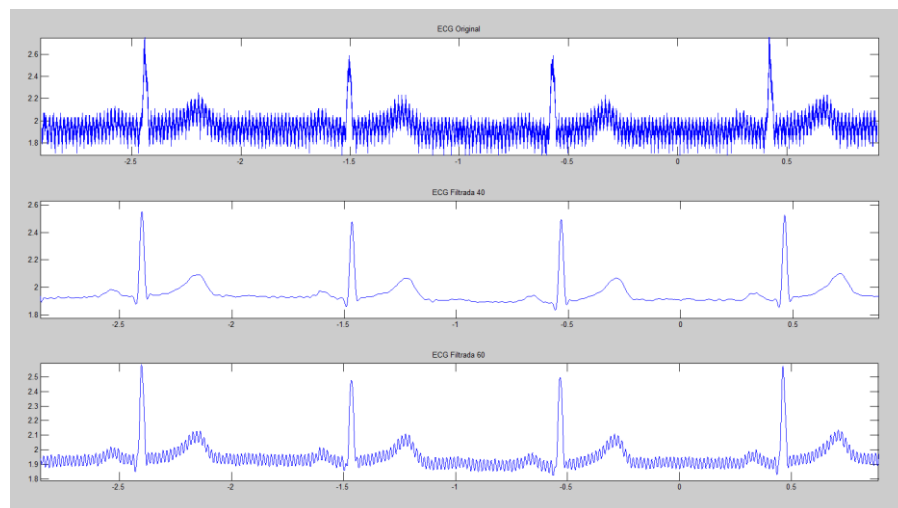


Figura 3.34. Comparación de la Señal ECG original, Señal ECG de 40 Hz y Señal ECG de 50Hz . Elaborado en Matlab. Elaboración propia

Si bien se logra filtrar la señal con dos filtros de orden de 100, el microcontrolador no puede trabajar con un filtro mayor a un orden de 130. Esto se concluyó realizando pruebas con el ADC del microcontrolador y visualizando la señal a través del Osciloscopio para lo cual se creó un programa, véase la figura 3.35, en este programa se coloca un filtro FIR de orden 130 con una frecuencia de corte de 40Hz además se enciende y apaga un led cada 100ms para ver que realmente se puede hacer más funciones mientras se realiza el filtrado:

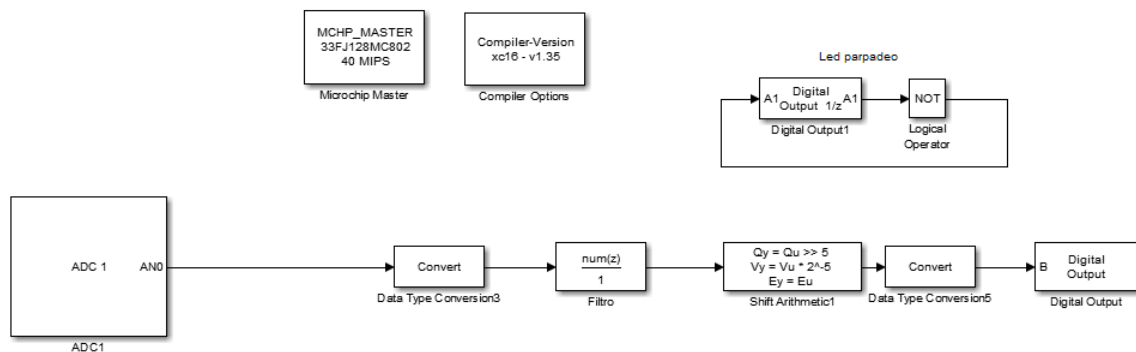


Figura 3.35 Programa para la saber hasta que filtro puede manejar el microcontrolador. Elaborado en Matlab. Elaboración propia

Logrando visualizar en el osciloscopio que sólo se puede trabajar hasta un filtro FIR de orden 130, véase la figura 3.36:

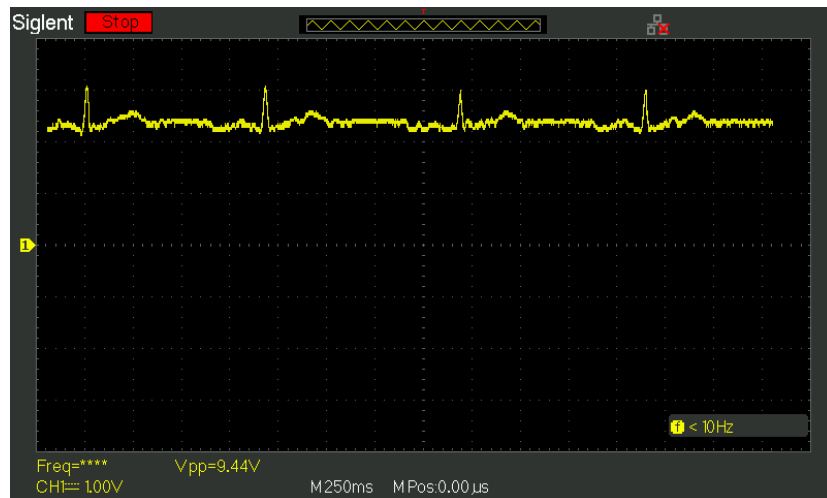


Figura 3.36 Señal obtenida del microcontrolador a través del DAC, se visualiza la señal ECG con un filtro FIR pasa bajo de orden 130. Elaboración propia

En las pruebas también se obtuvo que colocando un filtro de orden 140 se puede observar la señal filtrada en el osciloscopio, pero el LED no enciende, véase la figura 3.37:

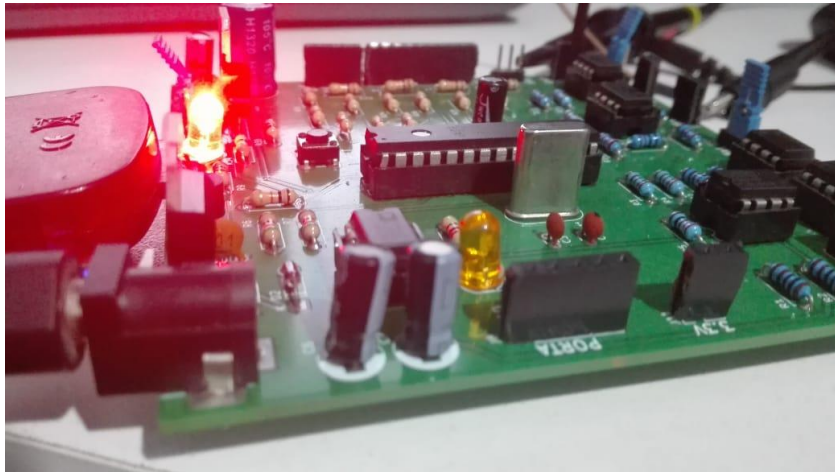


Figura 3.37 LED de verificación del programa no enciende con un filtro de orden 140. Elaboración propia

3.4. Implementación de la investigación:

En esta parte se explica la implementación de la investigación para ello se desarrolló el hardware en el programa KiCad 5.0 y la programación del microcontrolador en el software Simulink.

Logrando realizar la PCB como se muestra en la figura 3.38:

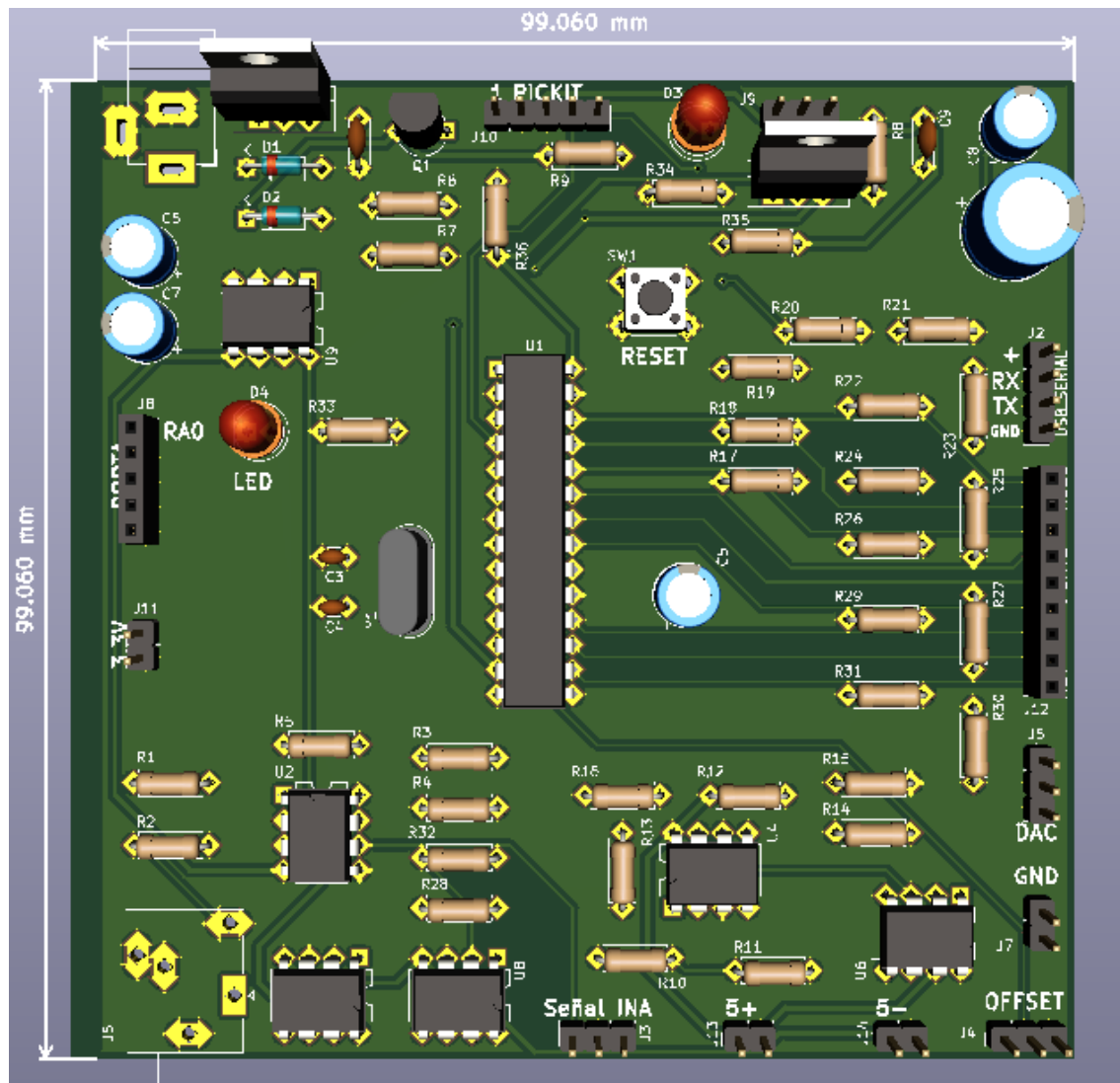


Figura 3.38 PCB de la investigación. Desarrollada en KiCad 5.0. Elaboración propia

3.4.1. Implementación de la Etapa del Pre Amplificador:

Se implementó la etapa del pre amplificador como se muestra en la figura 3.39:

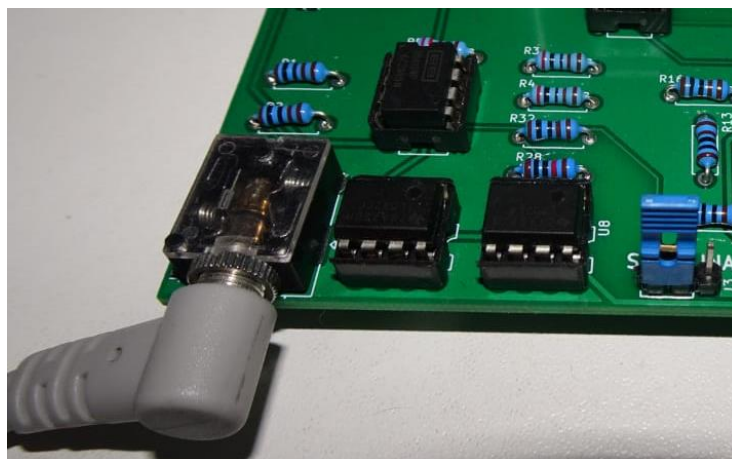


Figura 3.39 Implementación de la etapa del Pre amplificador. Elaboración propia

A la salida de esta etapa se pudo apreciar a la señal ECG de derivada II, véase la figura 3.40:

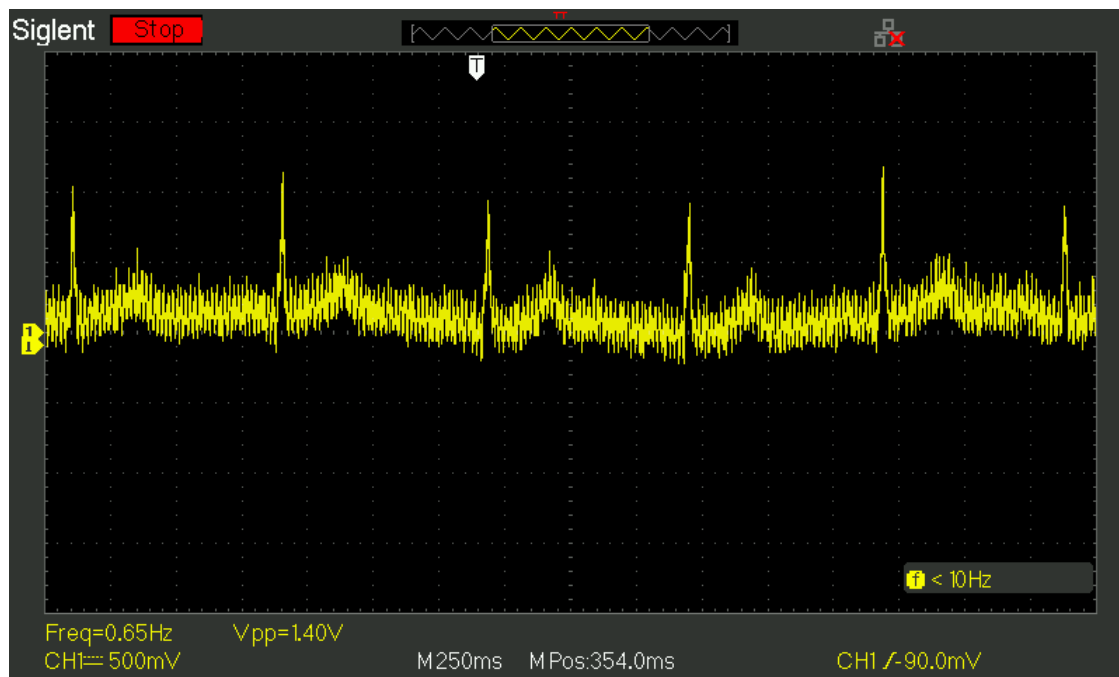


Figura 3.40 Señal ECG obtenida de la salida de la etapa del Pre Amplificador. Elaboración propia

3.4.2. Implementación de la etapa de Acondicionamiento de la señal:

Se implementó la etapa del pre amplificador como se muestra en la figura 3.39:

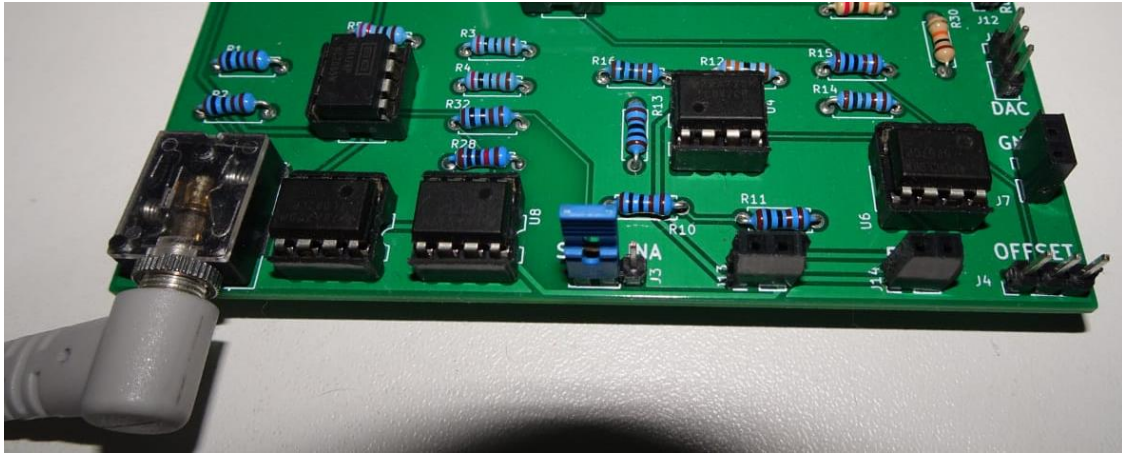


Figura 3.41 Implementación de la etapa de Acondicionamiento de la señal y la etapa de Pre Amplificador.
Elaboración propia

Visualizándose la señal de salida de esta etapa a través del osciloscopio, véase la figura 3.42:

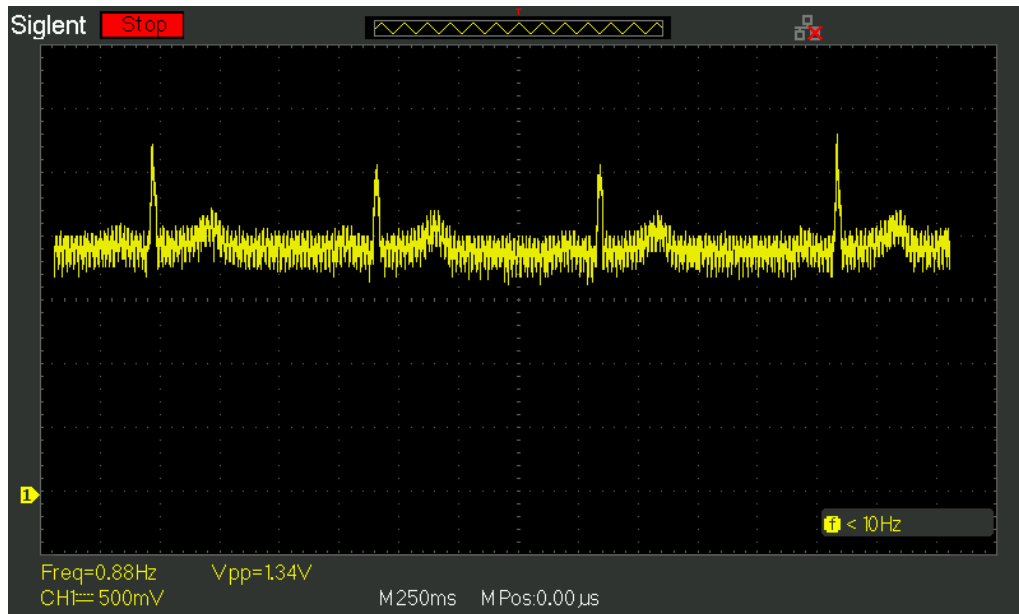


Figura 3.42 Señal ECG obtenida de la salida de la etapa de Acondicionamiento de la señal, además se aprecia que la señal subió gracias al offset. Elaboración propia

3.4.3. Implementación de la Etapa Microcontrolador:

En esta etapa se explica el conversor analógico digital del microcontrolador, los filtros digitales y la transmisión de los datos.

3.4.3.1. Programa general de la Etapa Microcontrolador:

En la figura 3.43 se visualiza el programa principal del microcontrolador, desarrollado en Simulink.

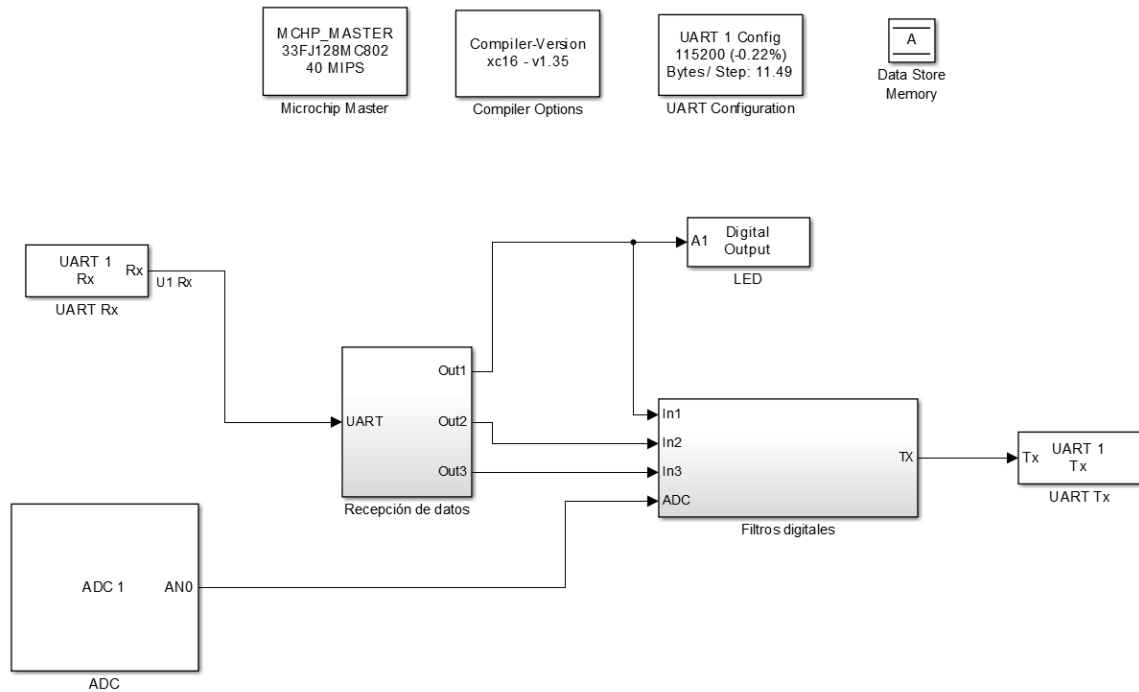


Figura 3.43. Programa principal desarrollado en Simulink

3.4.3.2. Configuración del microcontrolador

En esta primera etapa de la programación se configura los puertos de salida y entrada del microcontrolador y se configura el oscilador del microcontrolador.

Se implementa un circuito electrónico R2R que se será el DAC (Conversor digital analógico) de la investigación para poder visualizar la señal de salida a través de un osciloscopio, utilizando los pines RB0 al pin RB6, como se muestra en la figura 3.44:

Figura 31

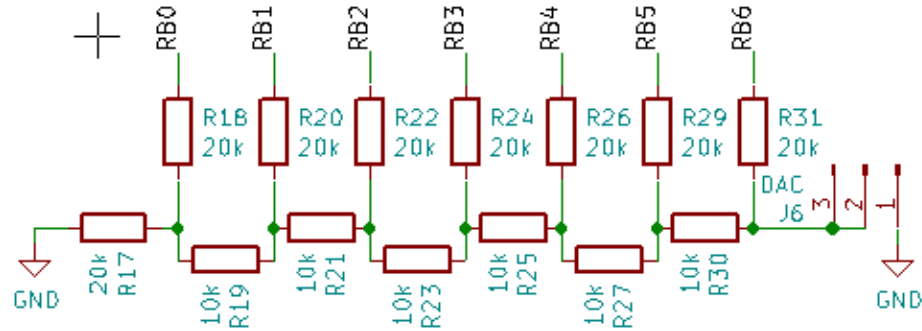


Figura 3.44. Circuito eléctrico R2R, para conversión digital analógica. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

Asimismo, se utiliza el pin RA1 para el indicador de la conexión colocando un LED en este pin, véase la figura 3.45:

Figura 32

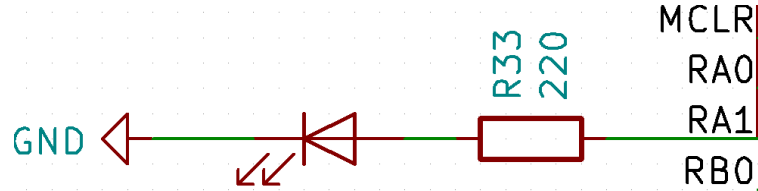


Figura 3.45. Resistencia y Led para la verificación de la conexión con el puerto COM. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

De la misma manera, se configuró al pin RA0 como entrada analógica, del cual se menciona en la sección 3.4.3.3. ADC. Para la comunicación se utilizó el pin RB10 como recepción y al pin RB11 como transmisión, estos pines se verán a mayor detalle en la sección 3.4.3.4 UART. Se configuró el microcontrolador con un cristal 10MHz, activando el PLL llegando hasta los 40 Mega instrucciones por segundo, como se aprecia en la figura 3.46

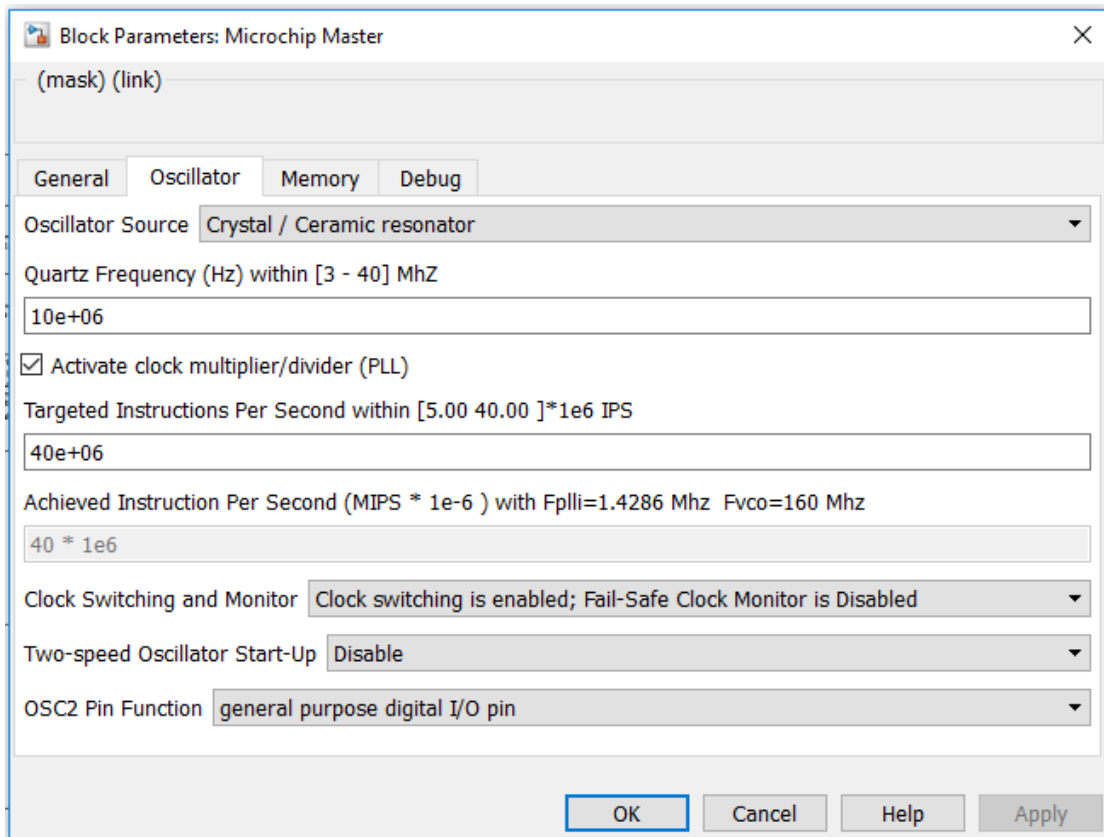


Figura 3.46. Configuración del oscilador, llegando a una frecuencia de 40MIPS. Elaborado en Simulink. Elaboración propia

Siendo F_{CY} :

$$\text{Frecuencia cristal} = F_{IN} = 10\text{MHz}$$

$$\text{Si el PLL está activado: } F_{CY} = F_{IN} \times \frac{M}{N_1 \times N_2}$$

Donde:

$$N_1 = 7, N_2 = 4, M = 112$$

Obteniendo como resultado:

$$F_{CY} = 10\text{MHz} \times \frac{112}{7 \times 4} = 40\text{MHz}$$

Y T_{CY} :

$$T_{CY} = \frac{1}{F_{CY}} = \frac{1}{40\text{MHz}} = 25\text{nS}$$

3.4.3.3. ADC

Se realizó la configuración del ADC a través de la interfaz del bloque de MPLAB X seleccionando el modo 12 bits, utilizando el CH0 o AN0 para el ingreso de la señal, asimismo se utilizó el formato de unsigned integer para la salida de datos y se tomó en consideración los requerimientos del reloj para la configuración del ADC, como se muestra en la figura 3.47:

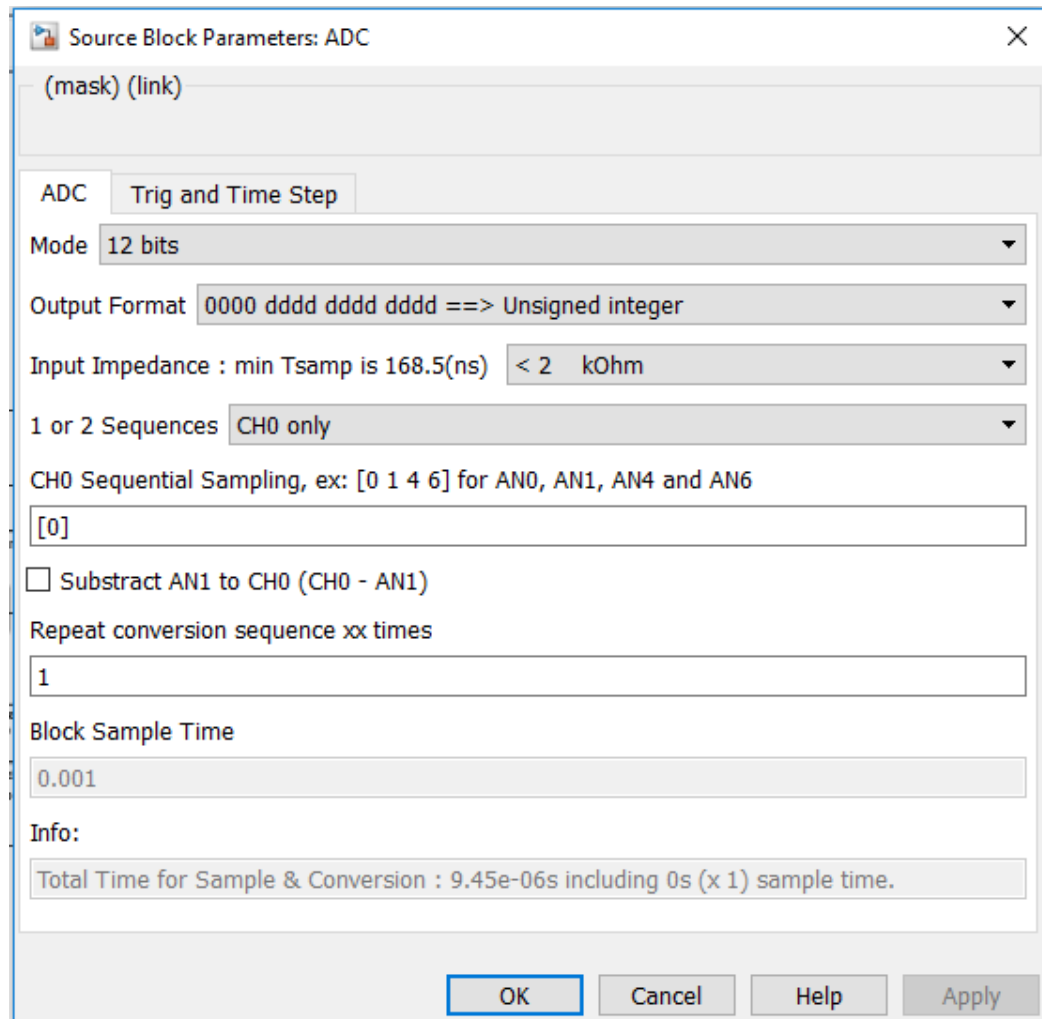


Figura 3.47. Configuración del ADC del microcontrolador. Elaborado en Simulink. Elaboración propia

También se configuró la resistencia de impedancia que no sea mayor a los 2Kohm, esto se estableció según la figura 36 la cual indica que la impedancia de la fuente analógica R_s , la impedancia de RIC y la impedancia del interruptor de muestreo interno R_{ss} se combinan y afectan directamente al tiempo requerido para cargar el condensador.

Figura 36

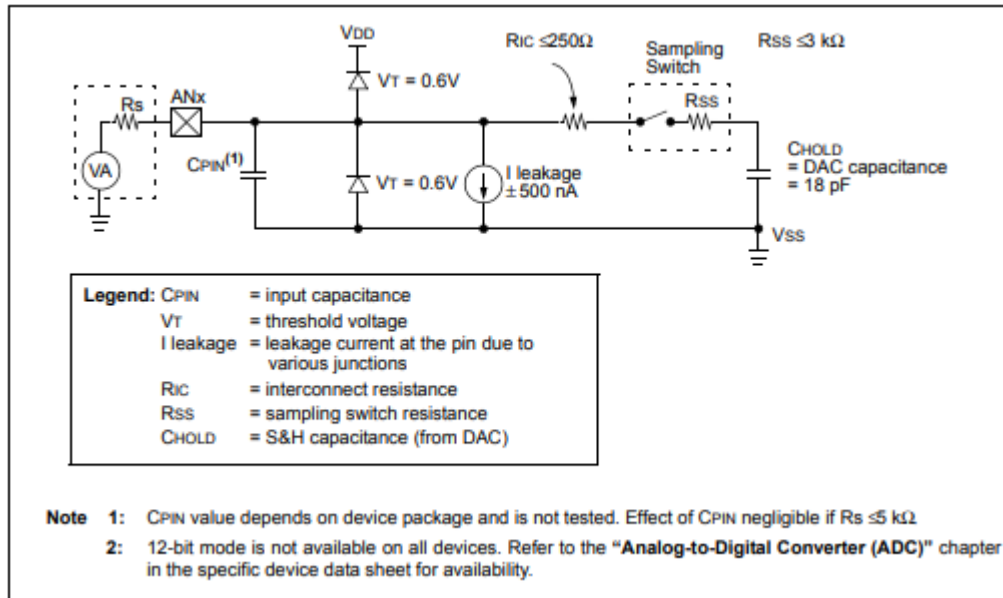


Figura 3.48. Resistencia de entrada del ADC. Fuente: Datasheet DSPIC33FJ128MC802

En la figura 3.49, se puede visualizar los parámetros mínimos requeridos para una configuración estándar del ADC según el datasheet del microcontrolador:

AC CHARACTERISTICS			Standard Operating Conditions: 3.0V to 3.6V (unless otherwise stated) Operating temperature $-40^{\circ}C \leq T_A \leq +85^{\circ}C$ for Industrial $-40^{\circ}C \leq T_A \leq +125^{\circ}C$ for Extended				
Param No.	Symbol	Characteristic	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Clock Parameters							
AD50	TAD	ADC Clock Period	117.8	—	—	ns	—
AD51	tRC	ADC Internal RC Oscillator Period	—	250	—	ns	—
Conversion Rate							
AD55	tCONV	Conversion Time	—	14 TAD	—	ns	—
AD56	FCNV	Throughput Rate	—	—	500	Ksps	—
AD57	TSAMP	Sample Time	3 TAD	—	—	—	—
Timing Parameters							
AD60	tPCS	Conversion Start from Sample Trigger ⁽²⁾	2 TAD	—	3 TAD	—	Auto convert trigger not selected
AD61	tPSS	Sample Start from Setting Sample (SAMP) bit ⁽²⁾	2 TAD	—	3 TAD	—	—
AD62	tCSS	Conversion Completion to Sample Start (ASAM = 1) ⁽²⁾	—	0.5 TAD	—	—	—
AD63	tDPU	Time to Stabilize Analog Stage from ADC Off to ADC On ⁽²⁾	—	—	20	μs	—

Figura 3.49. Requisitos mínimos para el microcontrolador. Fuente: Datasheet DSPIC33FJ128MC802

Primero se estableció el TAD, para ello se utilizó el registro AD1CON3, en el cual se configura la fuente de la conversión del ADC y se calculó cuanto es el valor del TAD, obteniendo que $AD1CON3 = 0x1A$.

$$TAD = 27 \times T_{CY} = 27 \times 25nS = 675nS$$

Siendo TAD mayor al requerido, de la misma manera se obtuvo el tiempo de conversión que es 14 TAD:

$$T_{conv} = 14 \times TAD = 14 \times 675 nS = 9.45 \mu S$$

El tiempo de muestreo es 3 veces el TAD:

$$T_{samp} = 3 \times TAD = 3 \times 675 nS = 2.025 \mu S$$

3.4.3.4. UART:

Se realizó la configuración del UART a través de la interfaz del bloque de Simulink, en la figura 3.50 se observa la configuración de la velocidad de transmisión de 115200 baudios y la selección de los pines de recepción y transmisión:

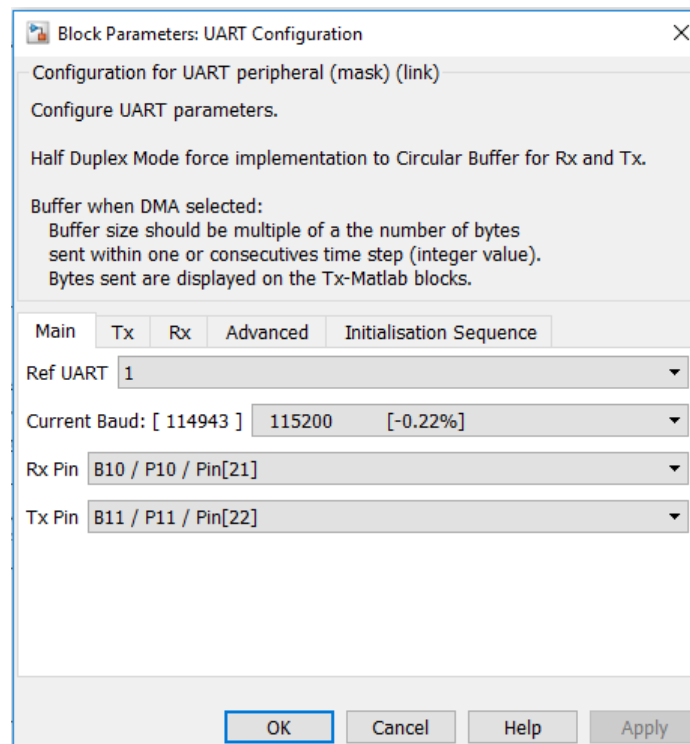


Figura 3.50. Configuración de UART a través de Simulink. Elaboración propia

Siendo:

$$BRGH = 1; \text{generando 4 relojes por periodo de bit.}$$

Hallando:

$$U1BRGH = \frac{40MHz}{4 \times 115200} - 1 = 85.80 \cong 86 \rightarrow 0x56 \text{ en hex}$$

Para la transmisión se configura con prioridad 5, el tamaño de un buffer de 1024 Bytes y se habilita la interrupción cuando el buffer está vacío, observe la figura 3.51:

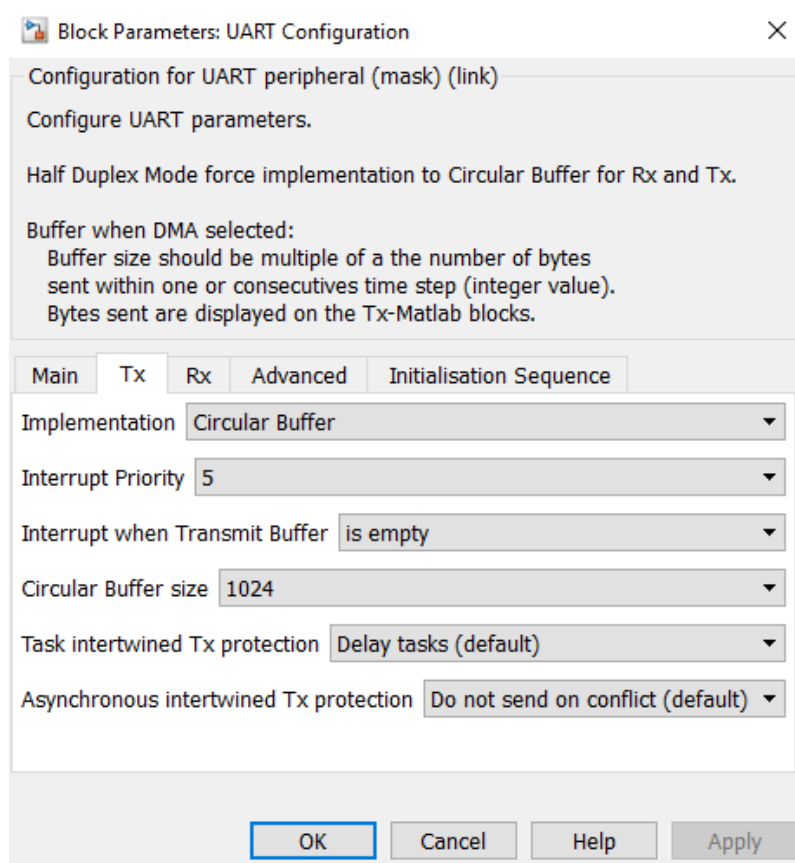


Figura 3.51. Configuración de la transmisión del UART. Elaborado en Simulink. Elaboración propia.

Y para la recepción se configura con prioridad 7, el tamaño de un buffer de 1024 Bytes y se habilita la interrupción cuando el buffer ha sido llenado, observe la figura 3.52

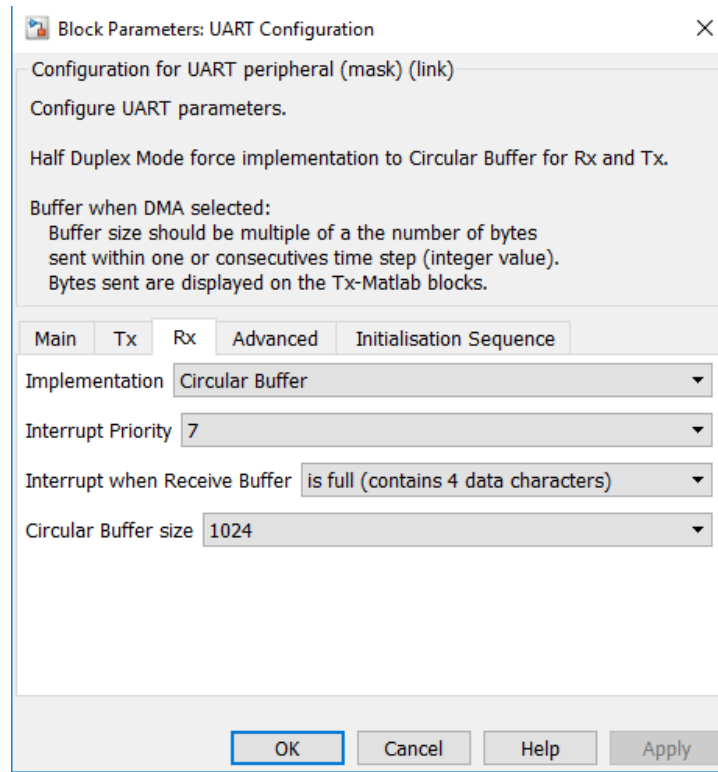


Figura 3.52. Configuración de la recepción del UART. Elaborado en Simulink. Elaboración propia

Implementando en el programa la sección recepción de datos, la cual fue mostrada en la sección 3.4.3.1 programa general de la etapa microcontrolador, donde al recibir un dato este es comparado con unos números para saber que filtro se seleccionará véase la figura 3.53:

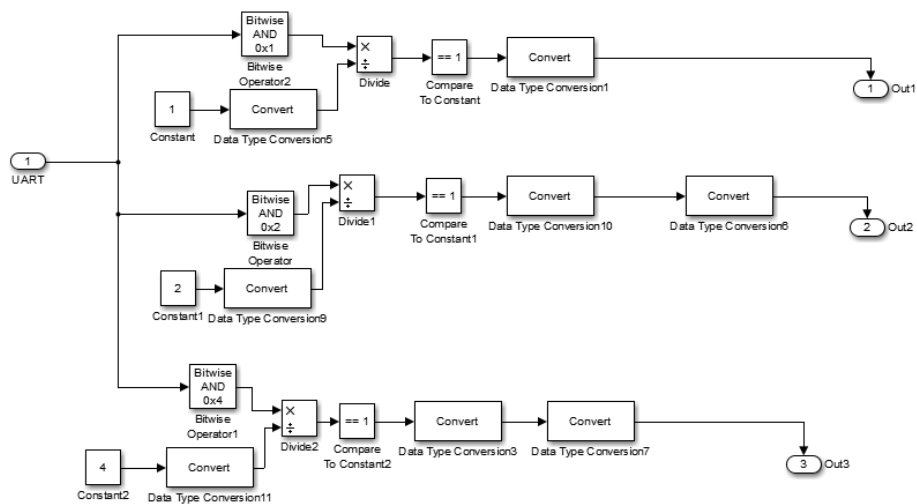


Figura 3.53 Recepción de datos para saber que filtro se seleccionará. Elaborado en Simulink. Elaboración propia

3.4.3.5. Filtros digitales:

Se implementaron 7 filtros digitales teniendo en cuenta hasta el orden de filtro que puede llegar el microcontrolador visto en la sección 3.3.3.1 Simulación de Etapa Filtro Digital y tomando en cuenta las perturbaciones y los filtros necesarios para eliminar estos ruidos vistas en la sección 3.2.3.3. Diseño de Etapa de Filtro digital.

Y como se observa en la figura 3.54, se implementó el siguiente programa para poder agregar los filtros digitales:

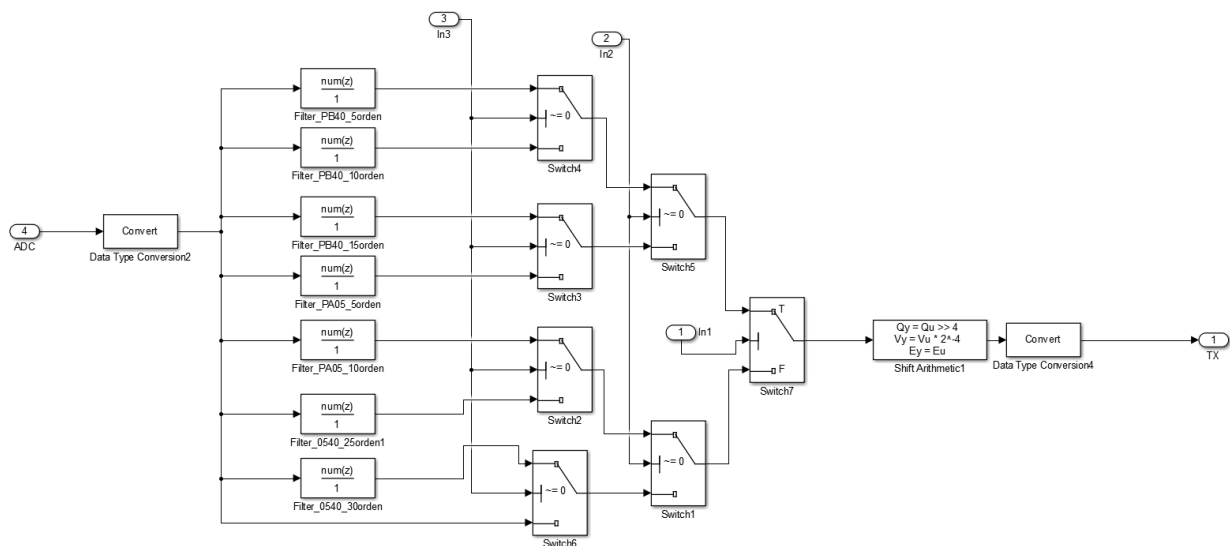


Figura 3.54 Implementación de filtros digitales en el programa. Elaborado en Simulink. Elaboración propia.

3.5. Implementación de la Interfaz Gráfica de Usuario:

Se obtiene las señales ECG con los filtros respectivos. Así como en la figura 3.55 donde se visualiza la señal ECG sin filtrar:

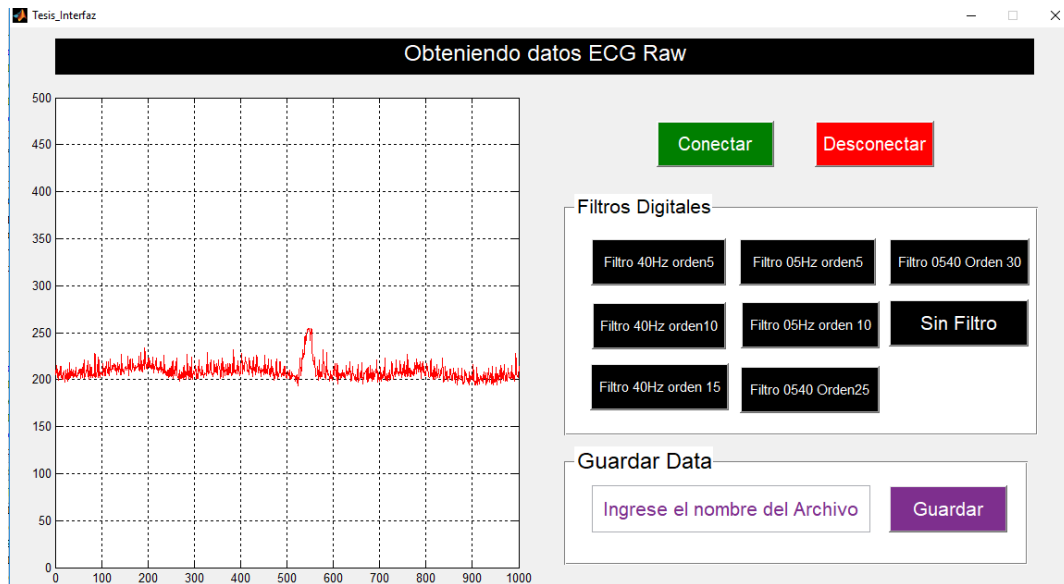


Figura 3.55 Señal ECG Obtenida de la investigación sin filtrar, visualizada en la interfaz gráfica. Elaboración propia

Se observa también la señal ECG obtenida del filtro FIR pasa banda de 0.5 Hz a 40 Hz de orden 30, véase la figura 3.56:

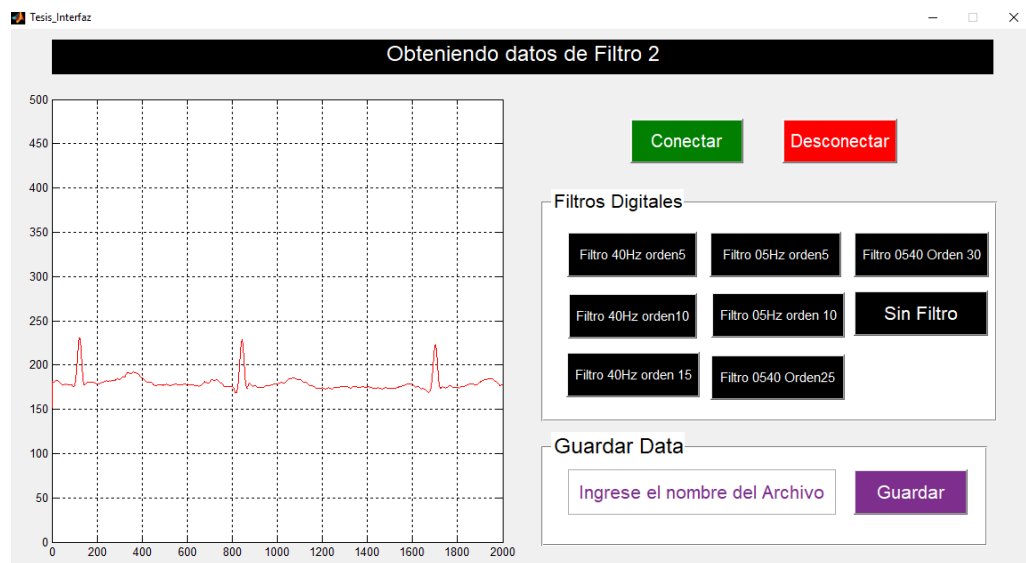


Figura 3.56. Señal ECG filtrada con un filtro FIR pasa banda de 0.5Hz a 40 Hz de orden 30. Elaboración propia

3.6. Fuente de alimentación:

Para la alimentación del sistema se calculó 3 diferentes tipos de voltaje:

3.6.1. Alimentación 5 voltios:

El sistema se puede alimentar a través de un cargador de 9 voltios y 1 Amperio, con el cual obtendremos un voltaje de salida de 5 voltios que alimentará al sistema completo, la figura 3.57 se muestra la fuente de alimentación:

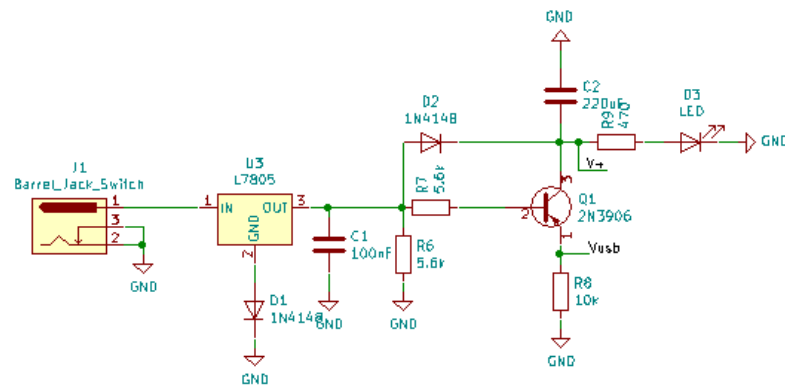


Figura 3.57. Sistema de alimentación de 5 voltios. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

3.6.2. Alimentación Negativa:

Los amplificadores de instrumentación necesitan una alimentación para poder obtener la señal ECG y para su optima operación, para lo cual se utilizó el circuito integrado ADM660AN al cual se le añade dos condensadores de 10uF y obtenemos el voltaje negativo, observe la figura 3.58

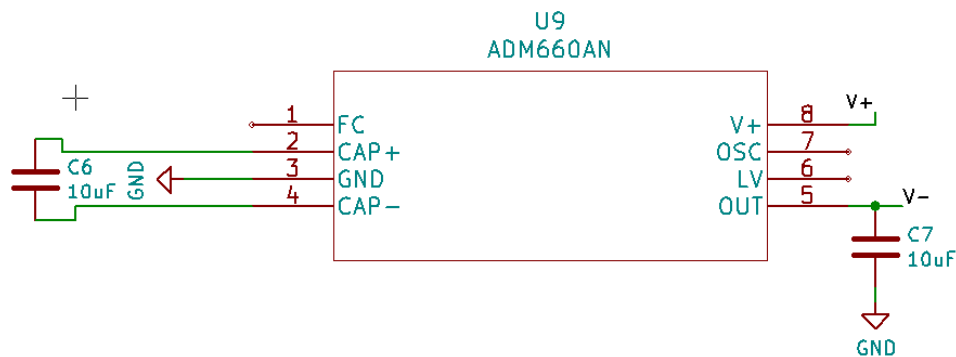


Figura 3.58. Circuito integrado ADM660AN para el voltaje negativo. Fuente Datasheet ADM660AN

3.7. 3.6.2 Alimentación de Microcontrolador:

Como ya se ha estudiado el microcontrolador puede trabajar con un voltaje entre 3.3 y 3.6 voltios, además de esto se debe colocar la entrada del Pickit para poder grabar el programa en el microcontrolador.

Al usar la fuente de alimentación de 5 voltios, se implementó el LM317 con un juego de resistencias obteniendo un voltaje entre los parámetros del microcontrolador, véase la figura 3.59:

$$Voltaje_{3Voltios} = 1.25Vx\left(1 + \frac{390}{220}\right) = 3.46V$$

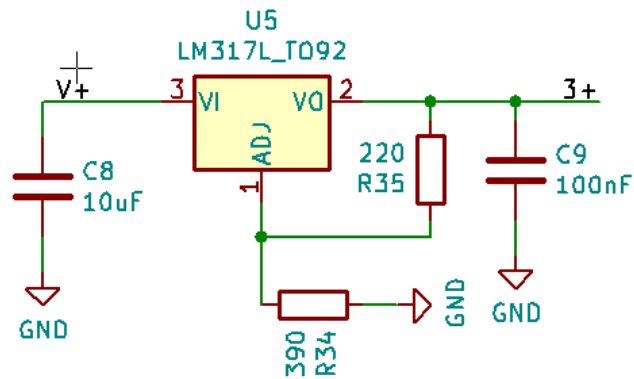


Figura 3.59. Fuente de alimentación para el microcontrolador. Fuente datasheet LM317

Como se mencionó también se colocó unos pines para la conexión del Pickit3 con el microcontrolador, observe la figura 3.60:

Figura 52

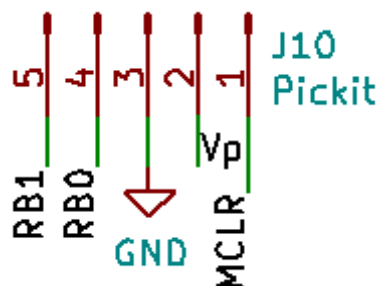


Figura 3.60. Pines para el Pickit 3 hacia el microcontrolador. Elaboración propia

CAPÍTULO 4:

4 Resultados

En este capítulo se muestran y analizan los datos obtenidos de las experiencias realizadas en el sistema de adquisición de señales ECG

4.1. Resultados:

Para obtener los resultados deseados, se tomó la Derivada II para la adquisición de la señal ECG, como se muestra en la figura 4.1, conectando los cables a los electrodos:

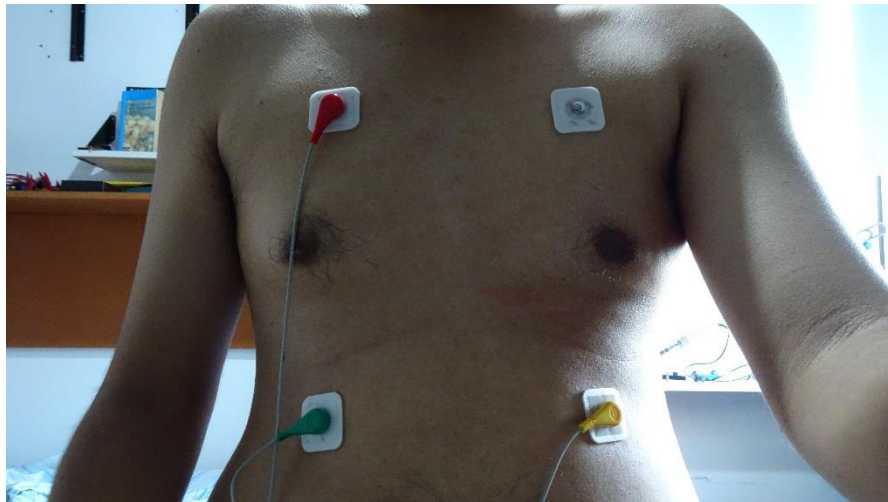


Figura 4.1. Colocación de electrodos con cables en el pecho. Fuente: Elaboración propia

Seguidamente se conectó el cable de electrodos al sistema de adquisición, asimismo se conectó la alimentación y la punta del osciloscopio en la Señal INA para obtener la señal a través del osciloscopio, véase la figura 4.2:

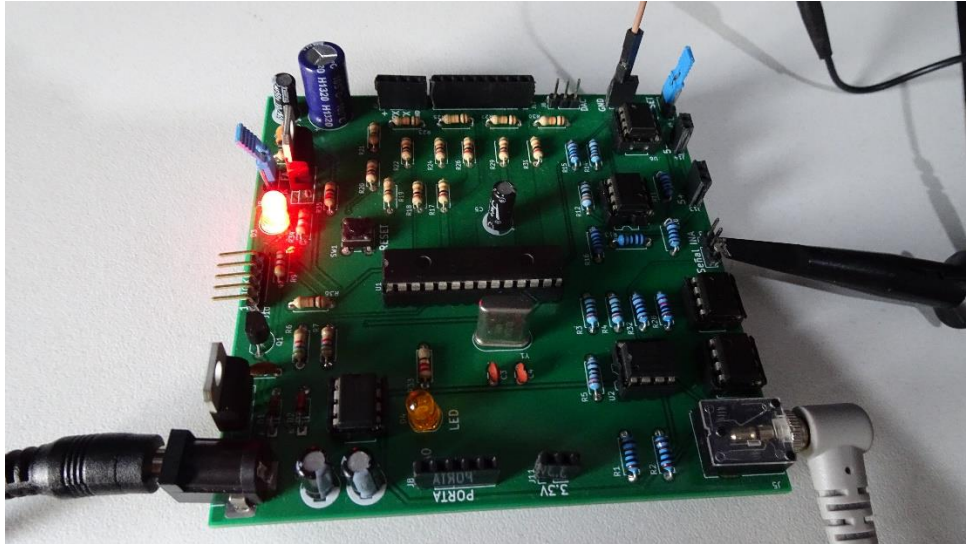


Figura 4.2. Sistema de adquisición encendido conectado la punta del osciloscopio a la salida de la señal INA. Elaboración propia

Circuito de pre amplificador y osciloscopio, figura 4.3

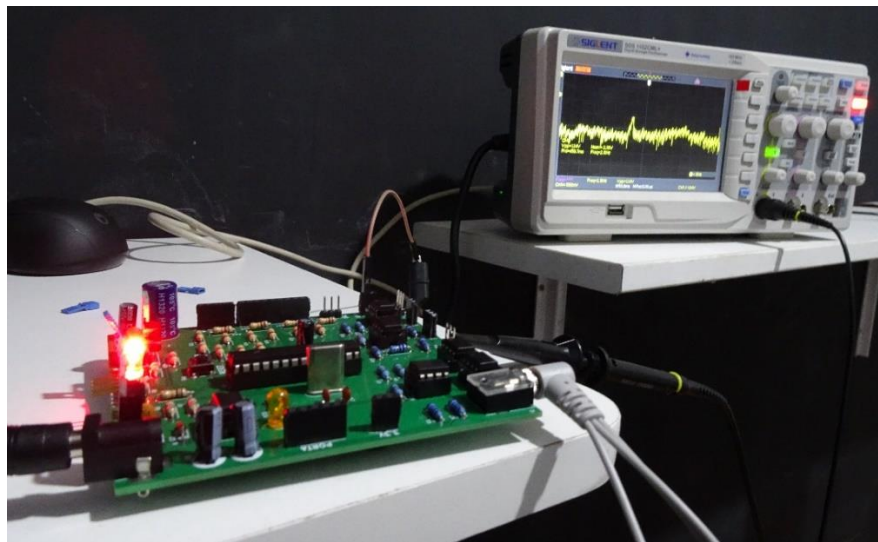


Figura 4.3. Obtención de la señal ECG pre amplificada. Elaboración propia

Obteniendo la señal ECG con un voltaje pico a pico de 1.12V cercana a la calculada matemáticamente de 1.20V, además de eso se nota claramente la forma de la derivada II, véase la figura 4.4:

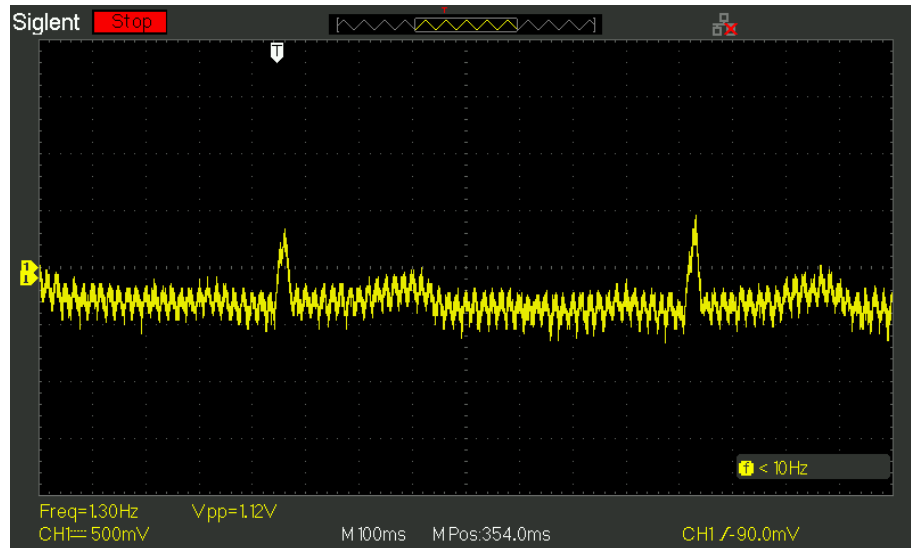


Figura 4.4. Señal ECG obtenida del pre amplificador. Elaboración propia

Seguidamente se conecta el jumper para que la señal obtenida por el pre amplificador fluya hacia el circuito de ajuste de offset, observe la figura 4.5:

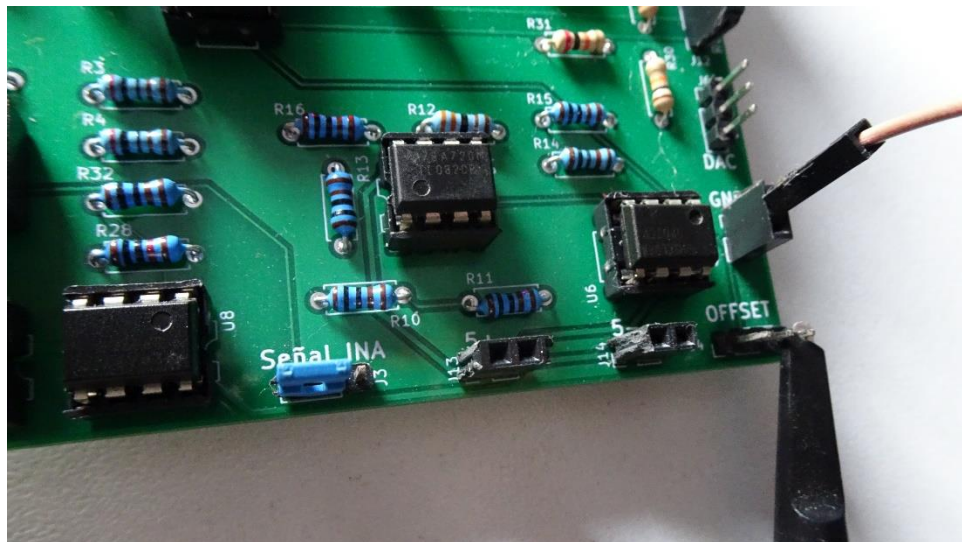


Figura 4.5. Punta del osciloscopio colocada en salida del ajuste del offset. Elaboración propia

Donde se obtuvo la señal ECG con el ajuste del offset, siguiendo los parámetros establecidos por los cálculos y simulados en el capítulo 2, véase la figura 4.6:

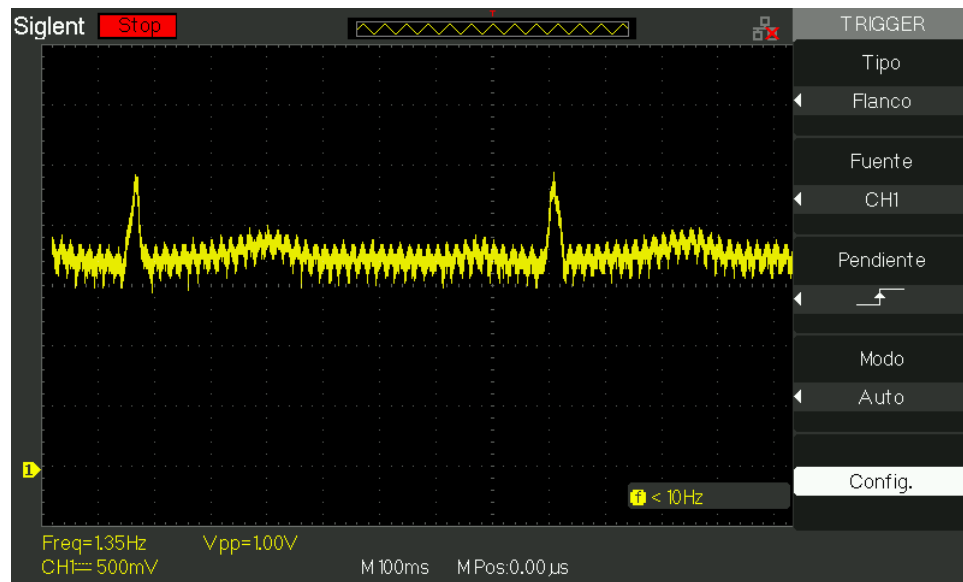


Figura 4.6. Señal ECG obtenida con el ajuste del offset. Elaboración propia

Para la transmisión de datos, se conectó el jumper al ajuste de offset y se conectó el USB Serial TTL en el sistema para la comunicación con la PC, véase la figura 4.7:

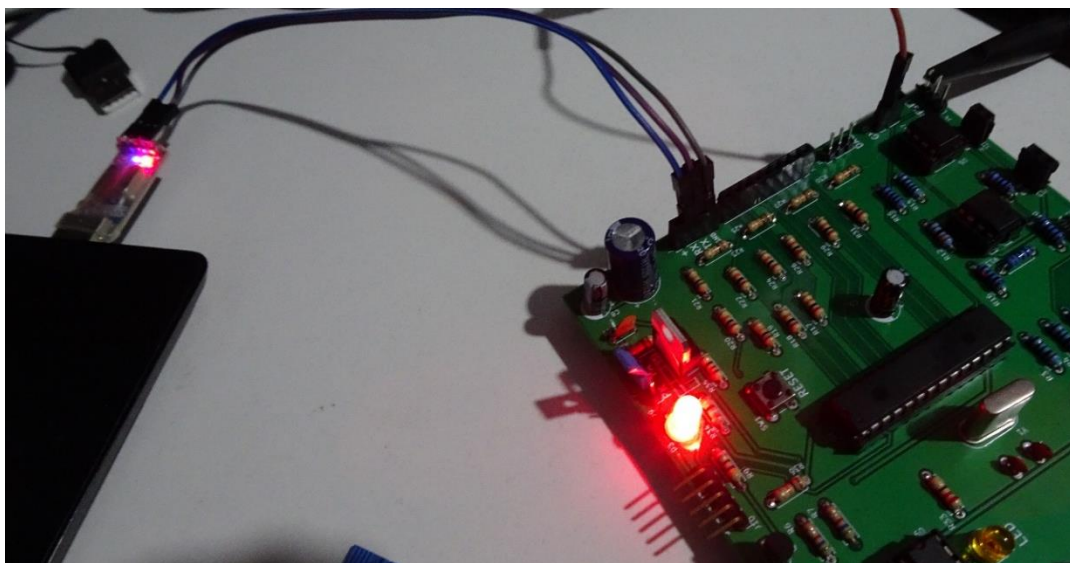


Figura 4.7. Conexión del sistema con el USB serial TTL hacia la PC. Elaboración propia

Observe la figura 4.8, el encendido del LED amarillo para verificar que nuestro sistema está conectado con la computadora:

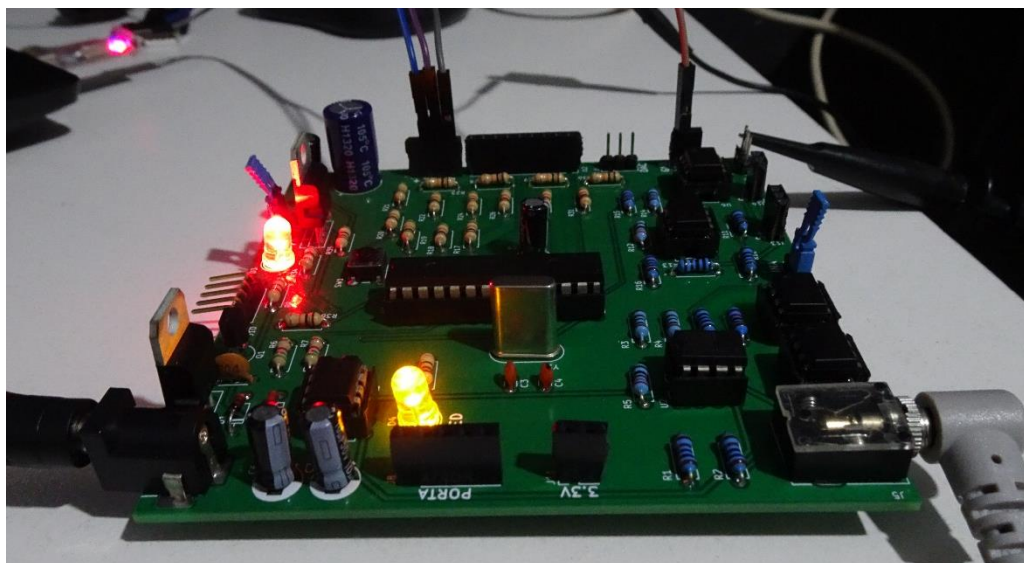


Figura 4.8. Encendido del LED indica que se estableció la conexión con el sistema. Elaboración propia

Como se puede observar en la figura 4.9, se obtuvo la señal ECG en la interfaz gráfica de usuario, es una señal pura obtenida del ADC sin filtro:

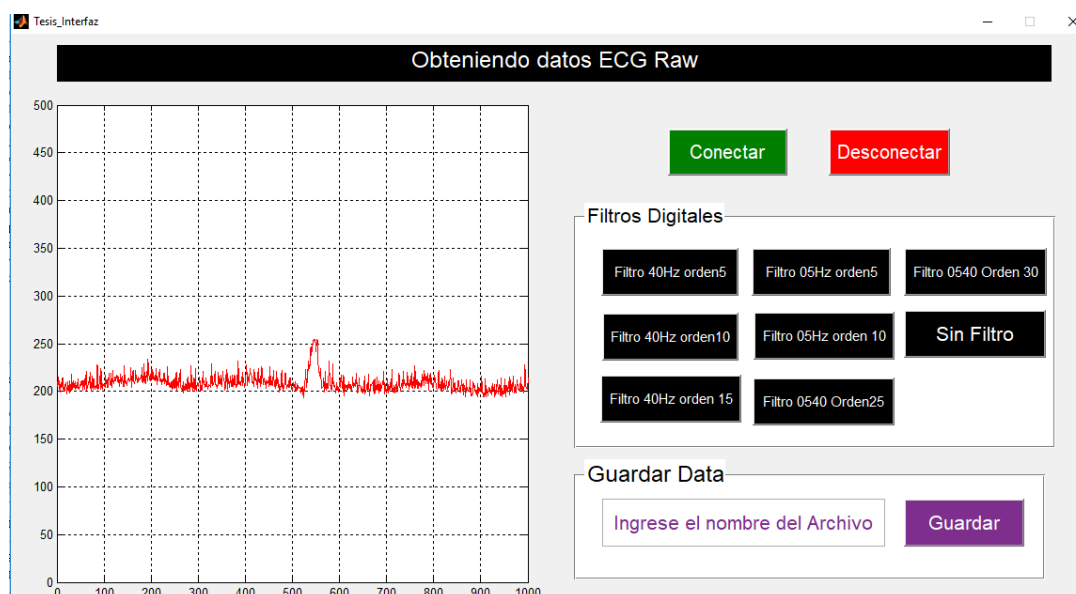


Figura 4.9. Se visualiza la señal ECG a través de la interfaz gráfica de usuario. Elaboración propia

También se filtrar la señal ECG con un filtro FIR pasa banda de orden 30, observe la figura 4.11:

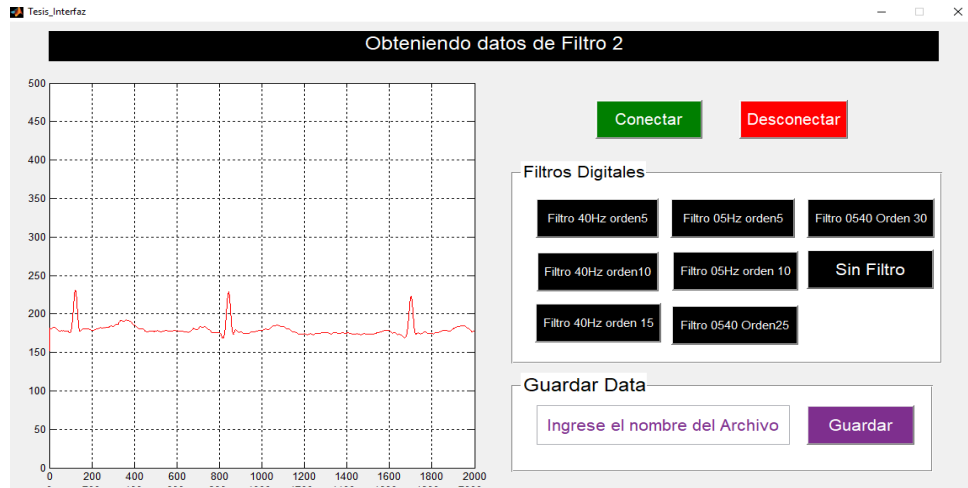


Figura 4.10. Señal filtrada y visualizada a través de la interfaz gráfica de usuario. Elaboración propia

Para concluir con los resultados se guardó la señal ECG en el programa Matlab con la extensión mat, véase la figura 4.11:

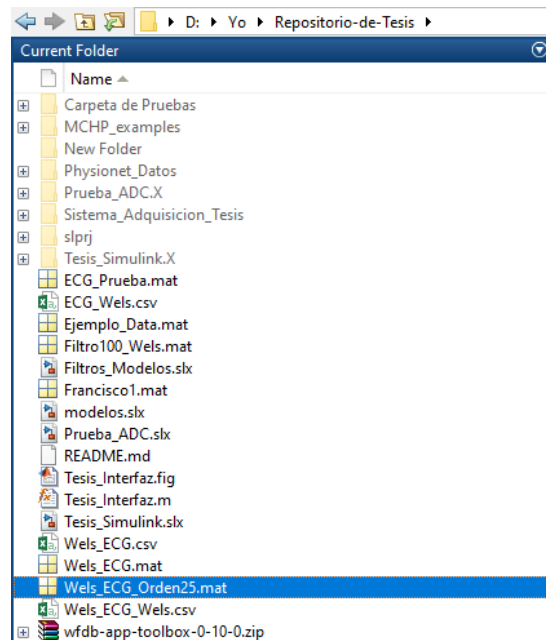


Figura 4.11 Se almacena la data en el mismo Matlab. Elaboración propia

Y acá se muestra que se guarda la información actual usada en Matlab, vea la figura 67:

Figura 67

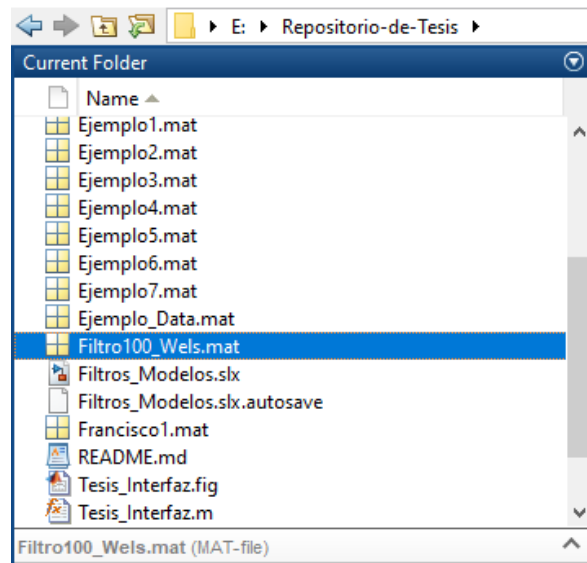


Figura 4.12. Se almacena la data en el mismo Matlab. Elaboración propia

Un error de la investigación es que el DAC no funciona cuando hay muchos filtros en el programa, según lo investigado el problema es la Pila del microcontrolador que no logra saltarse otra instrucción y siempre se mantiene en el filtro digital.

Y el otro error es que al unir el sistema con la base de datos de Physionet, se puede descargar la señal de la base de datos, pero no es compatible con sistema o la interfaz gráfica, teniendo problemas para su visualización

CONCLUSIONES

Se puede concluir que se obtuvo la señal ECG deseada, con la ganancia calculada matemáticamente, también el acondicionamiento de la señal trabaja bajo los cálculos establecidos, así como la configuración del ADC fue la óptima, la selección de filtros y el trabajo de los filtros hasta el orden 100 es la misma a la calculada en Matlab funcionando en el microcontrolador de gran manera y la transmisión de datos junto al guardado de datos funciona correctamente según lo deseado. Todo esto hace que el sistema sea una herramienta para adquisición de la señal ECG, para el estudio de los filtros y para el posterior análisis de la señal, siendo de gran utilidad para la investigación.

BIBLIOGRAFÍA

1. Organismo Mundial de la Salud, en el artículo, Enfermedades cardiovasculares. [En línea] disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>
2. En el artículo, Perfil de enfermedades cardiovasculares. [En línea] disponible en: http://www2.paho.org/hq/index.php?option=com_docman&task=doc_download&gid=27487&Itemid=270&lang=es
3. Hanushek, Eric (2005) Por qué importa la calidad de la educación. Junio 2005, Finanzas & Desarrollo.
4. Corcilloclla Pavel y Granda Alejandro, CONCYTEC (2014), Situación de la formación de capital humano e investigación en las universidades peruanas. II Censo Nacional Universitario 2010. Lima.
5. K&H Products (2018), Biomedical Measurement System. Taiwan.
6. Texas Instruments (2016), ADS1298RECG-FE ECG Front-End Performance Demonstration Kit. Texas.
7. Shubham Jain, Shashwat Pathak, Basant Kumar (2016), A Robust Design and Analysis of Analog Front-End for Portable ECG Acquisition System, Electronic Engineering, Allahabad.

8. Mesía, Catherine (2011), Sistema de adquisición de señales biomédicas sobre FPGA, Facultad de ciencias e ingeniería. Lima.
9. Cañaveral Darío, Itas Alfredo (2014), Diseño y construcción de un dispositivo electrónico para la adquisición de señales bioeléctricas de ECG. Quito.
10. Paéz Eustolia (2012), Diseño y desarrollo de un sistema de monitoreo electrocardiográfico continuo y ambulatorio. México.
11. Bistel Roberto, Fajardo Ariel (2015), Diseño de un sistema de adquisición y procesamiento de la señal ECG basado en instrumentación virtual, Centro de Investigaciones en Microelectrónica, RIELAC, La Habana.
12. Córdova Fernando (2013), Desarrollo de un sistema para la evaluación de la actividad muscular mediante electrodos de superficie. Lima.
13. Ramón Areny (1993), Adquisición y distribución de señales. Barcelona. Ed. Gersa.
14. Guerrero Juan (2004), Ingeniería biomédica. Madrid. Ed Moliner
15. Bronzino Joseph (1988), The biomedical Engineering Handbook. 3ra edición. USA.
16. Mompín José (1988), Introducción a la bioingeniería. Barcelona: Ed. Marcombo.
17. Leopoldo Yabar, Daniel Garcial (2005), Influencia del CMRR en la obtención de la señal Electrocardiográfica. Lima.
18. Dibujo de un ECG con etiquetas de ondas e intervalos. De Derivative: Hazmat2Original: Hank van Helvete. [En línea] disponible en: <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=31447636>
19. Dr. Pozas Gerardo (2010). El electrocardiograma y su tecnología. México. Avances.
20. Wolf Stanley, Smith Richard (1973). Guías para las mediciones electrónicas y prácticas de laboratorio. Estado de México.
21. Hampton John (2003). 150 ECG Problems. New York. 2da edición, Editorial Churchill Livingstone.

22. 3M, en el artículo, Resultados de los estudios de seguridad Pre-clínicos y clínicos efectuados en el electrodo ECG Red Dot 2660. [En línea] disponible en: <http://multimedia.3m.com/mws/media/305362O/2660-2670-red-dot-electrodo-de-monitoreo-radioluminiscente.PDF?fn=255.PDF>
23. 3M, Science Applied to life (2015). USA. [En línea] disponible en: <http://multimedia.3m.com/mws/media/1122074O/3m-red-dot-how-to-troubleshoot-ecg-traces.pdf>
24. Franco, Sergio (2002) Amplificadores operacionales. Editorial McGraw-Hill.
25. Álvarez Leydy (2007) Análisis de esquemas de filtrado para señales Electrocardiográficas. Pereira.
26. 16-bit PIC and dsPIC Microcontrollers. Microchip developer (2019). USA. [En línea] <http://microchipdeveloper.com/16bit:start>
27. What is a microcontroller? And How does it differ from a microprocessor. Max Embedded (2011). USA. [En línea] <http://maxembedded.com/2011/06/mcu-vs-mpu/>
28. A/D Converter (ADC) Basics. Microchip developer (2019). USA. [En línea] <http://microchipdeveloper.com/adc:adc-basics>
29. Analog Devices (2003). Mixed-Signal and DSP Design Techniques. Edited by Walt Kester. Published by Newnes. [En línea] disponible en: <http://umt.edu.al/docs/1404373097.pdf>
30. Analog Devices (1999). The scientist & Engineer's Guide to Digital Signal Processing. California. Second Edition.
31. Skolnick David and Levine Noam (1997). Digital Signal Processing 101 – An introductory course in DSP system design: Part1. USA.
32. Sukittanon Somsak, Dame Stephen (2005). FIR Filtering in PSoc with application to Fast Hilbert Transform – Standard. California.

33. Monroy Nelson, Villamizar Javier, Otero Mario y Altuve Miguel (2017). Análisis del desempeño de filtros IIR y FIR para la reducción del desplazamiento de la línea de base del ECG en Matlab. Bucaramanga.
34. Torres, Padrón, Mohamad y Taboada (2009). Implementación de Filtros FIR Para Procesar Señales Biomédicas con PSoC.
35. Instituto Nacional de seguridad e higiene en el trabajo (1997). NTP 400: Corriente eléctrica: efectos al atravesar el organismo humano. España.
36. Analog Devices (2011). Datasheet AD620. USA. [En línea] disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad620.pdf>
37. Texas Instrumens (1997). Datasheet INA128. USA. [En línea] disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>
38. Texas Instrumens (2018). Datasheet INA121. USA. [En línea] disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina121.pdf>
39. Analog Devices (2017). LTspice XVII. USA. [En línea] disponible en: <https://www.analog.com/en/design-center/design-tools-and-calculators/ltspice-simulator.html>
40. MathWorks (2014). Matlab. USA. [En línea] disponible en: <https://la.mathworks.com/products/matlab.html>
41. MathWorks (2014). Matlab. USA. [En línea] disponible en: <https://la.mathworks.com/products/simulink.html>
42. Microchip (2012). Datasheet DSPIC33FJ128MC802. USA. [En línea] disponible en: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70291g.pdf>
43. Microchip (2004). Datasheet DSPIC30F4013. USA. [En línea] disponible en: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70138c.pdf>

44. Mplab 16-bit Device Blocks for Simulink v3.37 Released. Forum Microchip (2015). USA.
[En línea] disponible en: <https://www.microchip.com/forums/m878432.aspx>
45. Mplab Device Blocks for Simulink. Microchip developer (2019). USA. [En línea]
disponible en: <http://microchipdeveloper.com/simulink:start>
46. Analog Devices (2011). Datasheet AD660AN USA. [En línea] disponible en:
https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/adm660_8660.pdf
47. Texas Instrumens (2003). Datasheet L7805. USA. [En línea] disponible en:
<https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/LM7805.pdf>
48. Texas Instrumens (2016). Datasheet LM317. USA. [En línea] disponible en:
<http://www.ti.com/lit/ds/slvs044x/slvs044x.pdf>