



Facultad de Ingeniería

Ingeniería Electrónica

Tesis

“Diseño de un sistema digital de adquisición programable para la implementación de filtros digitales”

Bachiller

William's Ernesto Limonchi Sandoval

Para optar por el Título Profesional de
Ingeniero Electrónico

Asesor

Ing. Juan Vega Martinez

Lima – Perú

2020

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, apoyo, dedicación e infinito amor no podía estar aquí, muchas gracias. Los quiero.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Gianfranco, Gonzalo, Francisco, Edwin, Cabana, José Carlos, Leython, Ana, Jhuver, Oscar, Abel, Eddy y Ale por su apoyo y por su señal ECG, sin su ayuda esto no hubiera sido posible. Y muchas gracias Lizbeth por tu apoyo incondicional, ánimo y paciencia de todo corazón muchas gracias.

RESUMEN

El procesamiento digital de señales es una de las ramas de la ingeniería que recién entre la década de los 80 y 90 ha tenido su auge sobre todo en las áreas militares, industriales, de comunicaciones. En Perú se enseña la asignatura de procesamiento digital de señal orientándose a la teoría y simulación del curso más que en el desarrollo práctico del mismo. Implicando que los estudiantes no tengan una herramienta de bajo costo que les permita la implementación de filtros digitales y por ende no comprendan la importancia del procesamiento digital de señales.

El objetivo del presente trabajo es el diseño de un sistema digital de adquisición programable para la implementación de filtros digitales cuyo propósito es desarrollar una herramienta que permita al usuario implementar filtros digitales de manera práctica y sencilla, reduzca el tiempo de implementación, sea un complemento en los sistemas de adquisición, facilidad de la personalización de filtros digitales. El proyecto se basa en la teoría en la teoría de Filtros digitales FIR por el método de ventanas y la implementación de filtros en hardware.

Para el diseño del sistema se ha orientado a un módulo de pruebas, esto para realizar una demostración de los filtros digitales. Se utiliza el controlador DSPIC con el cual se implementan los filtros digitales, la conversión analógica/digital y la comunicación con el computador. El sistema de adquisición permite visualizar en una interfaz gráfica las señales filtradas y sin filtrar, seleccionar los filtros digitales y almacenar la información de la señal en el software Matlab, brindando una herramienta que permitirá a los usuarios realizar prácticas en la materia de filtros digitales en hardware.

INDICE GENERAL

RESUMEN.....	v
INDICE DE FIGURAS.....	x
INDICE DE TABLES.....	xx
INTRODUCCION.....	1
CAPÍTULO 1.....	2
ASPECTOS GENERALES.....	2
1. Definición del Problema.....	2
1.1. Descripción del Problema.....	2
1.2. Formulación del Problema.....	4
1.3. Formulación de Objetivos.....	5
1.3.1.Objetivo General.....	5
1.3.2.Objetivos Específicos.....	5
1.4. Alcance y Limitaciones.....	5
1.5. Justificación.....	6
1.6. Estado del Arte.....	7
CAPÍTULO 2.....	9
MARCO TEÓRICO.....	9
2. Fundamento Teórico	9
2.1. Sistema de adquisición de datos.....	9
2.1.1.Transductores.....	9
2.2. Sistemas de adquisición para señales ECG.....	11

2.2.1. Señal ECG.....	13
2.2.1.1. Características de la señal ECG.....	13
2.2.1.2. Lecturas de la señal ECG.....	14
2.2.2. Derivación	15
2.2.3. Electroodos.....	16
2.2.3.1. Potencial de contacto electrodo Piel	19
2.2.4. Amplificación	19
2.2.5. Filtros.....	19
2.2.6. Microcontrolador.....	20
2.2.7. Conversión analógico digital.....	21
2.2.7.1. Tipos de Conversores Analógicos/Digital.....	22
2.3. Procesamiento Digital de Señales.....	23
2.3.1. Filtros Digitales	23
2.3.1.1. Filtro FIR.....	24
CAPÍTULO 3.....	28
DISEÑO, SIMULACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA.....	28
3. Diseño, simulación e implementación	28
3.1. Diagrama de Bloques.....	28
3.1.1. Módulo de Prueba	28
3.1.2. Módulo de Acondicionamiento de Señal.....	29
3.1.3. Módulo Microcontrolador	29
3.1.4. Interfaz gráfica de usuario	29
3.2. Diseño del Sistema de adquisición.....	29
3.2.1. Diseño de módulo de prueba.....	29
3.2.1.1. Consideración del diseño	30

3.2.1.2. Diseño de módulo de resistencia de protección.....	31
3.2.1.3. Diseño de módulo de amplificación de instrumentación.....	32
3.2.1.4. Ganancia de módulo de amplificador de instrumentación	36
3.2.1.5. Diseño de módulo de tercer electrodo	38
3.2.2. Diseño de módulo acondicionamiento del sistema	43
3.2.2.1. Diseño de módulo de ajuste de offset.....	43
3.2.2.2. Diseño de módulo de amplificador búfer.....	45
3.2.3. Diseño de módulo microcontrolador	46
3.2.3.1. Diagrama de Flujo	47
3.2.3.2. Consideración del Microcontrolador a elegir	50
3.2.3.3. Diseño de módulo de filtro digital.....	52
3.2.3.3.1. Diseño del filtro digital.....	52
3.2.4. Diseño de Interfaz gráfica de usuario	67
3.2.4.1. Consideraciones del diseño.....	67
3.2.4.2. Diseño de la interfaz gráfica de usuario	67
3.2.5. Diseño de módulo programable.....	68
3.3. Simulación del sistema de adquisición	69
3.3.1. Simulación de módulo de prueba	69
3.3.2. Simulación de módulo de acondicionamiento de señal.....	70
3.3.2.1. Simulación de módulo de ajuste de offset.....	70
3.3.2.2. Simulación del módulo del amplificador búfer	71
3.3.3. Simulación de módulo microcontrolador	72
3.3.3.1. Simulación de módulo filtro digital.....	72
3.4. Implementación del sistema de adquisición	78
3.4.1. Implementación de módulo de prueba.....	79

3.4.2. Implementación del módulo de acondicionamiento de la señal.....	80
3.4.3. Implementación del módulo Microcontrolador.....	81
3.4.3.1. Programa general del módulo microcontrolador	81
3.4.3.2. Configuración del microcontrolador	81
3.4.3.3. ADC.....	83
3.4.3.4. UART	85
3.4.3.5. Filtros digitales.....	88
3.5. Implementación de la interfaz gráfica de usuario	91
3.6. Fuente de alimentación.....	92
3.6.1. Alimentación 5 voltios.....	92
3.6.2. Alimentación negativa	93
3.6.3. Alimentación de microcontrolador.....	93
3.7. Implementación del sistema programable	94
CAPITULO 4.....	98
RESULTADOS	98
4. Resultados del sistema de adquisición digital	98
4.1. Registro de pruebas.....	98
4.2. Resultados del sistema	99
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	115
BIBLIOGRAFÍA.....	117
GLOSARIO.....	122
Apéndice A	124
Apéndice B	131

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. La guía del científico y del ingeniero para el procesamiento de señales digitales. Autor: Steven W. Smith	2
Figura 2. 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	3
Figura 3. 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.....	4
Figura 4. Sistema de adquisición de señales general. Fuente: Handbook of Measurement Science, Volume 1, Theoretical Fundamentals. John Wiley & Sons Ltd., Chichester.) (1983)..	9
Figura 5. Gráfica 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	14
Figura 6. Triángulo de Eithoven. Fuente: Diseño y construcción de un electrocardiógrafo de 12 derivaciones para el análisis de señales Cardiacas. Autor: Guillermo Eduardo Vega.	16
Figura 7. Electrodo desechable Marca 3M. Fuente: Propia	17
Figura 8. Cable utilizado para las pruebas de tipo apantallamiento. Fuente: Autor.	18
Figura 9. Potencial de contacto electrodo piel. Fuente: Sistemas de Acondicionamiento y adquisición de señales Bioeléctricas. Autor: Rafael Barea Navarro	19
Figura 10. Diagrama que compone un microcontrolador. Fuente: Max Embedde	20
Figura 11. ADC de resolución de 3 bits ideal. Fuente: A/D Converter (ADC) Basics – Microchip Developer. http://microchipdeveloper.com/adc:adc-basics	22
Figura 12. Estructura general del Filtro FIR. Fuente: FIR Filtering in PSoC with Application to Fast - Somsak Sukittanon, Ph.D., Stephen G. Dame, MSEE (2005).....	25

Figura 13. Indicadores de desempeño expresados como mediana al utilizar filtros FIR de diferente orden, en el conjunto de datos MIT-BIH. Autor: Monroy, Villamizar, Otero y Altuve (2017)	26
Figura 14. Indicadores de desempeño expresados como mediana al utilizar filtros FIR de diferente orden, en el conjunto de datos MIT-BIH. Autor: Monroy, Villamizar, Otero y Altuve (2017)	26
Figura 15. Diagrama de Bloques. Elaboración propia	28
Figura 16. Diagrama de bloques de módulo de prueba. Elaboración propia	30
Figura 17. 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.	31
Figura 18. 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.....	31
Figura 19. Efectos intensidad de corriente continua. Fuente: Corriente eléctrica: Efectos al atravesar el organismo humano.....	32
Figura 20. Esquemático de amplificador INA128. Fuente: Hoja de datos INA128.....	34
Figura 21. Tercer Electrodo conectado con el amplificador de instrumentación. Realizado con Kicad 5.0 Autor: Propia	34
Figura 22. esquema interno del amplificador INA128. Fuente Hoja de datos INA128	35
Figura 23. 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	37
Figura 24. Modelo de acoples capacitivos de la red que producen interferencia. Autor: Marttin Oliveri 2004.	39
Figura 25. Circuito para disminuir la entrada en modo común. Autor: Marttin Oliveri 2004 ...	40

Figura 26. Circuito de pierna derecha acoplado al amplificador de instrumentación. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia.....	41
Figura 27. Amplificador TL082 del circuito de pierna derecha. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia.....	41
Figura 28. El primer amplificador es el amplificador inversor de ganancia -10 para la reducción del efecto modo común. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia.....	42
Figura 29. El segundo amplificador es el búfer de ganancia 1 que adapta las impedancias de los circuitos. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia.	42
Figura 30. Diagrama de bloques de la etapa de acondicionamiento del sistema. Elaboración propia	43
Figura 31. 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	43
Figura 32. Circuito amplificador inversor. Elaborado en Kicad 5.0. Elaboración propia.....	44
Figura 33. Circuito amplificador inversor. Elaborado en Kicad 5.0. Elaboración propia.....	44
Figura 34. 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.....	45
Figura 35. 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	46
Figura 36. Diagrama de bloques de la etapa Microcontrolador. Elaboración propia.....	46
Figura 37. Diagrama de Flujo del programa. Elaborado en Draw.io. Elaboración propia.....	47
Figura 38. Configuración de frecuencia de reloj, puertos, ADC, UART y se establece la conexión. Elaborado en Draw.io. Elaboración propia.....	48

Figura 39. Diagrama de flujo para la selección del filtro digital. Elaborado en Draw.io. Elaboración propia.....	49
Figura 40. Diagrama de flujo para guarda la data obtenida. Elaborado en Draw.io. Elaboración propia	50
Figura 41. Esquema de tolerancia de un filtro pasa bajo. Fuente: Libro Tratamiento de señales en tiempo discreto. Autor: Alan V. Oppenheim y Ronald W. Schafer	53
Figura 42.Sistema básico para el filtrado en tiempo discreto de señales en tiempo continuo. Fuente: Libro Tratamiento de señales en tiempo discreto. Autor: Alan V. Oppenheim y Ronald W. Schafer.....	54
Figura 43. Se establece la frecuencia de muestreo, coeficientes del filtro y la frecuencia de corte 40Hz. Elaborado en Matlab 2014.....	57
Figura 44. Comparación de filtros FIR - Hamming, Blackman, Kaiser y Hann. Elaborado en Matlab 2014.....	57
Figura 45. Respuesta de magnitud de cada Filtro digital - Kaiser, Hamming, Blackman y Hann. Elaborado en Matlab 2014.....	58
Figura 46. Respuesta de fase de cada Filtro digital - Kaiser, Hamming, Blackman y Hann. Elaborado en Matlab 2014.....	59
Figura 47. Filtro FIR de orden 30 con frecuencia de corte 40 Hz. Elaboración en Matlab 2014	61
Figura 48. Señal generada de la unión de una señal de 5Hz y una señal de 60Hz. Elaborado en Matlab 2014. Elaboración propia.....	62
Figura 49. Respuesta de magnitud del análisis matemático del filtro. Elaboración Matlab	62
Figura 50. Respuesta de magnitud del análisis matemático del filtro. Elaboración Matlab. ...	62
Figura 51. Filtro FIR de orden 30 con frecuencia de corte 40 Hz. Elaboración en Matlab 2014	63

Figura 52. Filtro FIR de orden 30 con frecuencia de corte 40Hz. Elaborado en Matlab 2014.	63
Figura 53. Señal generada vs Señal filtrada por fdatool vs Señal filtrada desarrollo analíticamente. Elaborado en Matlab 2014.	64
Figura 54. Transformada de Fourier de la señal generada vs señal filtrada por fdatool vs señal filtrada desarrollo analítica. Elaborado en Matlab.....	64
Figura 55. Señales generadas en Matlab 2014. Elaboración propia	65
Figura 56. Grafica de señales generadas y Transformada de Fourier de la señal generada. Elaborado en Matlab. Elaboración propia.	65
Figura 57. Filtro digital Hamming. Elaborado en Matlab 2014. Elaboración propia.....	66
Figura 58. Grafica de señales generadas con TFF vs Señal filtrada con TFF. Elaborado en Matlab 2014.....	66
Figura 59. Grafica de salida en magnitud y ganancia. Elaborado en Matlab 2014.	67
Figura 60. Diseño de interfaz gráfica a través del programa Matlab. Elaboración propia	68
Figura 61. Circuito implementado en LTSpice XVII para la simulación módulo de prueba. Elaboración propia.....	69
Figura 62. Señal obtenida de la simulación del circuito, donde se aprecia la amplificación de la onda generada de 5mV. Elaborado en LTSpice XVII. Elaboración propia	70
Figura 63. 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	70
Figura 64. 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.....	71
Figura 65. Circuito completo de la etapa de pre amplificador, etapa del ajuste de offset y etapa del búfer. Elaborado en LTSpice XVII. Elaboración propia	71

Figura 66. 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.....	72
Figura 67. Señal generada de la unión de una señal de 5Hz y una señal de 60Hz. Elaborado en Matlab 2014. Elaboración propia.....	73
Figura 68. Filtro FIR de orden 300 con frecuencia de corte 40Hz. Elaborado en Matlab 2014.	73
Figura 69. Señal generada vs Señal filtrada. Elaborado en Matlab 2014.	74
Figura 70. Configuración de señales generadas en el generador de funciones Tektronix AFG1022.	74
Figura 71. Programa de filtro FIR orden 300 frecuencia de corte 40Hz en lenguaje ANSI C. EElaborado en Mplab X 5.10	75
Figura 72. Programado grabado en el microcontrolador DSPIC33FJ128MC802. Elaboración propia	76
Figura 73. Señal generada del generador de funciones y señal obtenida del microcontrolador mediante el osciloscopio SIGLENT SDS1102CML+, donde se muestra la señal generada y la señal filtrada.	76
Figura 74. Programa realizado en el software Simulink, con filtro FIR de orden 300 con frecuencia de corte de 40Hz. Elaborado en Simulink. Elaboración propia.....	77
Figura 75. Señal generada del generador de funciones y señal obtenida del microcontrolador mediante el osciloscopio SIGLENT SDS1102CML+	77
Figura 76. PCB de la investigación. Desarrollada en KiCad 5.0. Elaboración propia	78
Figura 77. Implementación del módulo de Pre amplificador. Elaboración propia.....	79
Figura 78. Señal ECG obtenida de la salida del módulo del Pre Amplificador. Elaboración propia	79

Figura 79. Implementación del módulo de Acondicionamiento de la señal y el módulo de Pre Amplificador. Elaboración propia.....	80
Figura 80. Señal ECG obtenida de la salida de módulo de Acondicionamiento de la señal, además se aprecia que la señal subió gracias al offset. Elaboración propia	80
Figura 81. Programa principal desarrollado en Simulink. Elaboración propia	81
Figura 82. Configuración del oscilador, llegando a una frecuencia de 40MIPS. Elaborado en Simulink. Elaboración propia.....	82
Figura 83. Configuración del ADC del microcontrolador. Elaborado en Simulink. Elaboración propia	83
Figura 84. Resistencia de entrada del ADC. Fuente: Datasheet DSPIC33FJ128MC802	84
Figura 85. Requisitos mínimos para el microcontrolador. Fuente: Datasheet DSPIC33FJ128MC802	84
Figura 86. Configuración de UART a través de Simulink. Elaboración propia	85
Figura 87. Configuración de la transmisión del UART. Elaborado en Simulink. Elaboración propia.	86
Figura 88. Configuración de la recepción del UART. Elaborado en Simulink. Elaboración propia	87
Figura 89. Bloque receptor de datos para saber que filtro se seleccionará. Elaborado en Simulink. Elaboración propia.....	87
Figura 90. Representación de implementación de filtros digitales en DSP.....	88
Figura 91. Representación de implementación de filtros digitales en DSP	88
Figura 92. Se agregan cada coeficiente al programa del microcontrolador, un filtro FIR de orden 300, realizado en el software MPLAB X 5.0. Elaboración propia.....	89
Figura 93. Formula implementada en el microcontrolador para el filtro FIR pasa bajo de orden 300, realizado en el software MPLAB X 5.0. Elaboración propia.....	89

Figura 94. Bloque filtros digitales en el programa. Elaborado en Simulink. Elaboración propia.	90
Figura 95 Bloque selector de filtros implementado para poder seleccionar el filtro que se desea. Elaborado en Simulink. Elaboración propia.....	91
Figura 96. Señal ECG Obtenida de la investigación sin filtrar, visualizada en la interfaz gráfica. Elaboración propia.....	91
Figura 97. Señal ECG filtrada con un filtro FIR pasa banda de 0.5Hz a 40 Hz de orden 30. Elaboración propia.....	92
Figura 98. Sistema de alimentación de 5 voltios. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia	93
Figura 99. Circuito integrado ADM660AN para el voltaje negativo. Fuente Datasheet ADM660AN.....	93
Figura 100. Fuente de alimentación para el microcontrolador. Fuente datasheet LM317.....	94
Figura 101. Pines para el Pickit 3 hacia el microcontrolador. Elaboración propia.....	94
Figura 102 Filter Design & Analysis Tools, para generar los filtros digitales hacia el programa en Simulink. Elaborado en Matlab.....	95
Figura 103. Se agregan los filtros digitales diseñados con la herramienta de Filter Design & Analysis Tools al bloque programable del programa del microcontrolador. Elaboración propia.	95
Figura 104 Se muestra el botón que compila el programa para generar el archivo .hex para grabar en el microcontrolador. Elaborado en Simulink.....	96
Figura 105 Se muestra el archivo .hex generado en Simulink. Elaborado en Simulink.	96
Figura 106. Pickit 3 software utilizado para grabar el programa en el microcontrolador. Elaborado por Microchip.....	97
Figura 107. Simulador de Señales ECG KL-79106. Empresa K and H Products	98

Figura 108. Módulo de prueba desarrollado en el proyecto de tesis. Elaboración propia.	98
Figura 109. Colocación de electrodos con cables en el pecho. BD: Brazo derecho. PD: Pierna derecha. PI: Pierna izquierda. Fuente: ub.edu. Modificaciones propias.	99
Figura 110. Sistema de adquisición encendido conectado la punta del osciloscopio a la salida de la señal INA. Elaboración propia.....	99
Figura 111. Señal ECG obtenida del pre amplificador. Elaboración propia	100
Figura 112. Punta del osciloscopio colocada en salida del ajuste del offset. Elaboración propia.	100
Figura 113. Señal ECG obtenida con el ajuste del offset. Elaboración propia.....	101
Figura 114. Conexión del sistema con el USB serial TTL hacia la PC. Elaboración propia .	101
Figura 115. Encendido del LED indica que se estableció la conexión con el sistema. Elaboración propia.....	102
Figura 116. Se visualiza la señal ECG a través de la interfaz gráfica de usuario. Elaboración propia	102
Figura 117. Señal Filtrada y visualización mediante la interfaz gráfica de usuario. Elaboración propia	103
Figura 118. Señal almacenada con el nombre de: Datos_Filtro40Hz_orden20_Williams. Elaboración propia.....	104
Figura 119. Se almacena la data en el mismo Matlab. Elaboración propia	105
Figura 120. Configuración de Simulador ECG KL-79106 de la empresa K and H products.	106
Figura 121. Módulo ECG KL-75001 de la empresa K and H products, se utiliza la señal hasta la etapa de amplificador.....	106
Figura 122. Módulo ECG KL-75001 de la empresa K and H products. Salida del amplificador hacia el módulo de acondicionamiento.	107

Figura 123. Implementación del sistema se une con el módulo de acondicionamiento del sistema implementado.....	107
Figura 124. Código de señal ECG sin filtrar usando el software Matlab 2014. Autor: Propio.	108
Figura 125. Código de señal ECG filtrada usando el software Matlab 2014. Autor: Propio.	108
Figura 126. Señal ECG sin filtrar y señal ECG filtrada software Matlab 2014	108
Figura 127.Código del ruido de la señal ECG filtrada y sin filtrar. Software Matlab 2014	109
Figura 128. Señal ECG filtrada por un pasa bajo de 40 Hz de orden 130, obteniendo una señal pésima perdiendo información. Elaboración propia.....	109
Figura 129.Señal ECG obtenida mediante el ADC, utilizando el filtro analógico pasa bajo 100 Hz. Elaboración propia.....	110
Figura 130. Señal ECG obtenida mediante el osciloscopio Tektronix, utilizando el filtro analógico pasa bajo 100 Hz. Elaboración propia.	111
Figura 131. Señal ECG filtrada por el filtro FIR pasa bajo de 40Hz de orden 130. Elaboración propia.	111
Figura 132. FFT de la señal ECG filtrada por un filtro FIR pasa bajo de 40 Hz de orden 130. Elaboración propia.....	112
Figura 133. Señal ECG filtrada por el filtro FIR pasa bajo de 100Hz de orden 130. Elaboración propia.	112
Figura 134. Señal ECG filtrada por el filtro IIR pasa bajo de 40Hz de orden 50. Elaboración propia	113
Figura 135. Señal ECG filtrada por el filtro FIR rechaza banda de 60Hz de orden 50. Elaboración propia.....	113

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tipos de transductores. Obtenido del libro Adquisición y distribución de señales. Autor: Ramon Pallás Areny.	10
Tabla 2. Características específicas de electrodos 3M Fuente: https://www.3m.com.es/3M/es_ES/nexcare-eu/product/catalog/~/3M-Electrodos-de-monitorizaci%C3%B3n-con-soporte-de-espuma-2228/?N=8716719+3293187380+3294529186&rt=rud	18
Tabla 3. Comparación entre filtro digital y filtro analógico. Fuente: Mixed Signal and DSP Design Techniques, Analog Devices (2002).	24
Tabla 4. Tabla de comparación de Amplificadores. Referencia: Hoja de datos INA121, hojas de datos AD620, hoja de datos INA128	33
Tabla 5. Tabla de comparación de Amplificadores. Referencia: Hoja de datos TL082, hojas de datos OP07, hoja de datos LM741	40
Tabla 6. Tabla de comparación de microcontroladores DSPIC30F4013 y DSPIC33FJ128MC802. Fuente: Hoja de datos de los Microcontroladores de la familia DSP.	51
Tabla 7. Tabla de características del espectro con ventanas. Referencia: Implementación de Filtros digitales en lógica reconfigurable Autor: Rodrigo Cruz Gonzalez.	56

INTRODUCCIÓN

En este proyecto se plantea el diseño de un sistema digital de adquisición programable para la implementación de filtros digitales con el cual se realizará prácticas enfocadas en los cursos de procesamiento digital de señales. Para ello también se desarrolla un módulo de prueba de señales ECG para realizar la demostración de los filtros digitales.

La señal ECG es obtenida mediante electrodos, amplificadores y conversores análogo/digital para transformar esta señal en formato digital para su posterior análisis o transmisión.

En Ecuador se ha desarrollado un laboratorio virtual para el mejoramiento del aprendizaje de filtros digitales en DSP que permite brindar una herramienta a los estudiantes de la Universidad Técnica de Ambato con la cual pueden desarrollar los conceptos teóricos aprendidos en el curso de procesamiento digital de señales.

El alcance del proyecto desarrollado es posibilitar a los estudiantes una herramienta donde puedan implementar sus filtros digitales y almacenar la información en el computador.

El sistema digital de adquisición programable para la implementación de filtros digitales se desarrolló con la finalidad de lograr tener una herramienta que permita a los estudiantes realizar prácticas con filtros digitales en hardware de manera práctica y sencilla, además de poder transmitir y visualizar la señal ECG adquirida.

La obtención de la señal ECG está basada por la teoría de las derivadas de Eithoven y el sistema adquisición de señales general de Peter Sydenham y Richard Thon.

En el capítulo 1, se describen los aspectos generales como definición del problema, objetivos del proyecto, alcance y estado del arte.

En el capítulo 2, se describen los sistemas de adquisición y la señal ECG.

En el capítulo 3, se describe el desarrollo del sistema digital de adquisición programable para la implementación de filtros digitales

En el capítulo 4, se muestran los resultados obtenidos de las pruebas del sistema.

CAPÍTULO 1

ASPECTOS GENERALES

1 Definición del Problema

1.1. Descripción del Problema

El procesamiento digital de señales comienza entre las décadas de 1960 y 1970, comenzando con el desarrollo de radar y sonar, exploración de petróleo, imágenes médicas y exploración espacial, pero recién entre las décadas de 1980 y 1990 es donde se impulsa al desarrollo de nuevas aplicaciones como en sistemas de comunicaciones, teléfonos, militar, industrial, científico, comercial, medico, (Steven W. Smith, 1999) [1] en la figura 1 se observa todas las áreas que ha revolucionado el procesamiento digital de señales.



Figura 1. La guía del científico y del ingeniero para el procesamiento de señales digitales. Autor: Steven W. Smith

En Perú, en la Universidad Nacional de Ingeniería (2019) [2] y en la Universidad Mayor de San Marcos (2019) [3] se dicta el curso de procesamiento digital de señales para la carrera de Ingeniería Electrónica, en esta asignación se orienta a la teoría y simulación de la materia más que en la parte práctica, al no contar con el hardware necesario para el procesamiento de señales.

En la Universidad Tecnológica del Perú (2019) [4] también se enseña el curso de procesamiento digital de señales en la carrera de Ingeniería Electrónica, el curso se enfoca en la parte teórica y en simulaciones en el software Matlab, al no contar con un módulo de procesamiento de bajo costo.

Una reciente investigación de CONCYTEC (2010) [5] 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, como se muestra en la figura 2.

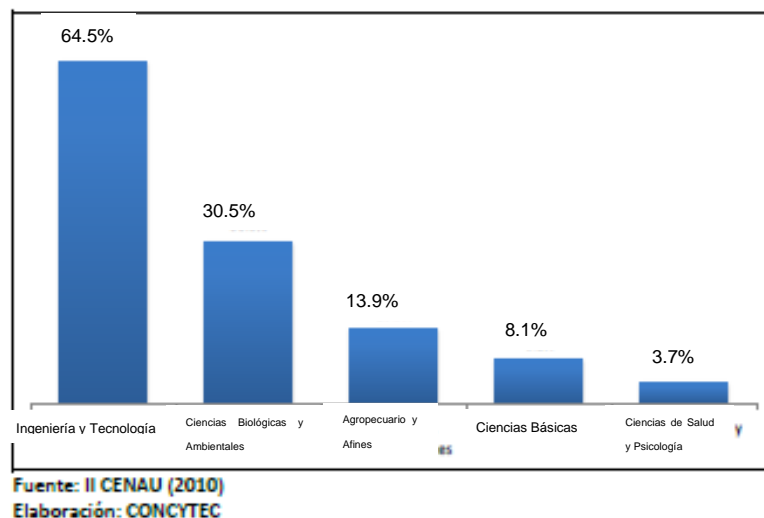


Figura 2. Gráfica que demuestra las áreas de enfoque para la investigación. Fuente: Situación de la formación de capital humano e investigación en las universidades peruanas. Elaborado por CONCYTEC

Asimismo, la gran mayoría de estudiantes universitarios opinan que los laboratorios de las universidades son malos o regulares, como se observa en la figura 3, considerando que los laboratorios son la infraestructura para la investigación.

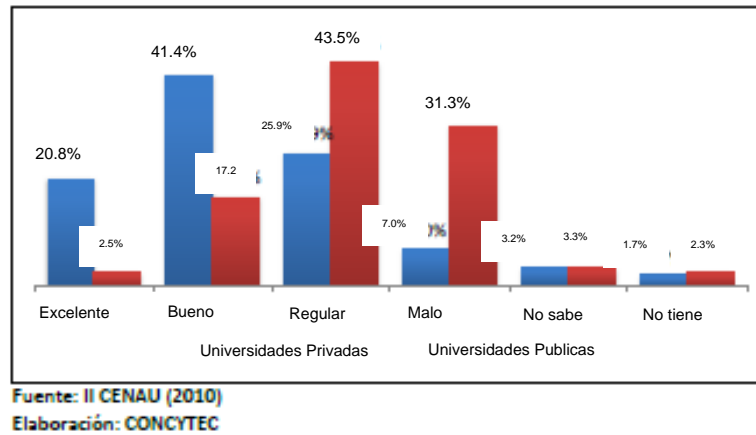


Figura 3. Calidad de los laboratorios según la percepción de los alumnos universitarios. Fuente: Situación de la formación de capital humano e investigación en las universidades peruanas. Elaborado por CONCYTEC

Se concluye 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.

Por lo tanto, se plantea como objetivo principal diseñar un sistema digital de adquisición programable para la implementación de filtros digitales siendo esta una herramienta que permita personalizar los filtros digitales con los que se desea trabajar, reduzca el tiempo de implementación de los filtros, sea un complemento en los sistemas de adquisición, así como transmitir la información hacia el computador, haciéndola una herramienta de desarrollo, aprendizaje, visualización, programación de filtros digitales para los estudiantes de la Universidad Tecnológica del Perú.

1.2. Formulación del Problema

Luego de plantear el problema se puede deducir que al no tener una herramienta que permita realizar prácticas a los estudiantes del curso de procesamiento digital de señales podría

generar que se pierda el interés en el curso y no comprender la importancia del procesamiento digital de señales. Por esta razón se formulan las siguientes preguntas:

- ¿De qué manera se puede desarrollar un sistema flexible y accesible para el curso de procesamiento digital de señales?
- ¿De qué modo se puede implementar un sistema programable para la implementación de filtros digitales?
- ¿De qué forma se obtendrá y visualizará la información mediante la herramienta?

1.3. Formulación de Objetivos

1.3.1. Objetivo General

Diseñar un sistema digital de adquisición programable para la implementación de filtros digitales.

1.3.2. Objetivos Específicos:

- Diseñar un módulo de prueba de adquisición de señales ECG.
- Diseñar un módulo de adquisición programable utilizando DSPic.
- Implementar un programa que permita la personalización de filtros digitales.
- Elaborar una interfaz gráfica de usuario (GUI) para el sistema de adquisición programable.

1.4. Alcance y Limitaciones

Alcance:

- Se diseñará un módulo de prueba de adquisición de señales ECG considerando la obtención de la señal ECG utilizando la derivada de Eithoven o derivadas bipolares y de los parámetros (voltaje, frecuencia) de este tipo de señales.
- Cada subsistema del sistema tendrá su salida para la visualización de cada etapa a través del 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 almacenará la información obtenida por el sistema, asignándole el nombre deseado por el usuario.

Limitaciones:

- La adquisición de señales 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 130.
- La transmisión y visualización de datos están restringidos por el tiempo, por lo que el sistema está operando en línea.

1.5. Justificación

La aplicación tiene como finalidad, contribuir al conocimiento de los estudiantes de pre grado de la carrera de ingeniería electrónica, para producir nuevas ideas, comprender y operar con filtros digitales. Asimismo, ser una herramienta que permita ser un complemento practico para el curso de procesamiento digital de señales.

En el mundo existen otros equipos similares a esta aplicación, sin embargo, la intención de realizar un sistema de adquisición digital programable es brindar una herramienta para la implementación de filtros digitales y un sistema accesible a los estudiantes de la Universidad Tecnológica del Perú para utilizarlo como base para nuevos sistemas.

El circuito esquemático del sistema y el código del programa estarán disponibles en la plataforma GitHub para que se empleen en los laboratorios de la universidad.

1.6. Estado del Arte:

Actualmente existen investigaciones sobre la implementación de filtros digitales en hardware.

- Perú, 2010, Catherine Mesía, Pontificia Universidad Católica del Perú, tesis Sistemas de adquisición de señales biomédicas sobre FPGA presenta el diseño de un sistema de adquisición de señales biomédicas sobre FPGA con el cual se obtienen señales ECG, EMG y EEG. El diseño está constituido desde la digitalización, transmisión y visualización de los datos utilizando de un software que han diseñado, lo que 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.
- Perú, 2015, Ricardo Muñoz, Universidad de Ciencias y Humanidades, artículo Diseño y simulación de filtro IIR Butterworth sobre FPGA se presenta el desarrollo de un sistema de adquisición de señales usando un microcontrolador y la implementación de un filtro digital utilizando el FPGA, la señal filtrada se transmite al computador para su visualización mediante una interfaz gráfica de usuario.
- Ecuador, 2012, María Moreta Romero, Universidad Técnica de Ambato, tesis Laboratorio virtual para el mejoramiento del aprendizaje de filtros digitales en DSP presenta un laboratorio virtual para mejorar el aprendizaje de filtros digitales en DSP, para ello desarrolla una interfaz gráfica de usuario en el software Matlab para el diseño de filtros digitales.
- Colombia, 2011, Yesid Meneses Yaruro, Universidad Pontificia Bolivariana, tesis Diseño y Fabricación de un módulo o didáctico basado en dsPIC como herramienta de apoyo en el aprendizaje de sistema de control digital con énfasis en la implementación de filtros digitales presentan la implementación de filtros digitales FIR en el

microcontrolador DSPIC33F con el cual desarrollan la conversión analógica/digital y digital/analógica.

- Cuba, 2010, I. Torres, Y. Padrón, Y. Hernández y A. Taboada, Universidad Central de las Villas, artículo Implementación de Filtro FIIR en Sistemas Programables en un Chip se implementa un filtro digital FIR en un sistema en chip donde se cumple con las características del diseño del filtro en Matlab.
- Ecuador, 2016, Diego Jarrín, Universidad Politécnica Salesiana, tesis Diseño e Implementación de filtros digitales FIR e IIR utilizando el microcontrolador XMEGA de Atmel para el tratamiento de señales de audio se presenta una alternativa económica para la implementación de filtros digitales.
- España, 2016, Iñigo Rodríguez, Universidad de la Rioja, tesis Filtrado Digital de Señal presenta diferentes unidades didácticas para el aprendizaje del alumno diseñando e implementando filtros digitales en DSP, desarrollando una interfaz gráfica de usuario en la cual el usuario puede desarrollar prácticas y experimentos de filtrado digital de señales siendo un complemento para el aprendizaje.
- Lithuania, 2010, A. Petrenas, V. Marozas, S. Daukantas y A. Lukosevicius, Universidad de Tecnología de Kaunas, artículo Filtro digital en bucle de hardware para en línea reducción del desplazamiento de la línea base de la señal de ECG de en el 2010 presenta el método de reducción de desplazamiento de la línea de base de la señal ECG, enfocándose en el desarrollo de filtro digital pasa bajo en retroalimentación mediante el uso de un DAC que realimenta la señal de referencia del amplificador de instrumentación.

CAPITULO 2

MARCO TEÓRICO

2 Fundamento Teórico

En este capítulo, se presentan los fundamentos teóricos requeridos para diseñar un sistema de adquisición programable para implementación de filtros digitales para la realización de este proyecto.

2.1. Sistema de adquisición de datos

Los sistemas de adquisición de datos o sistema de adquisición de señales a lo largo del tiempo han permitido obtener información de un fenómeno físico o eléctrico y convertir esta señal en formato digital para su posterior análisis o transmisión, como se observa en la figura 4.

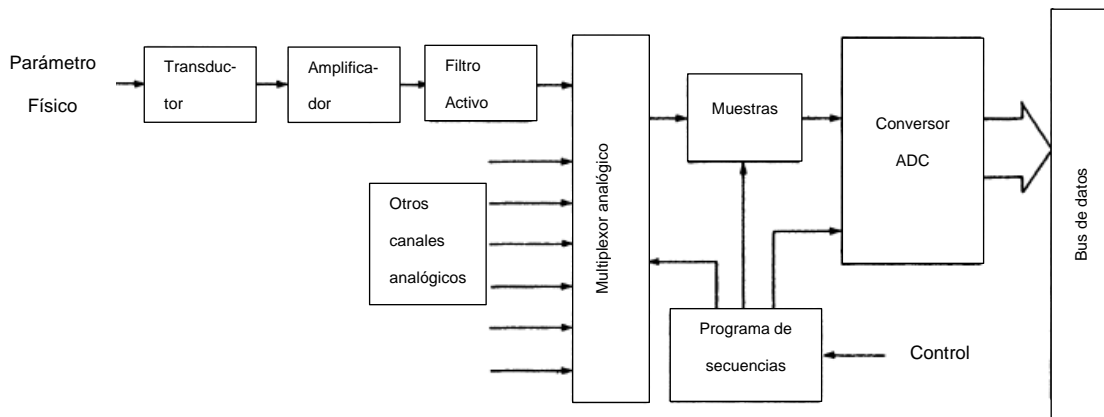


Figura 4. Sistema de adquisición de señales general. Fuente: Handbook of Measurement Science, Volume 1, Theoretical Fundamentals. John Wiley & Sons Ltd., Chichester.) (1983)

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

2.1.1. Transductores

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

Los transductores son los sensores del sistema de adquisición, existen distintos transductores para diferentes tipos de aplicaciones, como se muestra en la tabla 1. Los sensores o transductores son dispositivos fundamentales para el sistema general, puesto que la capacidad del sistema depende de la conversión de los sensores en transformar los fenómenos físicos a señales medibles.

Tabla 1

Tipos de transductores

Tabla 1. Tipos de transductores. Obtenido del libro Adquisición y distribución de señales. Autor: Ramon Pallás Areny.

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

La etapa de acondicionamiento de señales es particular para cada tipo de aplicación, pero no puede 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.

2.2. 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.

Algunos ejemplos de sistemas de adquisición de señales ECG enfocados en educación:

- **KL-75001**

Fabricado en la empresa “**K and H Product**” en Taiwán, El sistema de medición biomédica es un sistema de entrenamiento para estudiantes, con lo cual pueden aprender a obtener las señales corporales, además los estudiantes pueden procesar y convertir señales para su observación y análisis.

Características:

- El módulo de Electrocardiograma KL – 75001 utiliza 6 derivadas (3 derivadas bipolares y 3 derivadas aumentadas)
 - Circuito aislador.
 - Ganancia desde 100 hasta 5000.
 - Filtro pasa alto de 0.1Hz o 1Hz.
 - Filtro rechaza banda de 50Hz o 60Hz.
 - Filtro pasa bajo de 100Hz
- **Biopac BSL System**

Fabricado en “**BIOPAC Systems, INC**”, en Estados Unidos. El sistema de ingeniería biomédica es un sistema con 13 lecciones guiadas que permiten al estudiante grabar, análisis, procesar señales bioeléctricas y biomecánicas. Tiene una combinación de hardware y software lo que crea una herramienta virtual con la cual se pueden hacer análisis de filtrado digital, FFT, integración, convolución, correlación, diferenciación y más opciones en procesamiento de señales. Además, incluye un protoboard en el cual los estudiantes pueden crear circuito y compararlos con las simulaciones.

Características:

- Software BSL de 4 lecciones.
- Componente BSL5 de ECG.
- BSL6 de derivadas de Einthoven.
- Señal ECG promedio
- Variabilidad de la frecuencia cardiaca.

- **Scientech TechBooks**

Fabricado por “**Scientech**” en Belice. La plataforma de aprendizaje provee una manera moderna, comprensiva, portable y practica para aprender enfocada en estudiantes de ingeniería y medicina. Cada TechBook cuenta con material multimedia que cubre la teoría, el procedimiento de los experimento y contenido extra.

Características:

- Monitor de arritmia.
- Simulador de marcapaso.
- Medidor de presión sanguínea.
- Medidor de pulsos cardiacos.
- Simulador de las 12 derivaciones de la ECG.
- Monitoreo de respiración.

- **ADS1298ECG Front end**

Fabricado en “**Texas Instruments**” en Estados Unidos. Es un módulo de evaluación para el ADS1298, el cual ya incorpora las características de un electrocardiograma (ECG) y un electroencefalograma (EEG) se utiliza con diferentes simuladores de paciente.

Características:

- ADC de 24 bits.

- Amplificador de ganancia programable.
- Referencia interna.
- Entradas flexibles y oscilador en el chip.
- Comunicación uart.
- Filtro Notch de 16 bits.
- Algoritmo QRS.

2.2.1. Señal ECG

La actividad cardiaca se origina en el nodo sinusal (SA) en la aurícula derecha del corazón, generando un impulso eléctrico que pasa del nodo SA a través de las vías especializadas en las aurículas para activar primero la aurícula derecha y la izquierda. El impulso eléctrico se retrasa en el nodo aurículoventricular (AV) aproximadamente 0.05 segundos posteriormente se dirige hacia los ventrículos a través de Haz de His, llegando a los ventrículos a través de las fibras de Purkinje, estimulando los ventrículos permitiendo el paso de la sangre hacia el cuerpo.

El electrocardiograma o ECG es la señal generada por los potenciales del corazón, estos potenciales son medidos mediante el instrumento electrocardiógrafo con el cual se visualiza gráficamente la señal generada por la actividad eléctrica del corazón. La electrocardiografía es el estudio clínico de la actividad eléctrica del corazón, permitiendo captar trastornos de ritmo cardiaco, crecimiento de cavidades cardiacas, alteración de la repolarización y trastorno en la conducción auriculoventricular.

2.2.1.1. Características de la señal ECG

El ancho de banda de la señal está en el rango de valores de 0.05Hz hasta los 250Hz aproximadamente, además cuenta con una amplitud desde de 0.5mV hasta los 5mV. Asimismo, la señal ECG está conformada por los siguientes segmentos e intervalos, como se muestra en la figura 5.

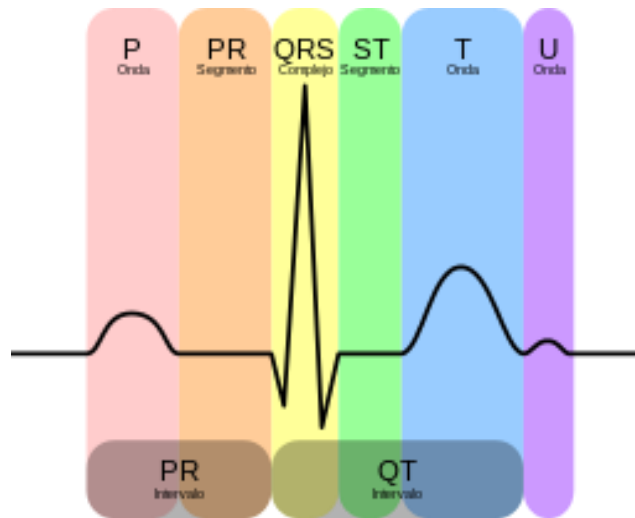


Figura 5. Gráfica de un ECG con etiquetas de ondas e intervalos. Fuente: De Derivative: Hazmat2Original: Hank van Helvete - Este archivo deriva de: EKG Complex en.svg, CC BY-SA 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=31447636>

- **Onda P**

Deflexión producida por la despolarización auricular generadas antes de la contracción, dura menos 100ms y su amplitud no excede los 2.5mV.

- **Complejo QRS**

Generado por los ventrículos despolarizados antes de la contracción, su duración está entre los 80ms y 100ms.

- **Onda T**

La onda pertenece a la repolarización ventricular y empieza después del segmento ST. Por lo general, la onda T es de forma redonda pero asimétrica, su amplitud varia respecto a las otras deflexiones, pero no pasa los 0.6mV

2.2.1.2. Lecturas de la señal ECG

Para 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 durante el registro de la señal ECG.

- **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 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.

2.2.2. Derivación

Para obtener el registro de la actividad cardiaca es necesario realizar una distribución de los electrodos sobre el cuerpo del paciente, a la distribución de electrodos también se le llama derivación, refiriendo a esta derivación como la diferencia de voltaje del corazón entre dos electrodos. Un electrocardiograma consta de doce derivaciones, pero para el proyecto se ha elegido trabajar con las derivadas de Einthoven.

Un electrocardiograma consta de doce derivaciones estas son las siguientes:

- ✓ Derivaciones de Einthoven: I, II y III.
- ✓ Derivaciones aumentadas: aVR, aVL y aVF.
- ✓ Derivaciones precordiales: V1, V2, V3, V4, V5 y V6
- **Derivaciones bipolares o Derivaciones de Einthoven:**

En esta aplicación se utilizan las derivaciones bipolares, conocidas también como las derivaciones de Einthoven, las derivadas de Einthoven son 3 y son DI, DII y DIII. Las derivaciones detectan la variación de potencial correspondientes a la diferencia de dos electrodos equidistantes de ellos, mostrando la diferencia.

➤ Triángulo de Einthoven:

Las tres derivaciones DI, DII y DIII forman un triángulo imaginario como se observa en la figura 6, los electrodos se colocan en el brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda. Cada derivación tiene un electrodo positivo y otro negativo:

- 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° .

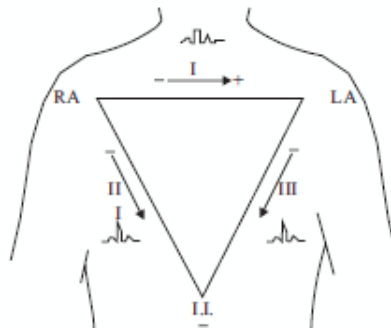


Figura 6. Triángulo de Einthoven. Fuente: Diseño y construcción de un electrocardiógrafo de 12 derivaciones para el análisis de señales Cardíacas. Autor: Guillermo Eduardo Vega.

2.2.3. Electrodo:

“Los electrodos o transductores son los dispositivos que detectan las corrientes iónicas, que es la conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos”. (Cañaverall 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, como se observa en la figura 7.



Figura 7. Electroodos desechables Marca 3M. Fuente: Propia

Existen dos tipos de electrodos no polarizables y polarizables:

- **No Polarizables:**

En este tipo de electrodos las cargas cruzan mediante la interfaz electrodo-electrolito cuando se aplica una corriente I .

- **Polarizables:**

Son electrodos a los cuales se les aplica una corriente I , este tipo de electrodos tienen la característica que se comportan como un condensador hallándose en este tipo de electrodos corrientes de desplazamiento.

Existen electrodos de Ag-AgCL, son electrodos parecidos a los no polarizables están compuestos de un metal recubierto por una ligera capa de compuesto soluble iónico con un ánodo. Estos electrodos son los que utilizan al ser desechables, económicos y fáciles de utilizar.

Las especificaciones de los electrodos 3M se observan en la tabla 2.

Tabla 2

Características específicas de electrodos 3M

Tabla 2. Características específicas de electrodos 3M Fuente: https://www.3m.com.es/3M/es_ES/nexcare-eu/product/catalog/~/3M-Electrodos-de-monitorizaci%C3%B3n-con-soporte-de-espuma-2228/?N=8716719+3293187380+3294529186&rt=rud

TIPO DE ELECTRODO	Diaforético (resistente a fluidos)
Material	Espuma
Material de respaldo	Espuma
Adhesivo	Hidrogel conductor
Longitud total	4 cm
Ancho total	3.2 cm
Radio transparencia	Radiopaco
Contacto	Ag/ AgCl, KCl
Tiempo de uso	Hasta 3 días

El cable utilizado es de tipo apantallamiento, como se muestra en la figura 8.

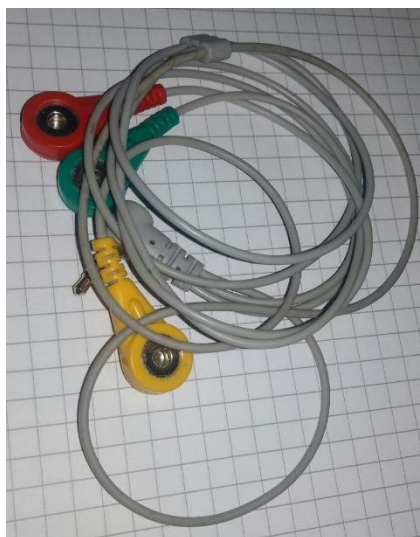


Figura 8. Cable utilizado para las pruebas de tipo apantallamiento. Fuente: Autor.

2.2.3.1. Potencial de contacto electrodo Piel

El contacto de la piel con el electrodo mediante el electrolito produce que se distribuyan las cargas entre electrodo y electrolito lo que ocasiona el potencial, como se observa en la figura 9, si se mueve el electrodo de la piel generará una variación en el potencial lo que conllevaría una fluctuación de la señal a frecuencias muy bajas. Una manera de solucionar este problema es fijando el electrodo a la piel y utilizando electrodos de materiales polarizables Ag – AgCl

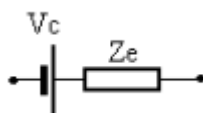


Figura 9. Potencial de contacto electrodo piel. Fuente: *Sistemas de Acondicionamiento y adquisición de señales Bioeléctricas*. Autor: Rafael Barea Navarro

2.2.4. Amplificación

La señal ECG se capta mediante los electrodos sin embargo su rango de amplitud es muy pequeño (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 presentan buenas 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.

2.2.5. 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 la señal y obteniendo resultados no deseados. Es por ello que se utilizan filtros analógicos y

digitales, cuya función es de discriminar frecuencias o rangos de frecuencias separando, suprimiendo o pasando señales de una mezcla de señales.

2.2.6. 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 10 se observa un diagrama de un microcontrolador con las partes que lo componen.

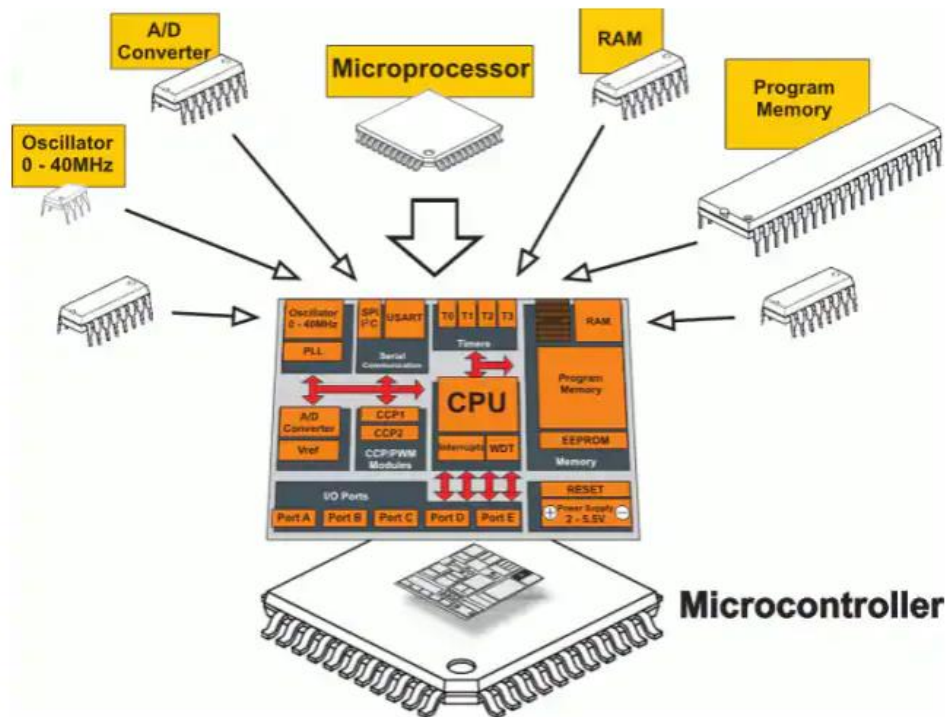


Figura 10. Diagrama que compone un microcontrolador. Fuente: Max Embedde

Para este desarrollo se usa un DSPIC, el cual consta de un procesador de señales digitales y características de un microcontrolador de 16 bits, siendo la arquitectura del DSPIC una arquitectura de bus de Harvard modificada lo que permite acceder a las memorias y al programa mediante buses separados.

La unidad de procesamiento central del DSPIC tiene una gran capacidad de procesamiento matemático proporcional a un Procesador Digital de Señales, una gran variedad de registros de 16 bits, diferentes tipos de modos de direccionamiento de datos, multiplicador de 17 x 17, acumulador dual de 40 bits, cambio de barril y tiene el hardware para las operaciones de división.

Algunos de los aspectos a destacar son:

- Dieciséis registros de propósito general de 16 bits.
- Respuesta de interrupción rápida y determinista con múltiples prioridades y vectores.
- Arquitectura modificada de Harvard.
- La CPU integra funciones de un MCU y DSP
- Soporta ciclo único, tres instrucciones de operando.
- Software flexible de pila con detección de desbordamiento

2.2.7. 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. La cuantificación está determinada por el número de bits del conversor.

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

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

Y la codificación es el valor asignado que refleja la señal, mediante el uso de dos niveles de tensión 1s y 0s. En la figura 11 se muestra un ADC de 3 bits ideal, proporcionando 8 valores de salida digital, cada valor de salida representa un rango de voltaje de tensión de entrada. Siendo el mayor valor obtenido del ADC $(n-1) / n$, n es la resolución en bits.

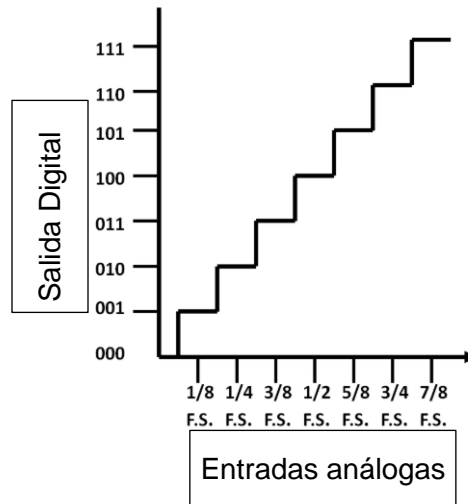


Figura 11. ADC de resolución de 3 bits ideal. Fuente: A/D Converter (ADC) Basics – Microchip Developer. <http://microchipdeveloper.com/adc:adc-basics>

La conversión analógica digital del sistema de adquisición es necesaria 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 se determinan por el número de bits, sino la aplicación determina la resolución y requisitos del conversor analógico digitales o ADC no se determinan por el número de bits, sino la aplicación determina la resolución y requisitos del converso analógico digital.

2.2.7.1. Tipos de Conversores Analógico/Digital

- **ADC Delta – sigma**

El convertidor tiene como función intercambiar la tasa de muestreo por resolución, es decir que las señales son muestreadas a una mayor a la de Nyquist, pero utilizando sólo un bit de resolución. Una de las desventajas de esta tecnología es que demanda mayor velocidad al operar a una tasa de muestro mayor.

- **ADC Incremental:**

Los convertidores incrementales son muy precisos ya que poseen una alta resolución se utilizan más en instrumentación, medición y aplicaciones biomédica, pertenecen a sub clase de los convertidores delta-sigma

- **ADC de Aproximaciones sucesivas**

Este tipo de ADC consiste en un circuito de muestra y retención para adquirir los voltajes de entrada, un comparador de voltaje de entrada con la salida de un DAC interno, un registro de aproximación sucesiva diseñado para proveer una salida en binario. Su ventaja es que pueden ser multiplexados y es más estable que un ADC delta – sigma tradicional.

- **ADC Flash**

El convertidor está formado por una serie de comparadores, que compraran la señal entrada con una única referencia de voltaje. Es el ADC más eficiente en velocidad pero necesita 2^{N-1} comparadores para una resolución N por lo que es poco práctico al tener resoluciones de más de 8 bits.

2.3. 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 obtienen 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.

2.3.1. Filtros Digitales

Los filtros digitales son fundamentales en el procesamiento digital de señales, además los filtros digitales discriminan las señales virtualmente.

El filtro analógico utiliza condensadores, inductores, resistores y amplificadores lo que reduce el costo, fácil de implementar, pero 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.

En la tabla 3 se muestra una comparación entre el filtro digital y el filtro analógico.

Tabla 3

Comparación entre filtro digital y filtro analógico.

Tabla 3. Comparación entre filtro digital y filtro analógico. Fuente: Mixed Signal and DSP Design Techniques, Analog Devices (2002).

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

Los tipos de filtros digitales más importantes son: (IIR) Respuesta infinita al impulso y (FIR) Respuesta finita al impulso, en este desarrollo se utiliza el filtro FIR.

2.3.1.1. Filtro FIR

El filtro FIR es el acrónimo de Respuesta finita al impulso cuya respuesta a una señal de impulso tendrá un número finito de términos no nulos.

Ventajas del filtro FIR:

- Implementación factible utilizando la FFT
- Filtros eficientes en forma recursiva y no recursiva.
- Los filtros FIR son siempre estables.
- Facilidad de diseño para filtros de fase lineal.

Desventajas del filtro FIR:

- Se necesita un orden alto para la aproximación filtros.
- El retardo de fase puede no ser entero.

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:

$y[n]$ =Salida en el tiempo

$x[n]$ =Entrada actual

$x[n-d]$ =Valores anteriores de la entrada a la entrada

b =Coeficiente de peso

En la figura 12, se muestra la estructura general del Filtro FIR:

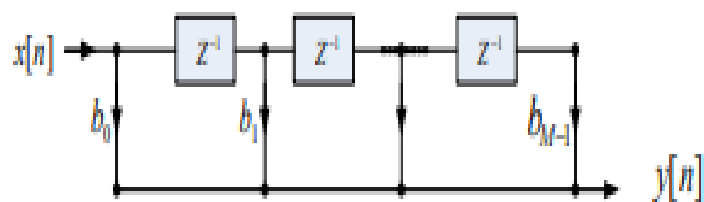


Figura 12. Estructura general del Filtro FIR. Fuente: FIR Filtering in PSoC with Application to Fast - Somsak Sukittanon, Ph.D., Stephen G. Dame, MSEE (2005)

Las ventajas del Filtro FIR, sobre el Filtro IIR, son estables y pueden ser implementados de forma eficiente en hardware. Una de las desventajas, es que su retraso es mucho mayor comparado al Filtro IIR y necesita un orden mayor, sin embargo, en la literatura "Análisis del desempeño de Filtro IIR y FIR para la reducción del desplazamiento de la línea base del ECG

en Matlab” de Monroy, Villamizar, Otero y Altuve (2017) de Colombia, realizaron una comparación entre el filtro FIR y el filtro IIR. En la figura 13, obtienen los indicadores de desempeño expresados como mediana al utilizar los filtros FIR de diferente orden en los datos del MIT-BIH y en la figura 14 obtienen los indicadores de desempeño expresados como mediana al utilizar los filtros IIR de diferente orden en los datos del MIT-BIH.

Tabla 1: Indicadores de desempeño expresados como mediana (IQR), al utilizar filtros FIR de diferente orden, en el conjunto de datos MIT-BIH

M (orden)	$P_{Y_{FIR}} (x10^{-6} V^2)$	$RMSE x10^{-6} V^2$	T (ms)
2680	84,35 (146,34)	134,63 (412,42)	202,05 (12,38)
2412	101,48 (153,70)	145,25 (483,47)	184,67 (13,58)
2144	172,35 (258,21)	129,11 (478,95)	151,00 (20,59)
1876	106,90 (181,95)	149,60 (556,31)	96,43 (20,69)
1608	234,74 (349,62)	153,05 (562,81)	69,75 (9,57)
1340	279,85 (417,74)	143,08 (565,16)	62,20 (9,31)
1072	226,69 (365,20)	188,46 (706,27)	47,55 (6,94)
804	713,50 (1275,68)	181,65 (689,54)	36,15 (4,47)
536	511,13 (904,08)	219,02 (798,97)	27,93 (5,87)
268	2883,39 (3706,85)	367,70 (981,67)	19,00 (3,74)

Figura 13. Indicadores de desempeño expresados como mediana al utilizar filtros FIR de diferente orden, en el conjunto de datos MIT-BIH. Autor: Monroy, Villamizar, Otero y Altuve (2017)

Tabla 2: Indicadores de desempeño expresados como mediana (IQR), al utilizar filtros IIR de diferente orden, en el conjunto de datos MIT-BIH

M(orden)	$P_{Y_{IIR}} x10^{-6} V^2$	$RMSE x10^{-6} V^2$	(ms)
7	17808,42 (14596,53)	255,62 (569,25)	11,41 (0,47)
6	2,25 (3,21)	234,76 (264,34)	10,43 (0,49)
5	2,57 (3,29)	253,03 (539,23)	9,57 (0,25)
4	2,37 (3,34)	387,36 (1394,4)	8,36 (0,51)

Figura 14. Indicadores de desempeño expresados como mediana al utilizar filtros IIR de diferente orden, en el conjunto de datos MIT-BIH. Autor: Monroy, Villamizar, Otero y Altuve (2017)

Comparando el desempeño de los filtros se observa que la atenuación del ruido con el filtro IIR es de 2.25 mejor que la atenuación de el filtro FIR de 84.35, además la velocidad de respuesta es mayor en el filtro IIR 10.43 ms contra los 202.05 ms del filtro FIR, sin embargo,

el filtro IIR tiene mayor distorsión en la banda de paso 234.76 contra los 134.63 de distorsión del filtro FIR.

El proyecto de tesis se basa en el diseño del filtro FIR ya que el nivel de atenuación que produce y la distorsión en el espectro son aceptables y no genera distorsión en señal filtrada en el tiempo.

CAPITULO 3

DISEÑO, SIMULACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA

3 Diseño, simulación e implementación

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

3.1. Diagrama de Bloques

En la figura 15 se aprecia el diagrama de bloques, el cual describe cada uno de los subsistemas que integran la investigación. Desde el módulo de prueba donde se obtiene la señal ECG, el acondicionamiento de esta señal para el desplazamiento al rango del ADC del 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.

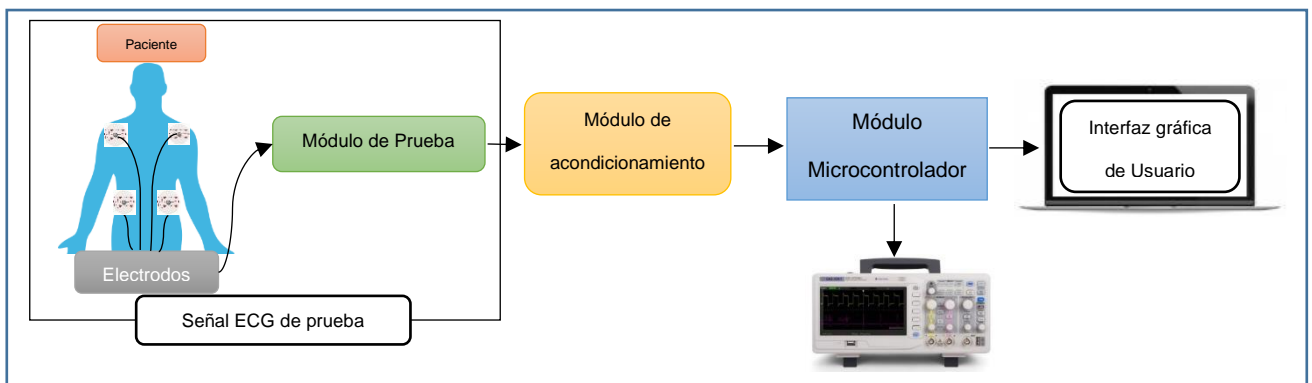


Figura 15. Diagrama de Bloques. Elaboración propia

3.1.1. Módulo de Prueba

El módulo de prueba es necesario para obtener la señal ECG y realizar pruebas con esta señal. La señal tiene un rango de amplitud pequeño entre 0.5mV y 5mV, así mismo se obtiene la señal ECG de la diferencia de potencial de dos electrodos equidistantes. El módulo de

prueba permite obtener la señal a través de las entradas y amplifica la señal ECG para una mejor visualización y análisis.

3.1.2. Módulo de Acondicionamiento de Señal

Esta etapa es necesaria para adaptar la señal obtenida del módulo de prueba, agregando un ajuste de offset que permite que la señal y señales estén entre los rangos de voltaje de referencia del microcontrolador y un amplificador que permite adecuar la salida de señal hacia el microcontrolador.

3.1.3. Módulo Microcontrolador

En esta etapa se desarrolla la conversión analógica digital y los filtros digitales necesarios para filtrar el ruido obtenido de la etapa anterior, también se desarrolla la transmisión de información hacia la interfaz gráfica de usuario y se implementa el circuito R2R que consiste en un conversor de la señal digital a señal analógica, visualizando esta señal mediante el osciloscopio.

3.1.4. Interfaz gráfica de usuario

En esta etapa se desarrolla la interfaz gráfica de usuario, la cual permite seleccionar los filtros digitales implementados en el microcontrolador para filtrar, visualizar la señal obtenida en la interfaz gráfica de usuario y almacenar esta información en el programa Matlab

3.2. Diseño del Sistema de adquisición

Se consideran varios aspectos para el diseño del sistema de adquisición, los cuales serán explicados de forma detallada:

3.2.1. Diseño de módulo de prueba

Para el diseño

En la figura 16 se puede observar el diagrama de bloques de esta etapa y las partes que lo componen:

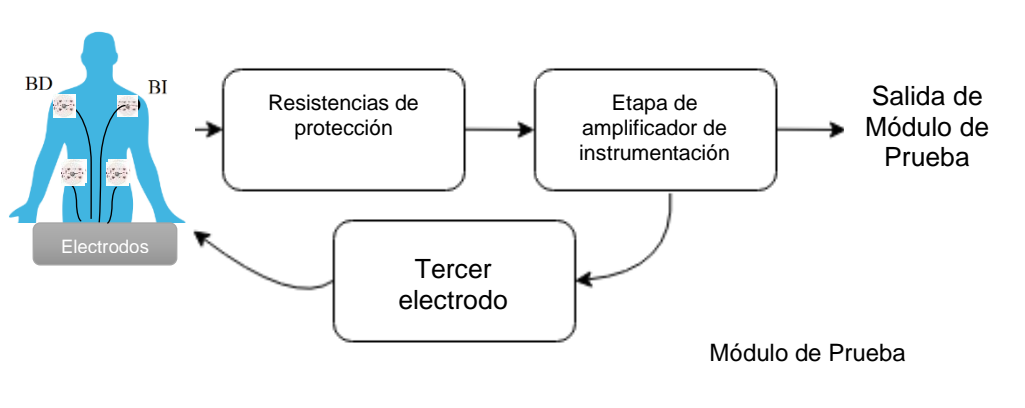


Figura 16. Diagrama de bloques de módulo de prueba. Elaboración propia

3.2.1.1. Consideración del diseño

Para el diseño de esta etapa se consideran las limitaciones del hardware y software, así como los objetivos específicos de la aplicación:

- Para el módulo de prueba se utiliza los electrodos de 3M 2228, los electrodos son de contacto Ag- AgCl además son desechables y económicos.
- La amplificación de la señal ECG no debe ser demasiado grande debido al voltaje de referencia de referencia del ADC del microcontrolador, siendo el voltaje de referencia del ADC no mayor a 5 voltios.
- 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 circuito de protección.
- En la figura 17 se muestra el conector para las entradas de los electrodos:

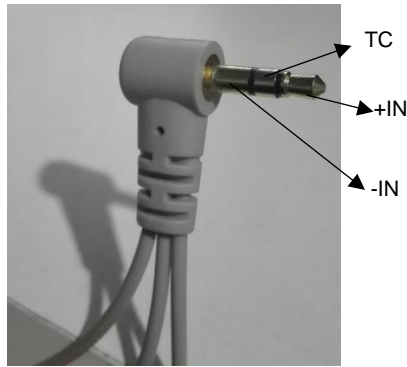


Figura 17. Se muestra la entrada de los electrodos. 1) -IN: Entrada negativa según la derivada. 2) +IN: Entrada positiva según la derivada. 3)TC: Tierra común, es el tercer electrodo usado como referencia para el sistema.

3.2.1.2. Diseño de módulo de resistencia de protección

Esta parte es delicada, la aplicación debe proteger a los usuarios contra cambios imprevistos de corriente y voltaje. Como se muestra en la figura 18, siendo las resistencias R1 y R2 las resistencias de protección de nuestro sistema.

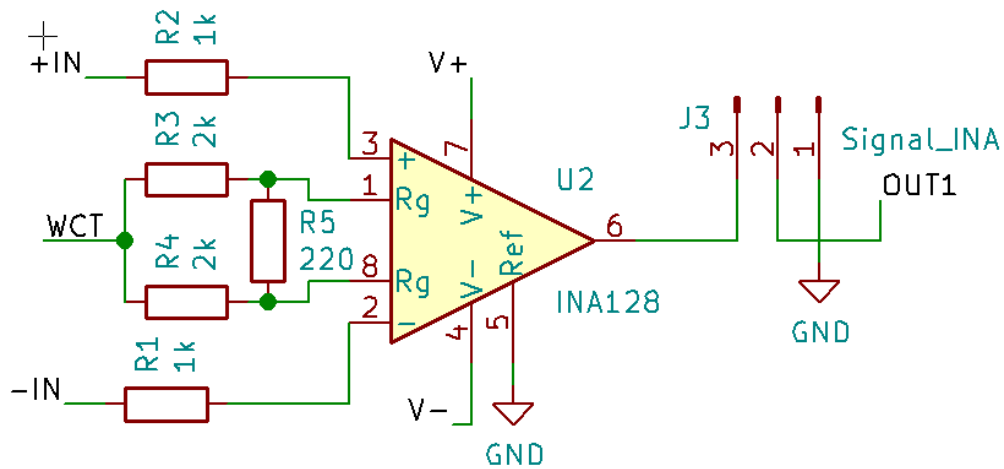


Figura 18. Las resistencias de protección R1 y R2 son las resistencias para la entrada del Amplificador de instrumentación INA128. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

En la figura 19 se muestran los diferentes efectos de la intensidad de corriente continua sobre el organismo, y como se explica en el artículo “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.

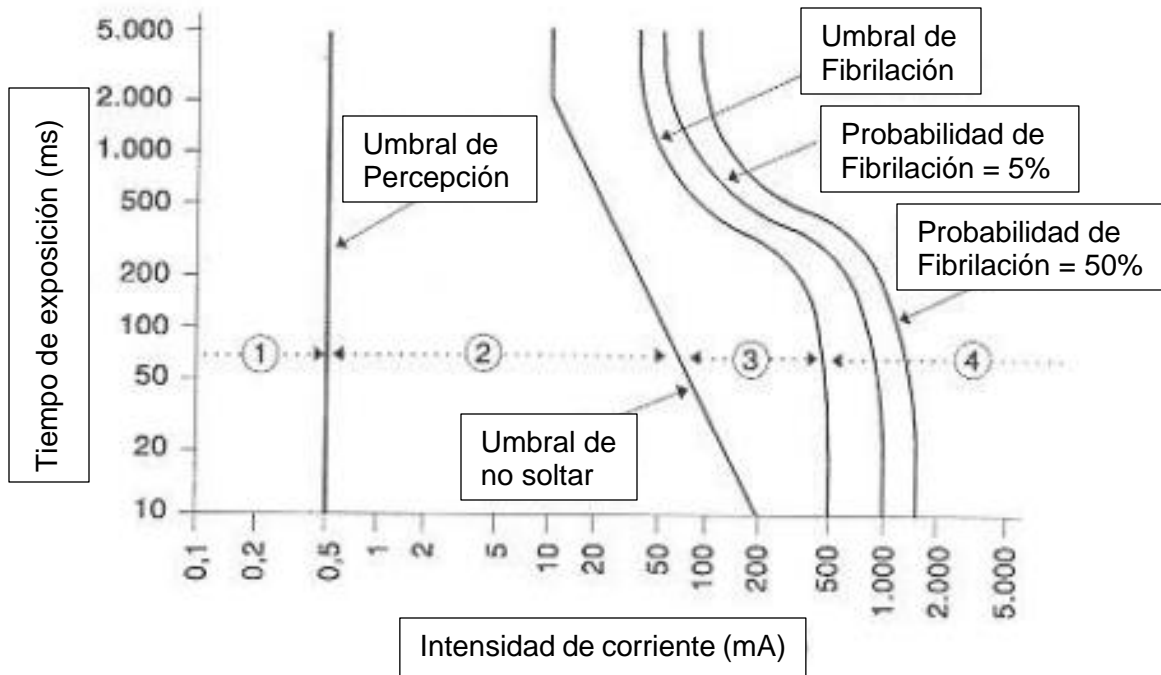


Figura 19. Efectos intensidad de corriente continua. Fuente: Corriente eléctrica: Efectos al atravesar el organismo humano.

El valor máximo de tensión de este proyecto es de 20V en voltaje continuo, para que la impedancia de la persona no se reduzca. Calculando las resistencias de protección R_1 y R_2 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 módulo de amplificación 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.

En el desarrollo de esta aplicación se compara tres diferentes tipos de amplificadores de instrumentación como se muestra en la tabla 4:

Tabla 4

Tabla 4. Tabla de comparación de Amplificadores. Referencia: Hoja de datos INA121, hojas de datos AD620, hoja de datos INA128

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 μA	0.9mA	700 μA
Impedancia	10^{12}	10^{10}	10^{10}
CMRR	106 dB	110 dB	120 dB
Bajo Offset	200 μV	50 μV	50 μV
Protección de entrada	$\pm 40 V$	-	$\pm 40 V$
Ancho de Banda (G = 100)	50KHz	120KHz	200KHz

A pesar de que el INA121 tiene mayor 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 obtener una ganancia entre 1 y 10 mil, la ecuación se detalla en la hoja técnica del amplificador INA128P. En la figura 20 se muestra el circuito esquemático del amplificador:

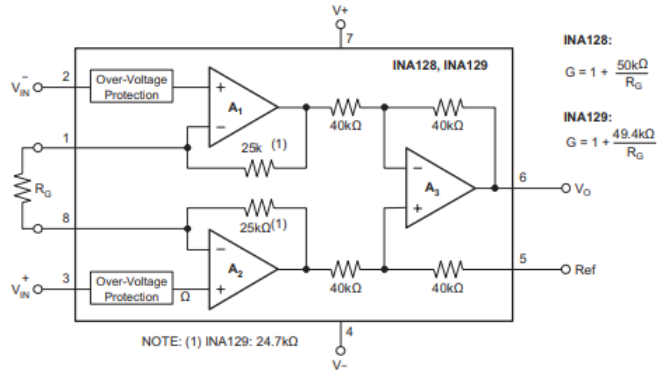


Figura 20. Esquemático de amplificador INA128. Fuente: Hoja de datos INA128

La ganancia del amplificador está establecida según la hoja técnica del INA128P es la siguiente ecuación:

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

En la figura 21 se muestra el esquema del amplificador de instrumentación con el amplificador de la etapa del tercer electrodo.

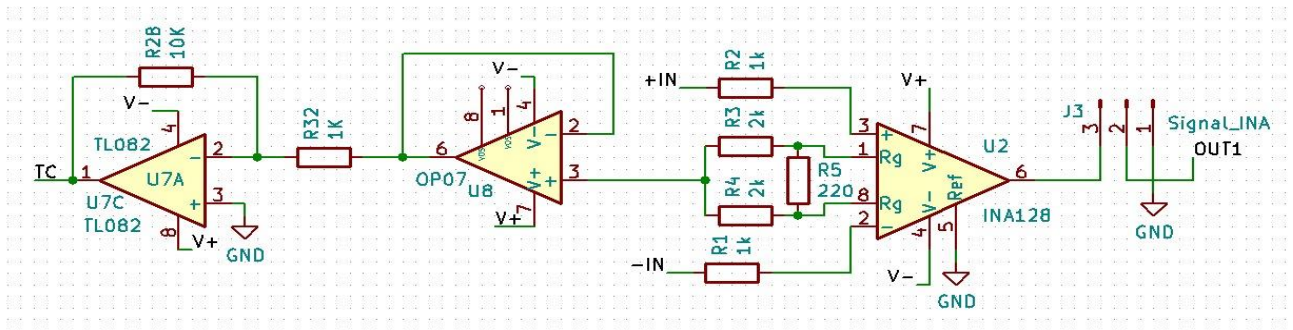


Figura 21. Tercer Electrodo conectado con el amplificador de instrumentación. Realizado con Kicad 5.0 Autor: Propia

En la figura 22 se muestra el esquema interno del amplificador INA128 la cual tiene dos etapas

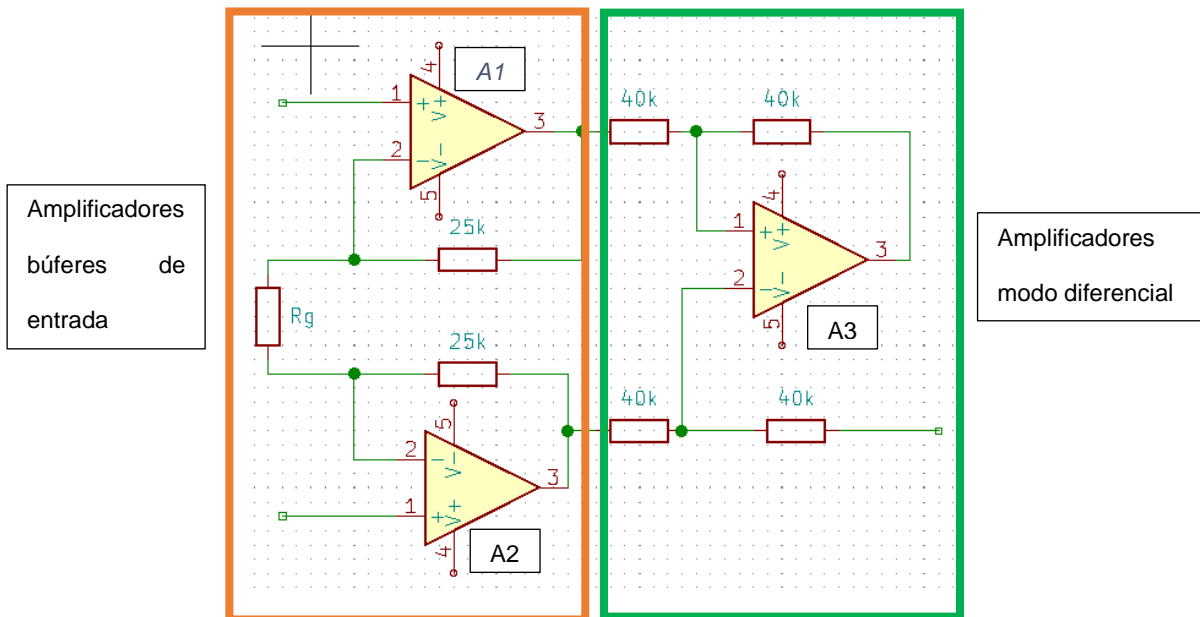


Figura 22. esquema interno del amplificador INA128. Fuente Hoja de datos INA128

➤ Etapa Amplificadores búferes de entrada:

En esta etapa los amplificadores operacionales son búferes de entrada sin inversión, la característica de esta etapa es que aumenta la impedancia de entrada esto gracias a la configuración no inversora. Siendo la ganancia en esta etapa:

$$A1 = 1 + \frac{2(25K)}{Rg} = 1 + \frac{50K}{Rg}$$

➤ Etapa Amplificadores en modo diferencial:

En esta etapa la ganancia en modo común será cero ya que se cumple que todas las resistencias son iguales: $1 - \frac{40K \times 40k}{40k \times 40} = 0$. Siendo la ganancia en esta etapa:

$$A3 = \frac{40K}{40K} = 1$$

Y la ganancia total es la multiplicación de la ganancia de cada etapa: $A1 \times A3$

$$G = A1 \times A3 = \left(1 + \left(\frac{50K}{R_G} \right) \right) \times 1 = 1 + \left(\frac{50K\Omega}{R_G} \right)$$

En el CMRR del amplificador se ingresa una señal 5mV 60Hz en modo diferencial, obteniendo un voltaje de salida de 1.12 V

$$A_{MD} = \left(\frac{1.12V}{5mV} \right) = 224$$

Y para la ganancia en modo común se alimenta al amplificador con una misma señal de 1 Voltio 60Hz, obteniendo una salida de 1m Voltio:

$$A_{MD} = \left(\frac{1V}{1mV} \right) = 1mV$$

Al calcular el CMRR:

$$CMRR = 20 \log \left(\frac{224}{1mV} \right) = 107dB$$

Se considera el rechazo en modo común esté en un rango aceptable entre 80 a 120 dB a una frecuencia de 60Hz. Hallando un CMRR de 107 dB, dentro de los parámetros de lo aceptado.

3.2.1.4. Ganancia de módulo de amplificador de instrumentación

Para el diseño de la ganancia se considera los requerimientos de la aplicación:

- 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 se necesita una fuente de alimentación entre 3.3 y 3.6 voltios.
- El voltaje de referencia para el ADC del 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 sobre 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 electodos, esto para obtener el punto máximo de la señal ECG que es 5mV y no perder información por estar al límite.

- También se considera el ajuste del offset, cuyo propósito de este circuito es de desplazar la señal hacia los rangos de referencia del ADC.

Por lo tanto, la amplificación de la señal está 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 utiliza 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. Calculando la máxima ganancia con magnitud 250.

Para calcular la ganancia es necesario conocer la resistencia R_G para ello se usa la fórmula establecida por la hoja de datos del amplificador:

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

Obteniendo que la resistencia R_G máxima es de 200 ohmios.

En la figura 23 se muestra el circuito esquemático del amplificador de instrumentación donde la resistencia R_G es la resistencia equivalente de $R_3, R_4,$ y R_5 :

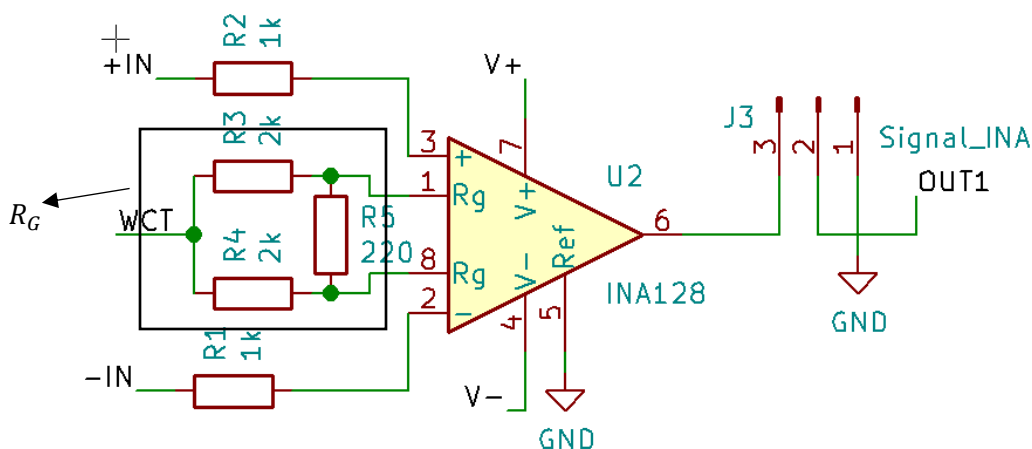


Figura 23. Circuito de amplificador de instrumentación para la obtención de la señal ECG, el cuadrado de color negro es la resistencia equivalente R_G . Elaborado en KiCad 5.0. Fuente: Propia del autor

Para el diseño y para utilizar resistencias comerciales se definen a R_3 y R_4 son resistencias iguales con valor de $2K\Omega$ y $R_5 = 220\Omega$.

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

El valor de la 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 módulo de tercer electrodo

Es necesario para los amplificadores de instrumentación establecer una referencia para las entradas, utilizando el tercer electrodo para unir el cuerpo humano con masa del sistema para fijar un punto de operación, además de ello permite disminuir la señal de modo común debido a que el voltaje del modo común del amplificador es dirigido hacia el apantallamiento del cable mediante el circuito del módulo de tercer electrodo, colocando así al mismo potencial al apantallamiento de los cables. Aunque, su principal desventaja es la reducción de seguridad al ser esta conexión de baja impedancia y por el cual la corriente puede atravesar. Para ello, el diseño del módulo de tercer electrodo se basa en la literatura "Elementos de diseño de circuitos de amplificación del ECG" de Br. Marttin Oliveri (2004) de Uruguay donde se considera que se debe atenuar la señal de modo común que genera el acople capacitivo de la red al paciente esto se muestra en el circuito modelo de acoples, como se observa en la figura 24.

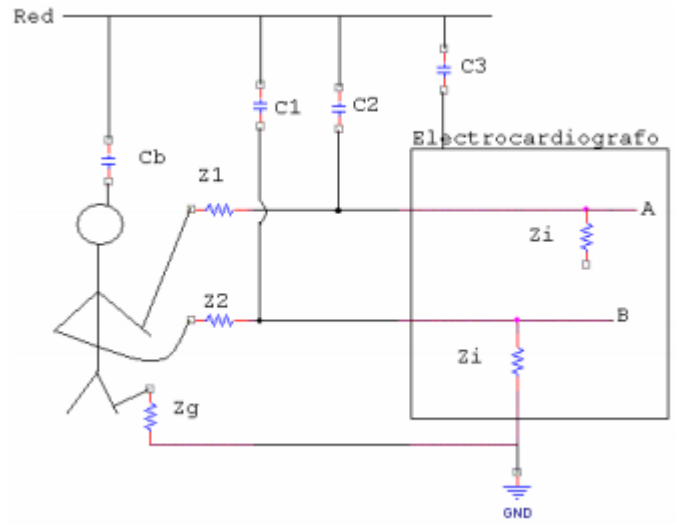


Figura 24. Modelo de acoples capacitivos de la red que producen interferencia. Autor: Martin Oliveri 2004.

Para el circuito se halla la corriente i_{d1} e i_{d2} :

$$V_a - V_b = i_{d2}(Z_1 - Z_2)$$

Además, halla las medidas de los cables de apantallamiento que utiliza donde muestra una corriente $i_d = 6 \text{ nA}$ y una diferencia de impedancia de electrodos de $20 \text{ k}\Omega$

$$V_a - V_b = 6 \text{ nA}(20 \text{ K}) = 120 \text{ uV}$$

Y en el acoplamiento de la red al paciente, se muestra una corriente i_{db} provocando una corriente en modo común V_{cm} :

$$V_{cm} = i_{db}(Z_g) = 0.2 \text{ uA}(50 \text{ K}) = 10 \text{ mV}$$

Los 10 mV de voltaje en modo común serían despreciables si es que amplificador fuera ideal y la impedancia Z_i del amplificador infinita. Para ello se muestra el efecto del modo común con valores típicos medidos:

$$V_a - V_b = V_{cm} \frac{(Z_2 - Z_1)}{Z_i} = 10 \text{ mV} \frac{(20 \text{ K})}{5 \text{ M}} = 40 \text{ uV}$$

Para que este valor sea despreciable es necesario que el amplificador tenga una impedancia de entrada lo más grande posible. Esta señal en modo común se puede disminuir utilizando el circuito de pierna derecha como se observa en la figura 25.

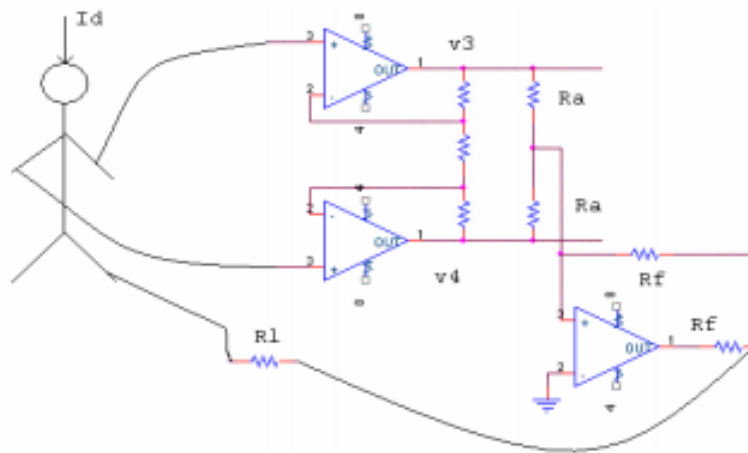


Figura 25. Circuito para disminuir la entrada en modo común. Autor: Martín Oliveri 2004

En el desarrollo de esta aplicación se compara tres diferentes tipos de amplificadores como se muestra en la tabla 5:

Tabla 5

Tabla 5. Tabla de comparación de Amplificadores. Referencia: Hoja de datos TL082, hojas de datos OP07, hoja de datos LM741

Tipos de amplificadores

Parámetros\Componentes	TL082	OP07	LM741
Rango de Voltaje	$\pm 15 V$	$\pm 3 V - \pm 18 V$	$\pm 18 V$
Impedancia	$10^{12} \Omega$	$50 M\Omega$	$2 M\Omega$
CMRR	$100 dB$	$123 dB$	$95 dB$
Bajo Offset	$15 mV$	$30 \mu V$	$1 mV$

Para esta investigación se ha seleccionado el amplificador TL082 por su gran impedancia y al amplificador OP07 por su CMRR alto.

Se diseña el circuito de la pierna derecha y se acopla al amplificador de instrumentación como se observa en la figura 26.

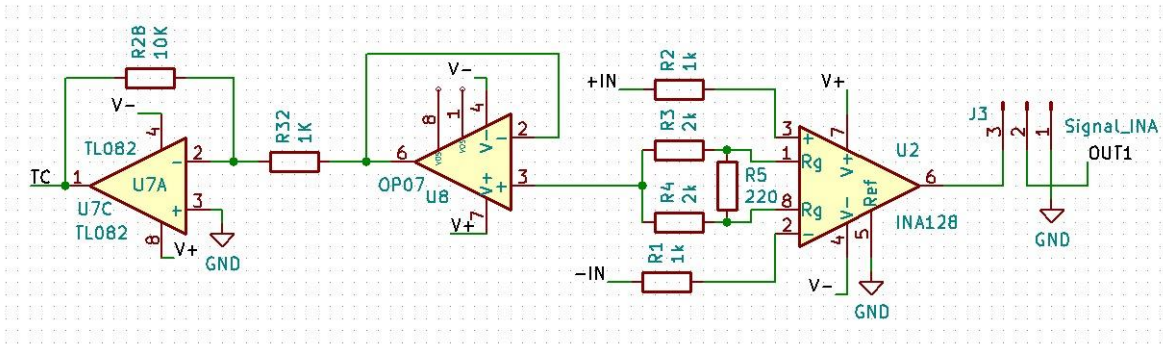


Figura 26. Circuito de pierna derecha acoplado al amplificador de instrumentación. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

Para ello se suman las corrientes en la inversora en el amplificador TL082, como se muestra en la figura 27:

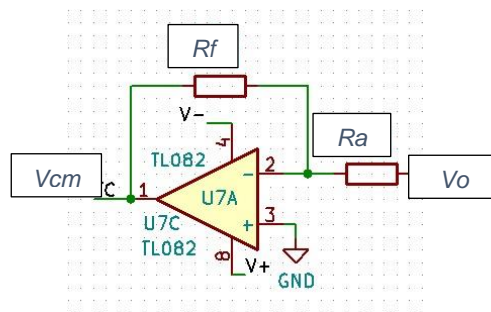


Figura 27. Amplificador TL082 del circuito de pierna derecha. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

$$\frac{2V_{cm}}{R_a} + \frac{V_o}{R_f} = 0 \implies V_o = -V_{cm} \frac{2R_f}{R_a}$$

Deseando que V_{cm} sea lo más pequeña posible, teniendo un flujo hacia tierra con baja impedancia, lo que se logra al reemplazar los valores de R_f y R_a :

$$-\frac{2R_f}{R_a} = -\frac{2(10k)}{1k} = -20\Omega$$

Asimismo, para no disminuir la reducción de seguridad al ser esta conexión de baja impedancia y por el cual la corriente puede atravesar. Para ello se calcula la ganancia del amplificador operacional inversor TL082, como se muestra en la figura 28, con una ganancia de -10 que se conecta al usuario mediante del tercer electrodo:

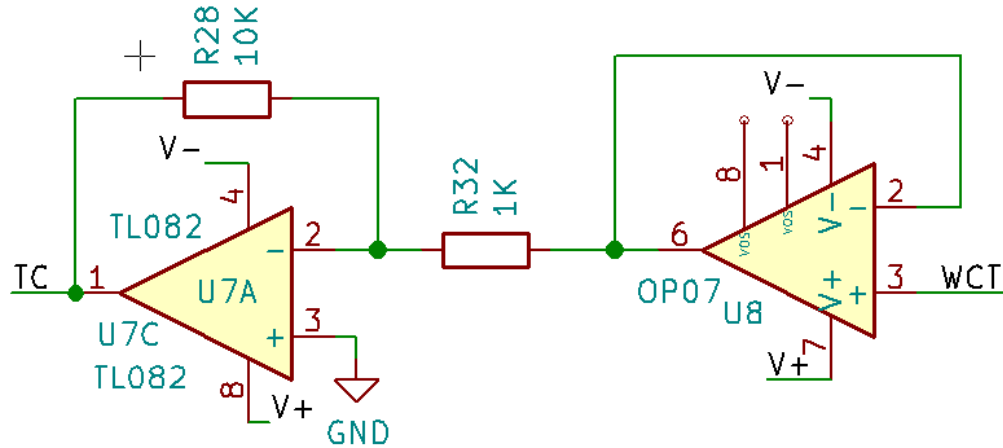


Figura 28. El primer amplificador es el amplificador inversor de ganancia -10 para la reducción del efecto modo común. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

Siendo la ganancia:

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

Además, se agrega el siguiente amplificador, como se muestra en la figura 29, cuya ganancia es de 1, teniendo como objetivo de adaptar las impedancias entre amplificador de ganancia -10 y el amplificador de instrumentación.

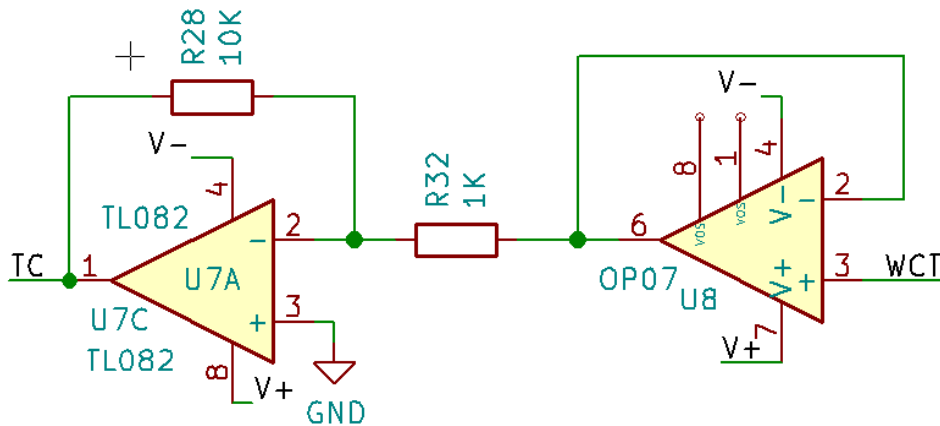


Figura 29. El segundo amplificador es el búfer de ganancia 1 que adapta las impedancias de los circuitos. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia.

3.2.2. Diseño de módulo acondicionamiento del sistema

Para esta etapa se desarrolló el diagrama de bloques, como se observa en la figura 30, en el cual se aprecian las partes que componen esta etapa.

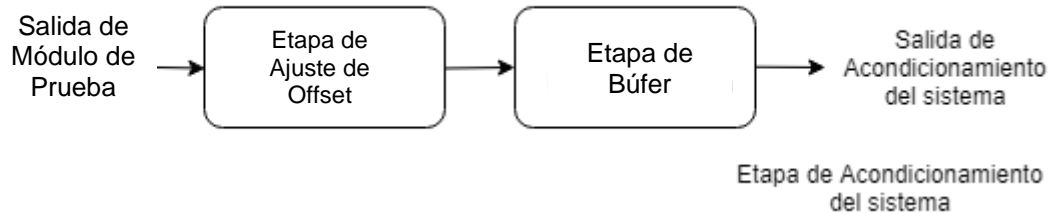


Figura 30. Diagrama de bloques de la etapa de acondicionamiento del sistema. Elaboración propia

3.2.2.1. Diseño de módulo de ajuste de offset

La señal ECG está amplificada según los cálculos, establecidos en la sección de ganancia, entre 1.2V y -1.2V. Sin embargo, si esta señal es procesada por el ADC del microcontrolador se perderían los datos que sean menores a cero, para ello se necesita un circuito que desplace la señal entre los voltajes de referencia del ADC del microcontrolador.

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 31:

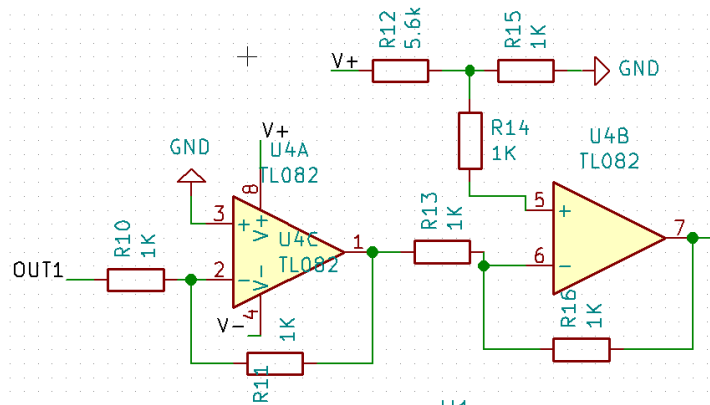


Figura 31. Los dos primeros amplificadores en conjunto forman el circuito de ajuste de offset que mantendrá la señal ECG entre los rangos establecidos en la sección 3.2.1.4 Diseño de ganancia. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

En la figura 32 se observa el circuito amplificador obteniendo la ganancia de -1:

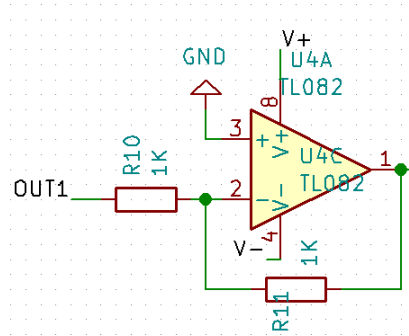


Figura 32. Circuito amplificador inversor. Elaborado en Kicad 5.0. Elaboración propia

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

Y en la figura 33 se observa un circuito amplificador inversor obteniendo la ganancia de -1:

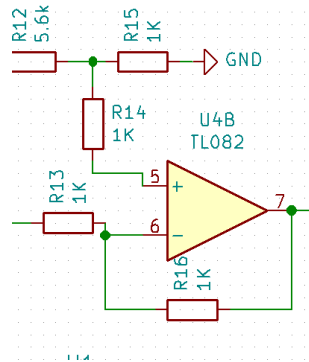


Figura 33. Circuito amplificador inversor. Elaborado en Kicad 5.0. Elaboración propia

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

Para el ajuste del offset se agrega un divisor de voltaje como se muestra en la figura 34

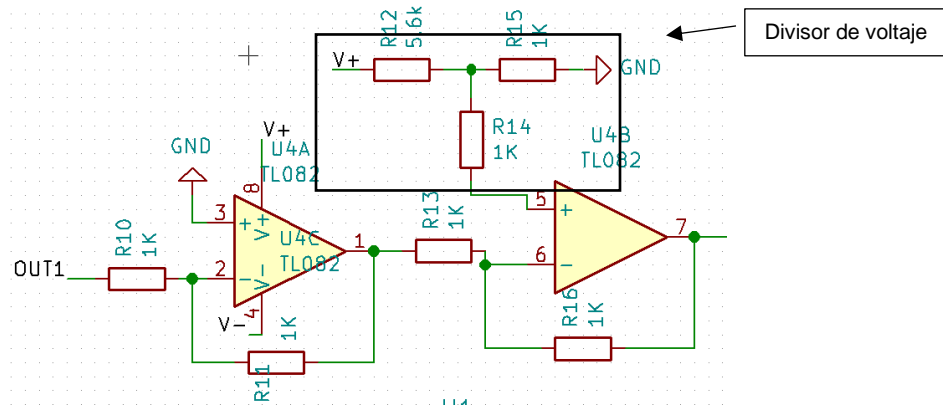


Figura 34. Bloque de color naranja divisor de voltaje para el ajuste de offset, siendo el V+ los 5 voltios del sistema. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

Donde la ecuación del divisor de voltaje se expresa cómo:

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

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 módulo de amplificador búfer

La salida de la etapa de acondicionamiento de la señal va a través del amplificador búfer, el cual permite adaptar corrientes entre el acondicionamiento de señal y la etapa del microcontrolador. Asimismo, la ganancia del amplificador búfer es 1, como se observa en la figura 35.

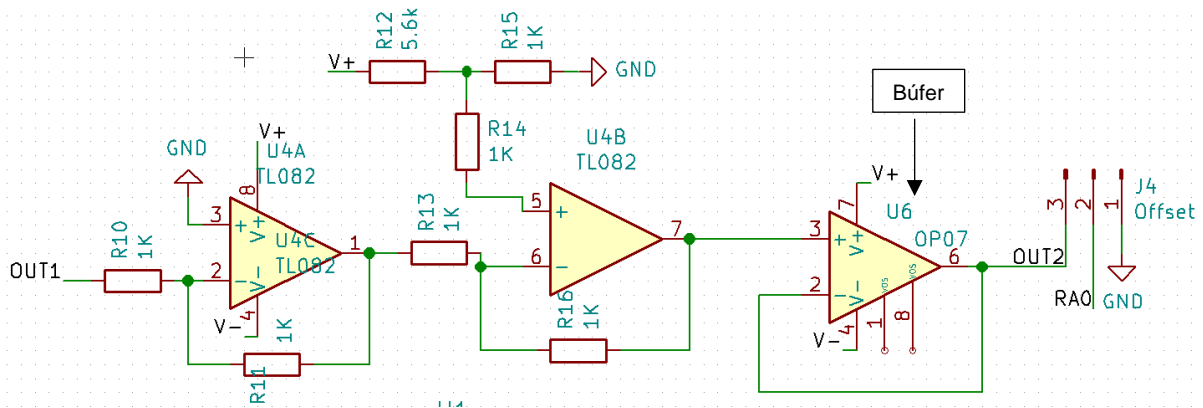


Figura 35. El último amplificador cumple la función de Búfer, el cual es el adaptador de corriente entre el circuito de acondicionamiento del sistema y el microcontrolador. Elaborado en Kicad 5.0. Elaboración propia

3.2.3. Diseño de módulo microcontrolador

Se desarrolló el diagrama de bloques, como se observa en la figura 36, en el cual se aprecian las partes que componen esta etapa.

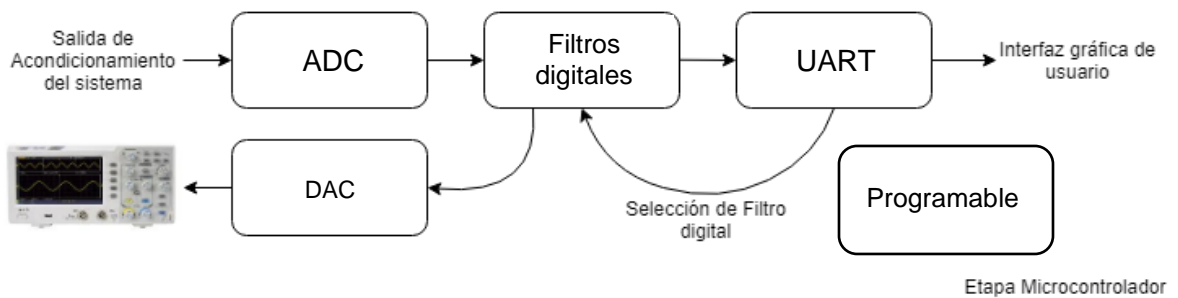


Figura 36. Diagrama de bloques de la etapa Microcontrolador. Elaboración propia

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 37:

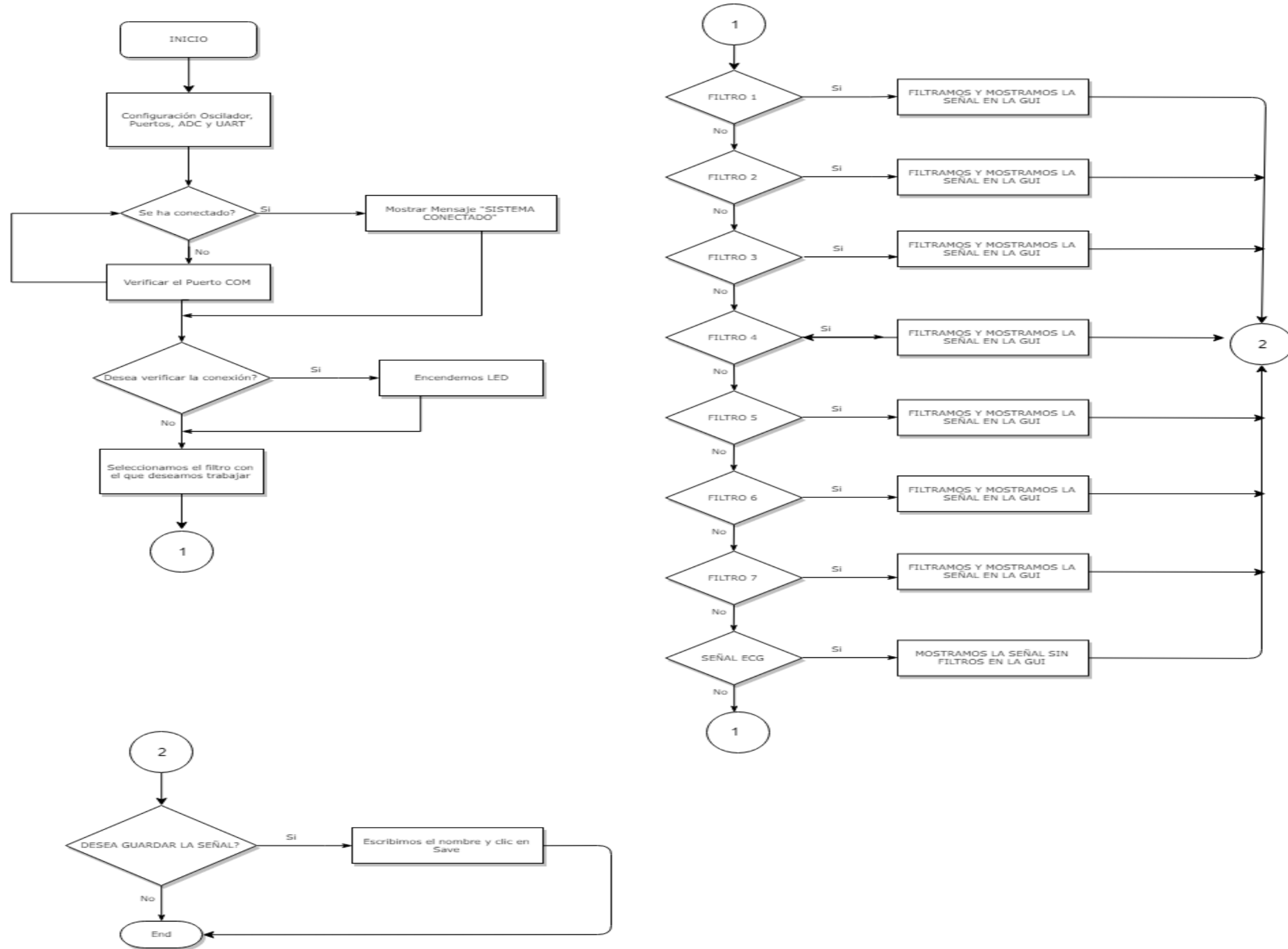


Figura 37. Diagrama de Flujo del programa. Elaborado en Draw.io. Elaboración propia

El primer bloque del diagrama de flujo de la etapa del microcontrolador, como se observa en la figura 38, se realiza la configuración del oscilador, puertos, ADC y UART. También se establece la conexión del sistema y el computador mediante el puerto COM y si se desea verificar la conexión se puede encender un LED para mostrar que la conexión se ha establecido.

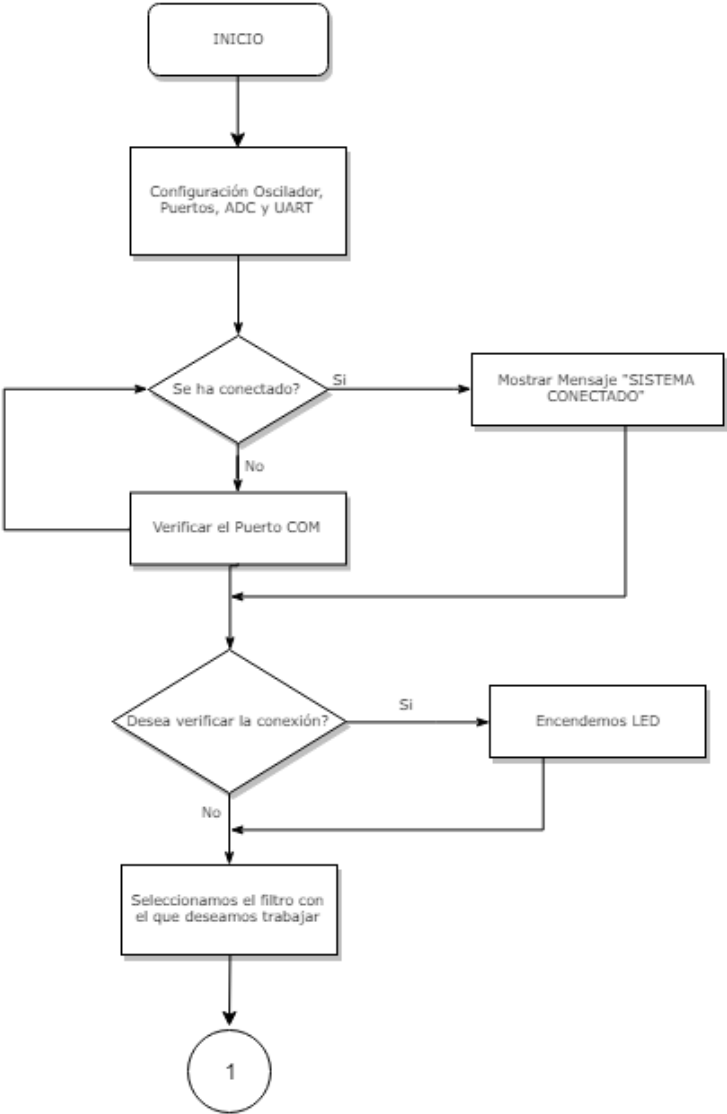


Figura 38. Configuración de frecuencia de reloj, puertos, ADC, UART y se establece la conexión. Elaborado en Draw.io. Elaboración propia

La figura 39 representa el segundo bloque del diagrama de flujo de la etapa del microcontrolador, en el cual se realiza la selección y programación de los filtros digitales o la obtención de la señal ECG, para el sistema se presentan 7 filtros digitales FIR diferenciados por el orden y frecuencia de corte.

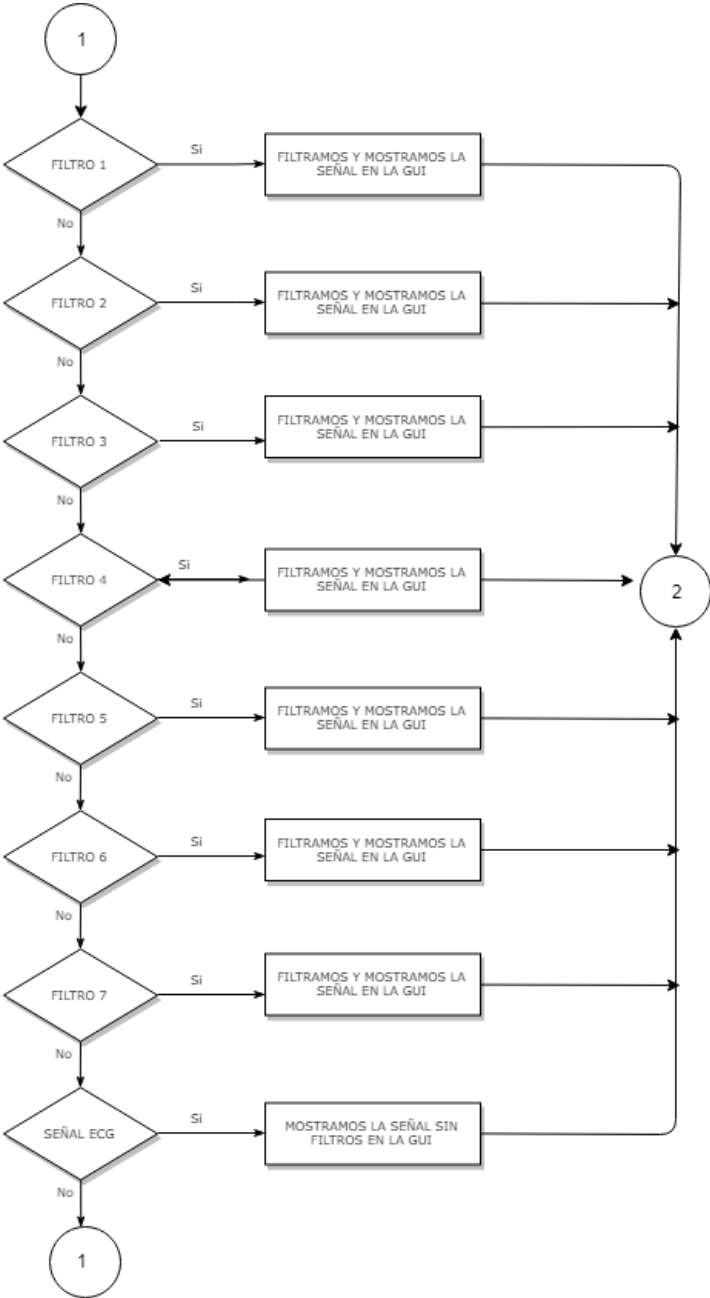


Figura 39. Diagrama de flujo para la selección del filtro digital. Elaborado en Draw.io. Elaboración propia

En la figura 40 se muestra el tercer bloque del diagrama de flujo de la etapa del microcontrolador en el cual se presenta la opción de guardar la data obtenida y la opción de asignarle un nombre.

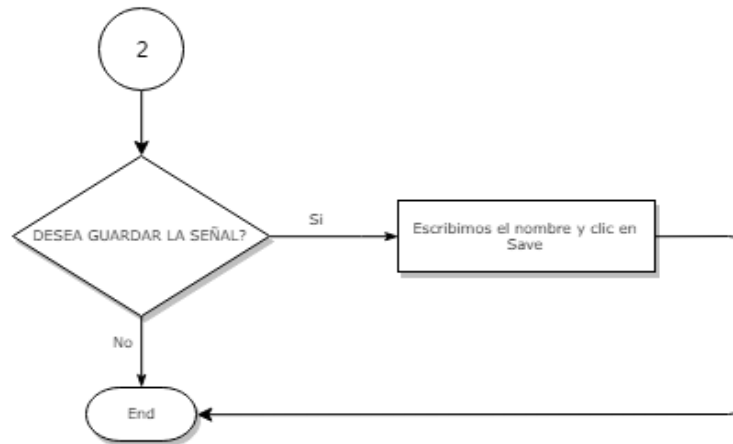


Figura 40. Diagrama de flujo para guarda la data obtenida. Elaborado en Draw.io. Elaboración propia

3.2.3.2. Consideración del Microcontrolador a elegir

Para la elección del microcontrolador se consideran algunos requerimientos:

- 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 6, se comparan características de tres microcontroladores de la familia DSP, el DSPIC30F4013, DSPIC33FJ128MC802 y TMS320C5505:

Tabla 6

Tabla 6. Tabla de comparación de microcontroladores DSPIC30F4013 y DSPIC33FJ128MC802. Fuente: Hoja de datos de los Microcontroladores de la familia DSP.

Comparación de microcontroladores DSPIC.

Parámetros\DSPIC	DSPIC30F4013	DSPIC33FJ128MC802	TMS320C5505
Rango de Voltaje	2.25 V – 5.5 V	3 V – 3.6 V	3.3 V
Corriente de consumo	–	76 mA (a 40 MIPS)	-
ADC	12 bits	12 bits	10 bits
UART	2	2	1
Memoria Programa	24 Kbyte	128 Kbyte	128 Kbyte
RAM	2048 Bytes	16 Kbyte	64 Kbyte
Velocidad de Reloj	30 MHz	40 MHz	120 MHz
Compatibilidad con Matlab	SI	SI	NO
Precio	\$5.67	\$5.46	\$9.30

El DSP TMS320C5515 de Texas Instruments es mejor en cuanto a velocidad de Reloj, su desventaja sería el precio, ADC y al no tener compatibilidad con la herramienta de Simulink. Los otros dos microcontroladores incluyen 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 permite programar a los DSPIC en Simulink, en la que el DSPIC33FJ128MC802 está libre de restricciones.

3.2.3.3. Diseño de módulo de filtro digital

Para el diseño de los filtros digitales se consideran las señales que perturban la señal ECG.

- Potencial en la piel

Interferencia producida por el movimiento del paciente, masa muscular genera la interferencia.

- Potencial de contacto

Aparece si el electrodo se mueve, generando una diferencia de potencial entre los electrodos.

- Acoplamiento capacitivo de la red a cables de medición y a los electrodos

Esta perturbación se presenta al no utilizar cables blindados o apantallados.

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

- Interferencia de campo magnéticos

Los cables de adquisición y el paciente forman un circuito de lazo cerrado, si por el lazo cerrado atraviesa un campo magnético produciría una distorsión en la señal.

Para la señal ECG se tienen diferentes anchos de banda:

- Para diagnóstico de la señal ECG el ancho de banda está entre los rangos de 0.01 y 250 Hz.
- Para monitoreo de la señal ECG el ancho de banda está entre los rangos de 0.5 y 40 Hz.

Para las pruebas del módulo de prueba se utiliza el ancho de banda entre 0.5Hz y 40Hz.

3.2.3.3.1. Diseño del filtro digital

Según Alan V. Oppenheim y Ronald W. Schafer en el libro tratamiento de señales en tiempo discreto menciona que el diseño de filtros requiere de “la especificación de las propiedades

deseadas del sistema, aproximación de las especificaciones mediante un sistema causal en tiempo discreto y realización del sistema”.

El diseño del filtro está basado por un filtro pasa bajo, en la figura 41 se observa la representación típica de los límites de tolerancia.

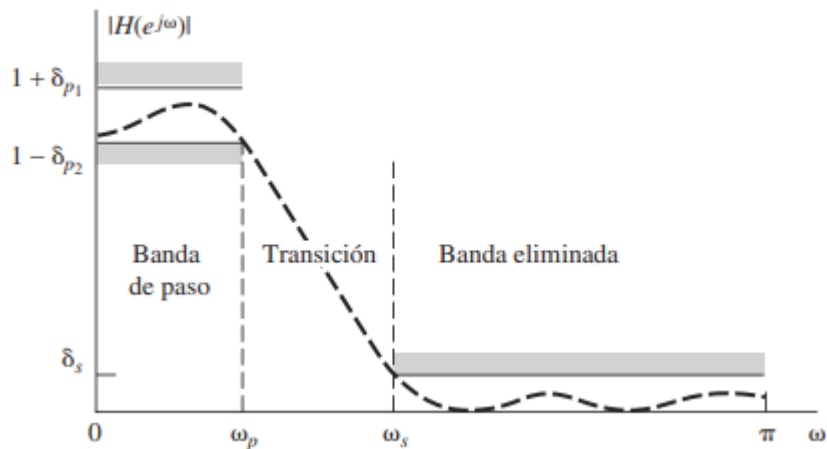


Figura 41. Esquema de tolerancia de un filtro pasa bajo. Fuente: Libro Tratamiento de señales en tiempo discreto. Autor: Alan V. Oppenheim y Ronald W. Schaffer

Donde:

ω_p : Frecuencia límite de paso ω_s : Frecuencia límite de corte

$1 + \delta_{p1}$: Ganancia máxima de banda de paso

$1 - \delta_{p2}$: Ganancia mínima de banda de paso

δ_s : Ganancia máxima de banda eliminada

Considerando un filtro pasa bajo de en tiempo discreto para filtrar una señal de tiempo continuo se aplica el sistema básico de filtrado en tiempo discreto, en la figura 42 se muestra el sistema básico de filtrado en tiempo discreto.

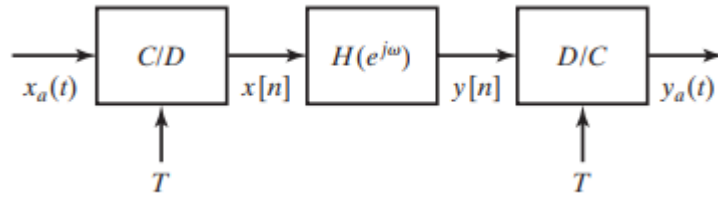


Figura 42. Sistema básico para el filtrado en tiempo discreto de señales en tiempo continuo. Fuente: Libro Tratamiento de señales en tiempo discreto. Autor: Alan V. Oppenheim y Ronald W. Schaffer

Donde la respuesta de frecuencia es:

$$H_{eff}(j\Omega) = \begin{cases} H(e^{j\Omega T}), & |\Omega| < \pi/T \\ 0, & |\Omega| \geq \pi/T \end{cases}$$

Y al convertir en tiempo discreto mediante la relación $\omega = \Omega T$

$$H_e(j\omega) = H_{eff}\left(j\frac{\omega}{T}\right), |\omega| < \pi$$

Para el diseño del filtro debe tener las siguientes propiedades:

- Frecuencia de muestreo de 10^3 muestras /s
- La ganancia $|H_{eff}(j\Omega)|$ debe diferenciar de la unidad en al menos un factor de ± 0.01 en la banda de $0 \leq \Omega \leq 2\pi(39)$.
- La ganancia máxima en la banda eliminada no debe superar 0.001 en la banda de frecuencia $2\pi(40) \leq \Omega$

$$\omega_p = \frac{2\pi(39)}{10^3} = 0.078\pi \text{ radianes}$$

$$\omega_s = \frac{2\pi(40)}{1000} = 0.08\pi \text{ radianes}$$

$$\delta_{p1} = \delta_{p2} = 0.01$$

$$\delta_s = 0.001$$

$$\text{Ganancia ideal de la banda de paso en decibelios} = 20\log_{10}(1) = 0 \text{ dB}$$

$$\text{Ganancia máxima de la banda de paso en decibelios} = 20\log_{10}(1.01) = 0.0864 \text{ dB}$$

$$\text{Ganancia mínima de la banda de paso en decibelios} = 20\log_{10}(0.99) = -0.873 \text{ dB}$$

$$\text{Ganancia máxima de la banda eliminada en decibelios} = 20\log_{10}(0.001) = -60 \text{ dB}$$

El tipo de filtro que se utiliza en el proyecto del tipo FIR, la cual está basado por el artículo “Análisis del desempeño de filtros IIR y FIR para la reducción del desplazamiento de la línea de base del ECG en Matlab” de Monroy, Villamizar, Otero y Altuve (2017), en el cual se concluye que:

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 del ECG, ya que produce un nivel de atenuación y una distorsión en el espectro de frecuencia aceptables y no se produce distorsión de la señal filtrada en el tiempo, en la región de la banda de paso del filtro, dado que la respuesta del filtro es de fase lineal (p157).

El diseño de filtros FIR se fundamenta en aproximar directamente la respuesta al impulso deseado del sistema en tiempo discreto y el método más simple de diseñar es el método de enventanado.

Para el diseño se utiliza $h_d[n]$ que corresponde a la respuesta al impulso y $w[n]$ que corresponde una ventana de longitud finita, siendo $h[n]$ el producto de ambos.

$$h[n] = h_d[n] w[n]$$

El método de enventanado o ventanas tiene propiedades, estas se aprecian en las ecuaciones:

$$\text{Rectangular: } w[n] = \begin{cases} 1, & 0 \leq n \leq M \\ 0, & \text{en el resto} \end{cases}$$

$$\text{Bartlett: } w[n] = \begin{cases} \frac{2n}{M}, & 0 \leq n \leq \frac{M}{2}, M \text{ par} \\ 2 - \frac{2n}{M}, & \frac{M}{2} < n \leq M, \\ 0, & \text{en el resto} \end{cases}$$

$$\text{Hann: } w[n] = \begin{cases} 0.5 + 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{M}\right), & 0 \leq n \leq M \\ 0, & \text{en el resto} \end{cases}$$

$$\text{Hamming: } w[n] = \begin{cases} 0.54 + 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{M}\right), & 0 \leq n \leq M \\ 0, & \text{en el resto} \end{cases}$$

$$\text{Blackman: } [n] = \begin{cases} 0.42 + 0.5 \cos\left(\frac{2\pi}{M}\right) + 0.08 \cos\left(\frac{4\pi}{M}\right), & 0 \leq n \leq M \\ 0, & \text{en el resto} \end{cases}$$

Y las características del espectro con ventanas, como se observa en la tabla 7.

Tabla 7

Tabla 7. Tabla de características del espectro con ventanas. Referencia: Implementación de Filtros digitales en lógica reconfigurable Autor: Rodrigo Cruz Gonzalez.

Características del espectro con ventanas

Ventana	Atenuación máxima en la banda de rechazo (dB)	Ancho de transición $\Delta F = \frac{\omega_s - \omega_p}{2\pi\omega_m} = C/N$
Rectangular	13.3	$C = 0.92$
Barlett	26.5	—
Hanning	31.5	$C = 3.21$
Hamming	42.7	$C = 3.47$
Blackaman	58.1	$C = 5.71$

Para el proyecto se comparan las respuestas de magnitud y fase de cada ventana. Cada uno de los filtros tiene la misma frecuencia de muestreo de 1000, los mismos coeficientes (20) y la misma frecuencia de corte de 40Hz, como se muestra en la figura 43.

```

%Muestreo
Fs = 1000;
Ts = 1/Fs;
dt = 0:Ts:1-Ts;

%Coeficientes
n = 20;

%Filtro FIR
Fpass = 39;
Fstop = 40;

```

Figura 43. Se establece la frecuencia de muestreo, coeficientes del filtro y la frecuencia de corte 40Hz. Elaborado en Matlab 2014

En la figura 44 se muestra el diseño del filtro FIR.

```

window_1 = kaiser(n+1);
window_2 = hamming(n+1);
window_3 = blackman(n+1);
window_4 = hann(n+1);

%Filtro FIR Pasabajos - Window
b1 = fir1(n,wn,'low',window_1);
[H1,w1] = freqz(b1,1);

b2 = fir1(n,wn,'low',window_2);
[H2,w2] = freqz(b2,1);

b3 = fir1(n,wn,'low',window_3);
[H3,w3] = freqz(b3,1);

b4 = fir1(n,wn,'low',window_4);
[H4,w4] = freqz(b4,1);

```

Figura 44. Comparación de filtros FIR - Hamming, Blackman, Kaiser y Hann. Elaborado en Matlab 2014.

Además de ello, se grafica la respuesta de magnitud de cada filtro. Obteniendo una mejor respuesta en el filtro Hamming, como se muestra la figura 45.

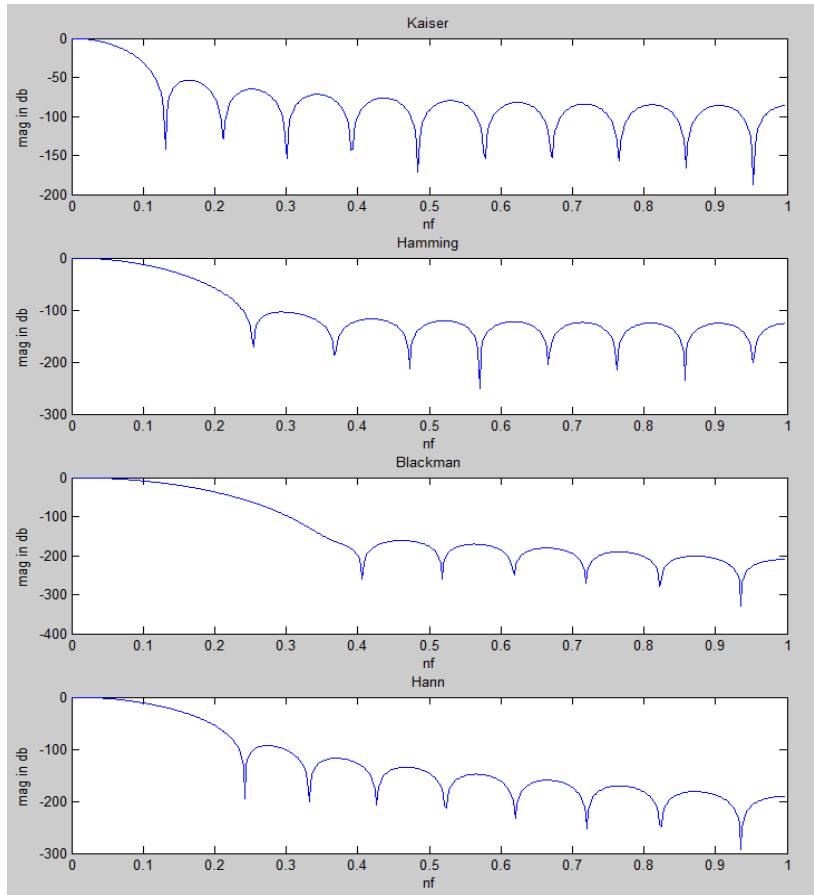


Figura 45. Respuesta de magnitud de cada Filtro digital - Kaiser, Hamming, Blackman y Hann. Elaborado en Matlab 2014.

Y en la figura 46 se observa la respuesta de fase de los cuatros filtros.

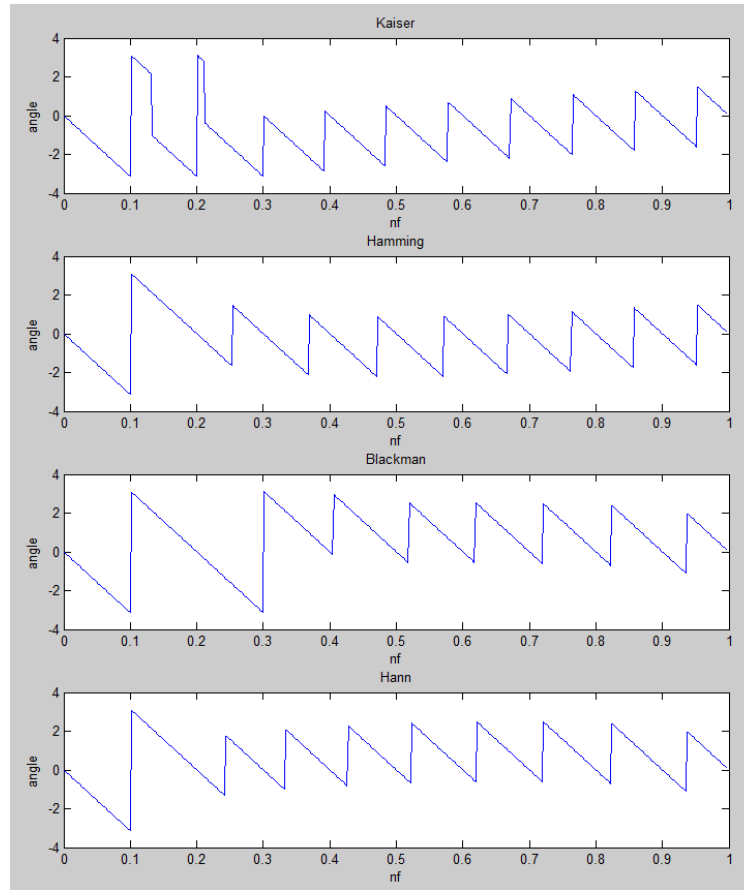


Figura 46. Respuesta de fase de cada Filtro digital - Kaiser, Hamming, Blackman y Hann. Elaborado en Matlab 2014

Para el proyecto se diseña un filtro FIR pasa bajo con ventana Hamming de frecuencia de corte 40Hz y frecuencia de muestreo 1000Hz, para ello calcularemos el número de coeficientes y los coeficientes.

$$\Delta F = \frac{\omega_s - \omega_p}{2\pi\omega_m} = \frac{2\pi 40 - 2\pi 39}{2\pi 1000} = 10^{-3}$$

$$N = \frac{C}{\Delta F} = \frac{3.47}{10^{-3}} = 3471$$

El número de coeficientes es 3471, con este dato se puede hallar los coeficientes utilizando la ecuación de Hamming.

$$w_{[n]} = \begin{cases} 0.54 + 0.46\cos\left(\frac{2\pi n}{M}\right), & 0 \leq n \leq M \\ 0, & \text{en el resto} \end{cases}$$

$M = \text{Número de coeficientes} = 3471$

$$hd_{(n)} = \begin{cases} \frac{\text{sen}[(n-t)\sigma]}{(n-t)\pi}, & n \neq 0 \\ \frac{\sigma}{\pi}, & n = 0 \end{cases}$$
$$t = \frac{M-1}{2}$$

Donde:

$$\sigma = \frac{\omega_s + \omega_p}{2xFs} = 0.248$$

Fs : Frecuencia de muestreo

Coeficiente 0: $n = 0$

$$hd_{(n)} = \frac{\sigma}{\pi} = \frac{0.248}{\pi} = 0.07894$$

$$w_{[n]} = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2n\pi}{M}\right) = 0.08$$

$$h[n] = h_d[n] w[n] = 0.07894 * 1 = 0.0063152$$

Coeficiente 1: $n \neq 0$

$$hd_{(n)} = \frac{\text{sen}[(n-t)\sigma]}{(n-t)\pi} = 0.0001725$$

$$w_{[n]} = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2n\pi}{M}\right) = 0.080000$$

$$h[n] = h_d[n] w[n] = 0.0000138$$

Así sucesivamente hasta el coeficiente 3471

Coeficiente 3471: $n \neq 0$

$$hd_{(n)} = \frac{\text{sen}[(n-t)\sigma]}{(n-t)\pi} = 0.00017287$$

$$w_{[n]} = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2n\pi}{M}\right) = 0.08$$

$$h[n] = h_d[n] w[n] = 0.00001382$$

Estas ecuaciones son codificadas en Matlab para hallar la respuesta de magnitud y respuesta de fase, como se observa en la figura 47.

```
%Hamming matematicamente
Fc = 40;
Fs = 1000;
N = 3471;
omega = 0.248;
tau = (N - 1)/2;
M = tau;
for i = 1:N+1
    wn(i) = 0.54 - 0.46*(cos((2*pi*(i-1)/N)));
end
% W_ = wn;
%Filtro Matematicamente:
for i = 1:N+1
    if i == M+0.5
        hd(i) = omega/pi;
    else
        hd(i) = sin(((i-1)-tau)*omega)/((i-1-tau)*pi);
    end
end
for i = 1:N+1
    c(i) = wn(i)*hd(i);
end
```

Figura 47. Filtro FIR de orden 30 con frecuencia de corte 40 Hz. Elaboración en Matlab 2014

En la figura 48 se muestra la señal que ha sido creada, una señal generada de la unión de una señal de 5Hz y una señal de 60Hz.

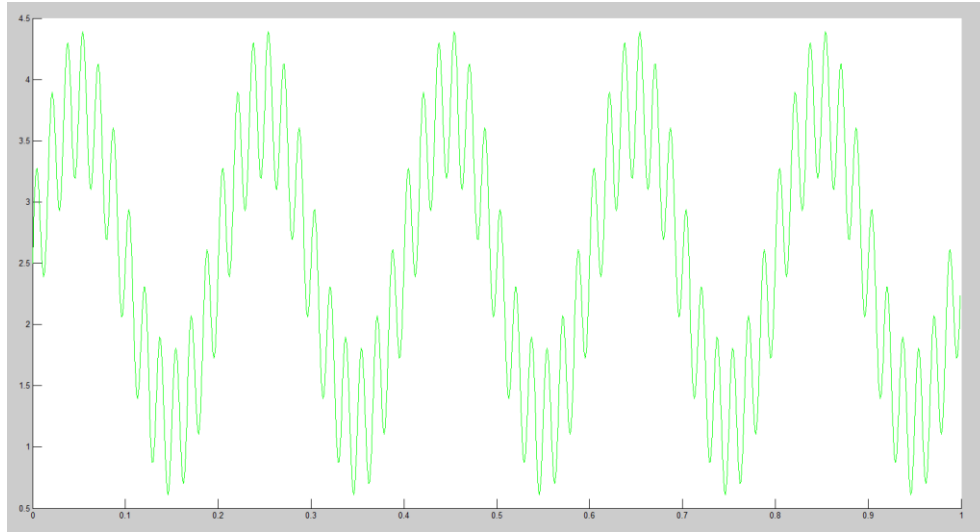


Figura 48. Señal generada de la unión de una señal de 5Hz y una señal de 60Hz. Elaborado en Matlab 2014. Elaboración propia

Siendo esta señal generada x filtrada por c(i) el filtro calculado analíticamente, la respuesta de magnitud se muestra en la figura 49.

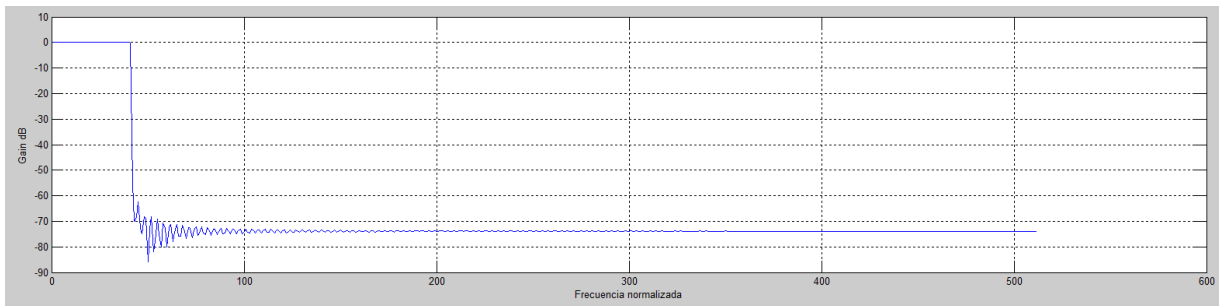


Figura 49. Respuesta de magnitud del análisis matemático del filtro. Elaboración Matlab

En la figura 50 se muestra la respuesta de fase.

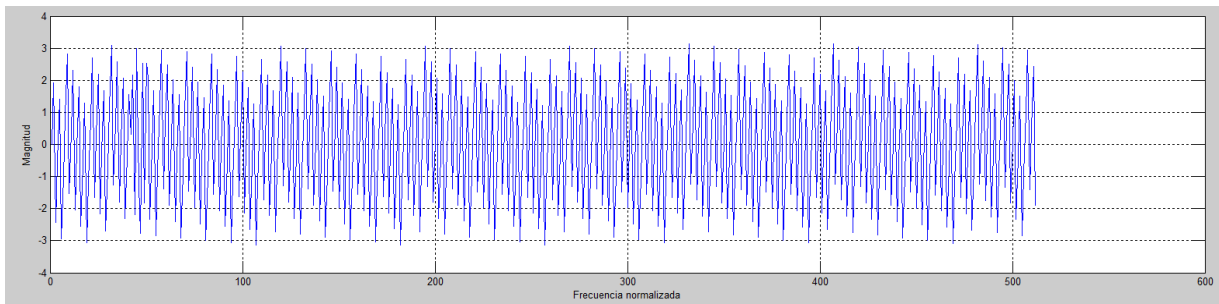


Figura 50. Respuesta de magnitud del análisis matemático del filtro. Elaboración Matlab.

En el sistema no es factible la implementación de un filtro con un orden tan elevado, implementando un filtro de orden 30 para las pruebas como se muestra en la figura 51.

```

%Hamming matematicamente
Fs = 1000;
N = 30;
omega = 0.248;
tau = (N - 1)/2;
M = tau;
for i = 1:N+1
    wn(i) = 0.54 - 0.46*(cos((2*pi*(i-1)/N)));
end
% W_ = wn;
%Filtro Matematicamente:
for i = 1:N+1
    if i == M+0.5
        hd(i) = omega/pi;
    else
        hd(i) = sin(((i-1)-tau)*omega)/((i-1-tau)*pi);
    end
end
for i = 1:N+1
    c(i) = wn(i)*hd(i);
end
Z = filter(c,1,x);

```

Figura 51. Filtro FIR de orden 30 con frecuencia de corte 40 Hz. Elaboración en Matlab 2014

Asimismo, la señal generada es filtrada con un filtro FIR ventana de Hamming pasa bajo de orden 30 con una frecuencia de corte de 40 Hz diseñado en el software Matlab, como se muestra en la figura 52.

```

%Filtro Matlab:
W=hamming(N+1); %1 Hamming
b = fir1(N, 0.08, W);
Y = filter(b,1,x);

```

Figura 52. Filtro FIR de orden 30 con frecuencia de corte 40Hz. Elaborado en Matlab 2014.

En la figura 53 se muestra la comparación de la señal generada y las señales filtradas.

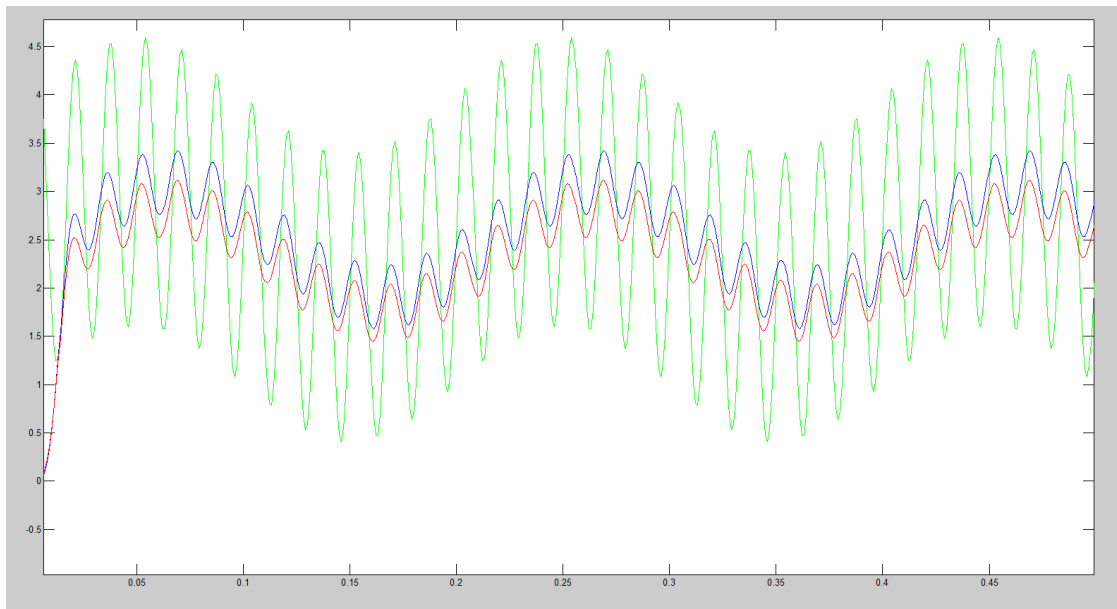


Figura 53. Señal generada vs Señal filtrada por fdatool vs Señal filtrada desarrollo analíticamente. Elaborado en Matlab 2014.

Se aprecia que filtro diseñado analíticamente tiene una atenuación mayor en comparación al filtro diseñado en la herramienta de Matlab. En la figura 54 se muestra la transformada de Fourier de la señal generada y de los filtros digitales.

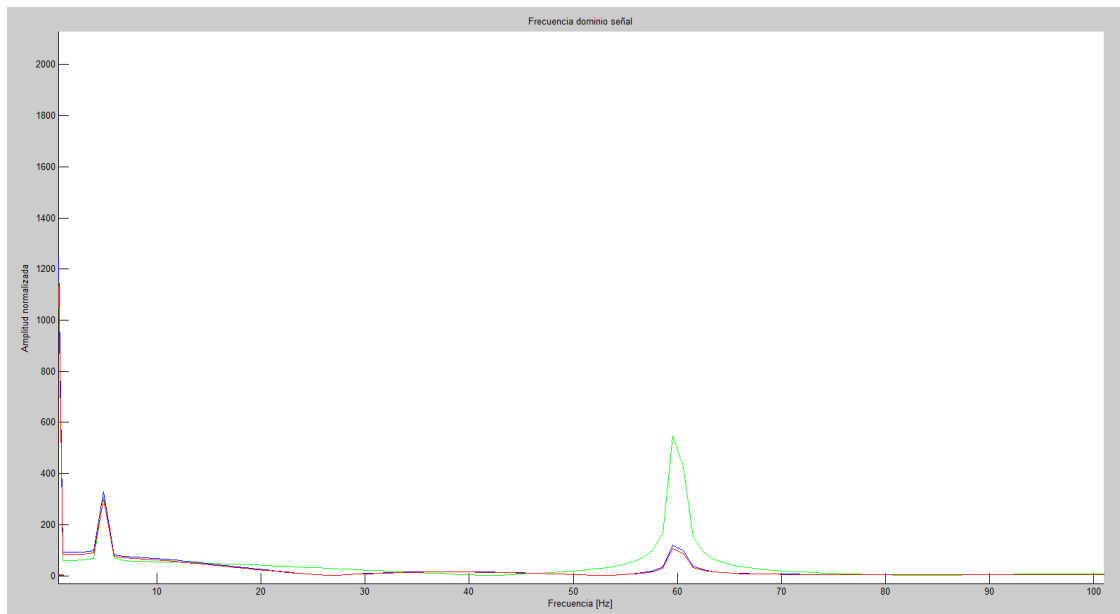


Figura 54. Transformada de Fourier de la señal generada vs señal filtrada por fdatool vs señal filtrada desarrollo analítica. Elaborado en Matlab

Para las pruebas de los filtros se generan señales sinusoidales, cada una de estas señales tienen diferente frecuencia y cada frecuencia representa los ruidos que interfieren en la señal ECG, además se agrega una única señal de 20Hz que representa la señal que pasará mediante estos filtros, como se muestra en la figura 55.

```

%Frecuencias para señales
F1 = 100;
F2 = 60;
F3 = 0.3;
F4 = 20;
F5 = 250;

%Señal generadas
x1 = 0.2*sin(2*pi*F1*dt);      %Señal de 250Hz - Ruido
x2 = 0.9*sin(2*pi*F2*dt);      %Señal de 60Hz - Red Eléctrica
x3 = 0.1*sin(2*pi*F3*dt);      %Señal de 0.3Hz - Respiración
x4 = 0.5*sin(2*pi*F4*dt);      %Señal de 20Hz - Señal a obtener
x5 = 0.3*sin(2*pi*F5*dt);      %Señal de 250Hz - Ruido
x = x1 +x2+ x3 +x4 + x5;      %Sumatorias de señales

```

Figura 55. Señales generadas en Matlab 2014. Elaboración propia

Obteniendo una señal final generada con diferentes frecuencias como se muestra en la figura 56.

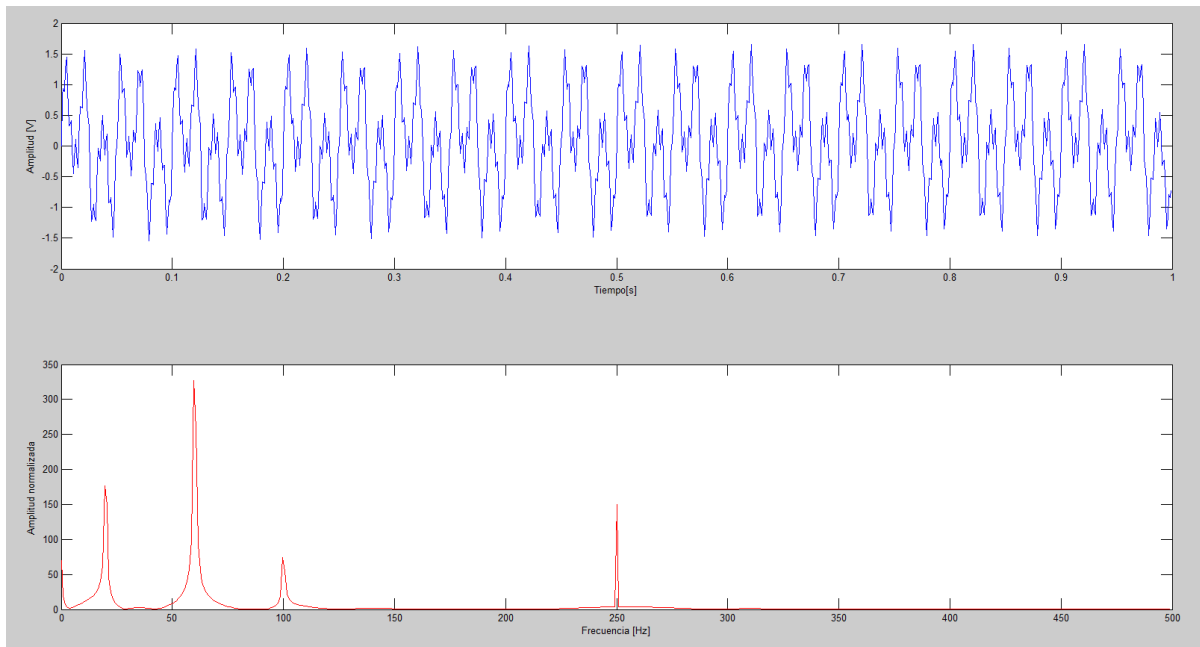


Figura 56. Grafica de señales generadas y Transformada de Fourier de la señal generada. Elaborado en Matlab. Elaboración propia.

Para las pruebas con el microcontrolador se diseñó el filtro FIR Hamming de orden 300, siendo este un orden bastante alto, además su frecuencia de corte es de 40Hz, como se muestra en la figura 57.

```
Fs = 1000;           %Frecuencia de muestreo
n = 300;             %# de orden de filtro
Fstop = 40;         %Frecuencia de corte
window = hamming(n+1); %Filtro Hamming
wn = (Fstop/(Fs/2));
b = fir1(n,wn,'low',window); %Filtro Fir pasa bajo
Y = filter2(b,x);   %Filtrando la señal generada
```

Figura 57. Filtro digital Hamming. Elaborado en Matlab 2014. Elaboración propia.

En la figura 58 se muestra la señal generada con su transformada de Fourier y la señal filtrada con su transformada de Fourier, concluyendo que se filtra la señal.

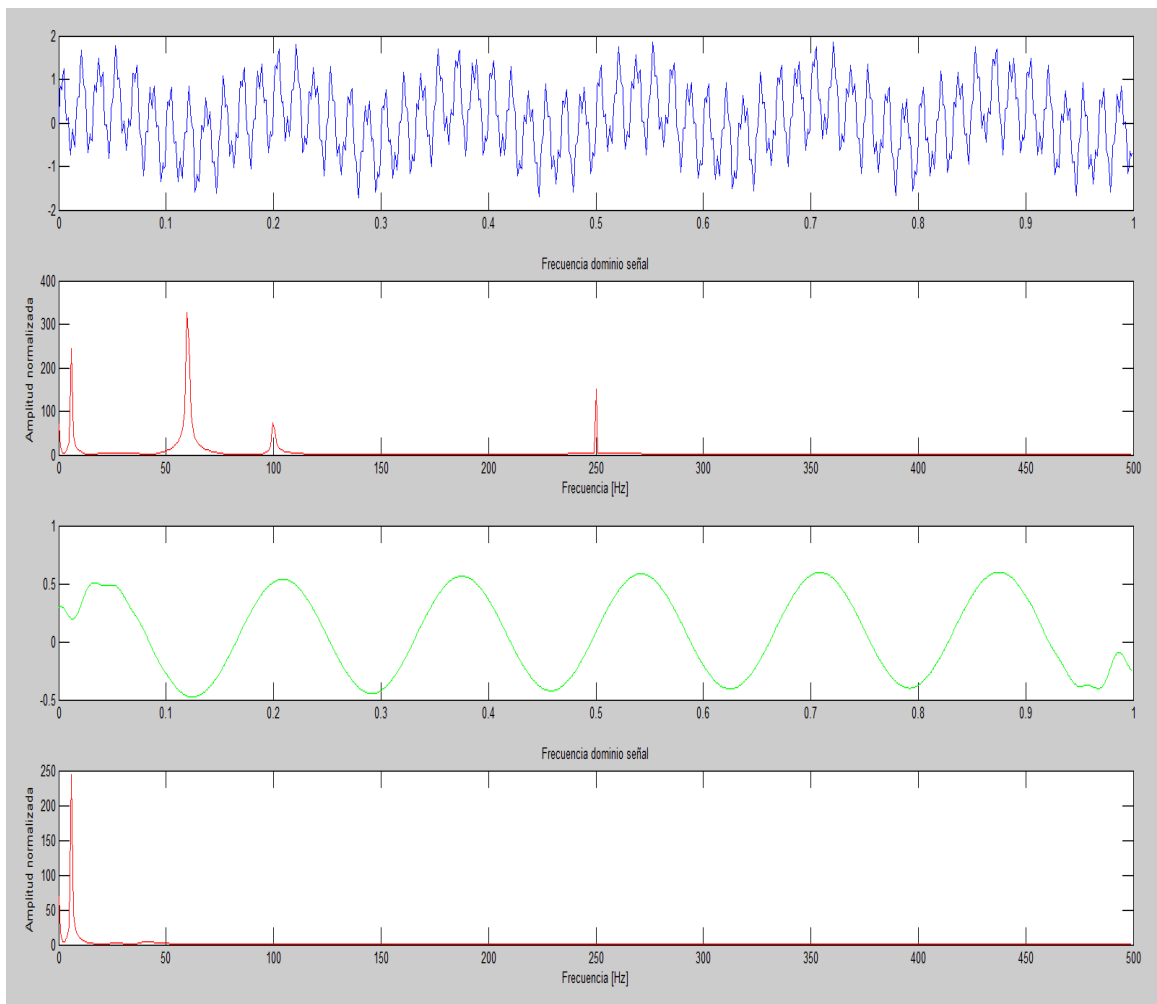


Figura 58. Grafica de señales generadas con TFF vs Señal filtrada con TFF. Elaborado en Matlab 2014.

También se obtuvo el espectro de salida en magnitud y en ganancia, como se observa en la figura 59.

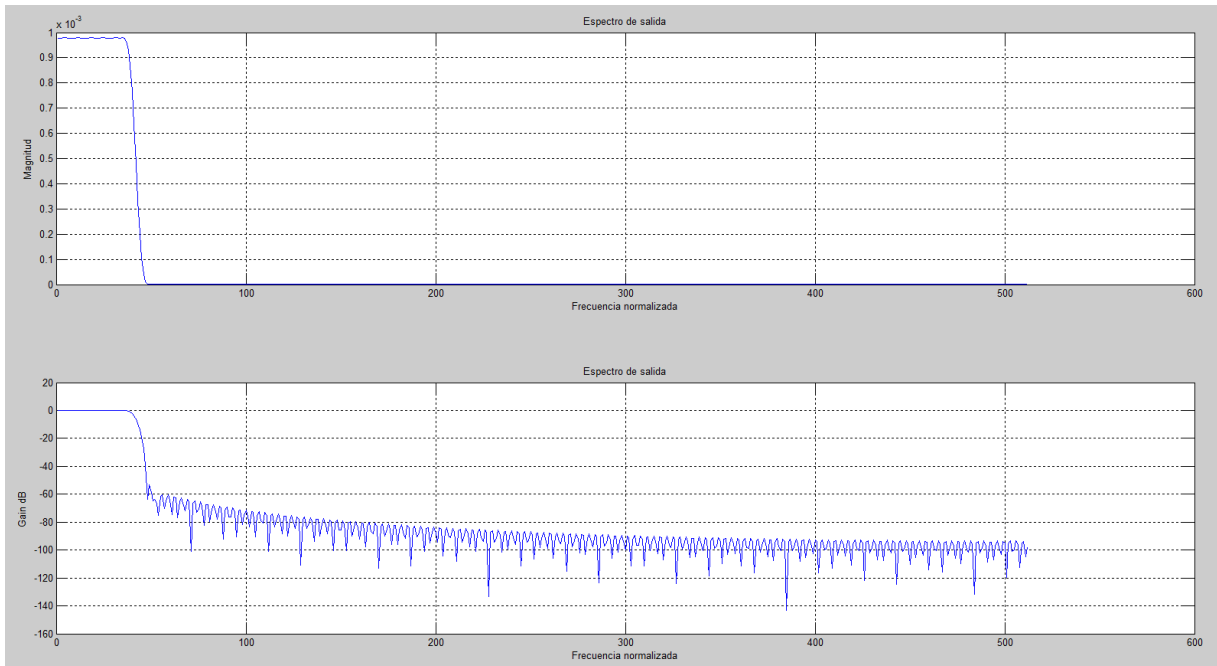


Figura 59. Grafica de salida en magnitud y ganancia. Elaborado en Matlab 2014.

3.2.4. Diseño de Interfaz gráfica de usuario

3.2.4.1. Consideraciones del diseño

Para el diseño de esta etapa se consideran algunos requerimientos:

- 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 visualiza las señales filtradas
- Se selecciona diferentes filtros digitales y visualiza la señal filtrada con los diferentes filtros digitales
- Se debe guardar la información asignándole un nombre en específico.

3.2.4.2. Diseño de la interfaz gráfica de usuario

Para la elaboración de la interfaz gráfica de usuario se diseñó en el programa Matlab, en el cual se agregaron los botones de la conexión, botones para seleccionar los filtros digitales, se

agregó también la gráfica para la visualización de señales y cuadros de ingreso de texto para asignar el nombre de los archivos a guardar, así como el título de la interfaz, como se observa en la figura 60.

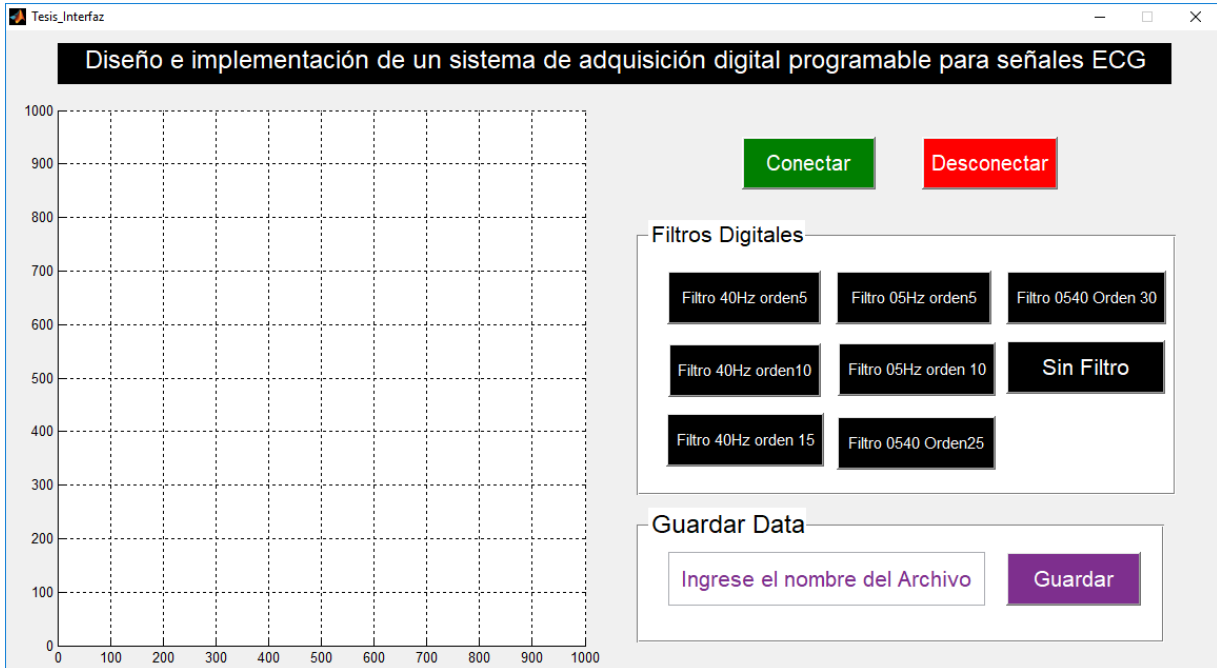


Figura 60. Diseño de interfaz gráfica a través del programa Matlab. Elaboración propia

3.2.5. Diseño de módulo programable

En esta etapa se considera que en el programa se debe incluir un bloque en el cual se puedan agregar, eliminar o cambiar los filtros digitales. Este programa es desarrollado en el software Simulink permitiendo realizar una programación por bloques y optimizar el programa en poco tiempo, además tiene la ventaja de integrarse con la herramienta Fdatool de Matlab, mediante el cual se puede diseñar diferentes filtros digitales.

Para el desarrollo de los programas en Simulink es necesario instalar la herramienta de Microchip llamada Mplab Device Blocks for Simulink y el compilador XC16, estos programas se encuentran en la página de Microchip.

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 módulo de prueba

Se simuló esta etapa en LTSpice XVII, generando a mediante 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 ganancia de etapa de amplificador de instrumentación, se puede observar el circuito en la figura 61.

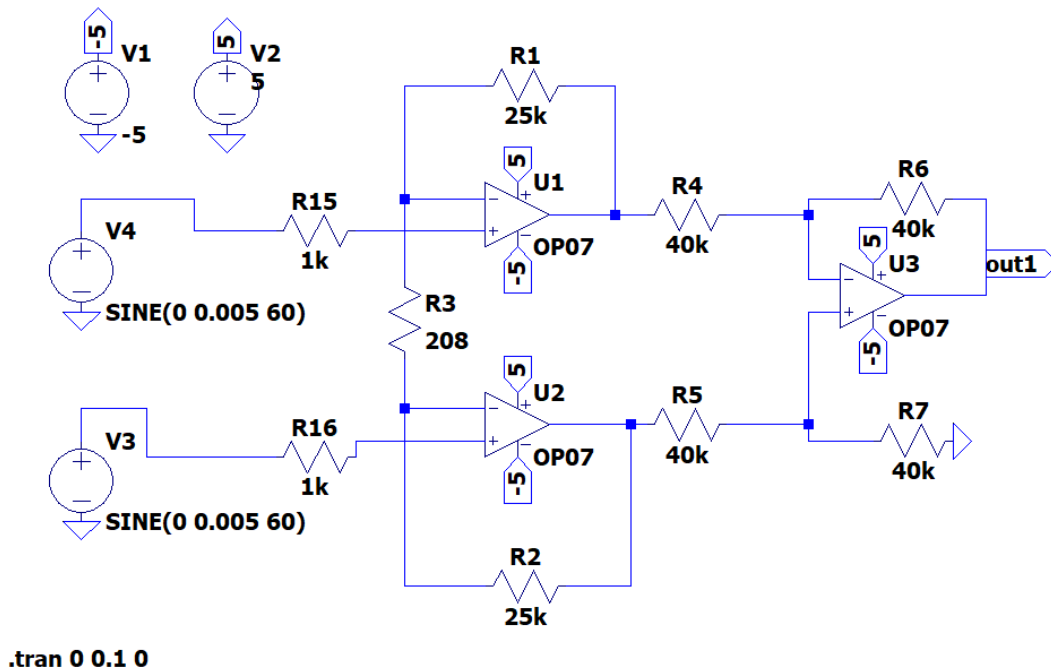


Figura 61. Circuito implementado en LTSpice XVII para la simulación módulo de prueba. Elaboración propia.

En la figura 62 se muestra la gráfica de la amplitud de la señal, obteniendo el voltaje calculado en la sección diseño de amplificador, siendo la señal de color azul una señal de 5mV y la señal de color rojo la señal amplificada de 1.2V

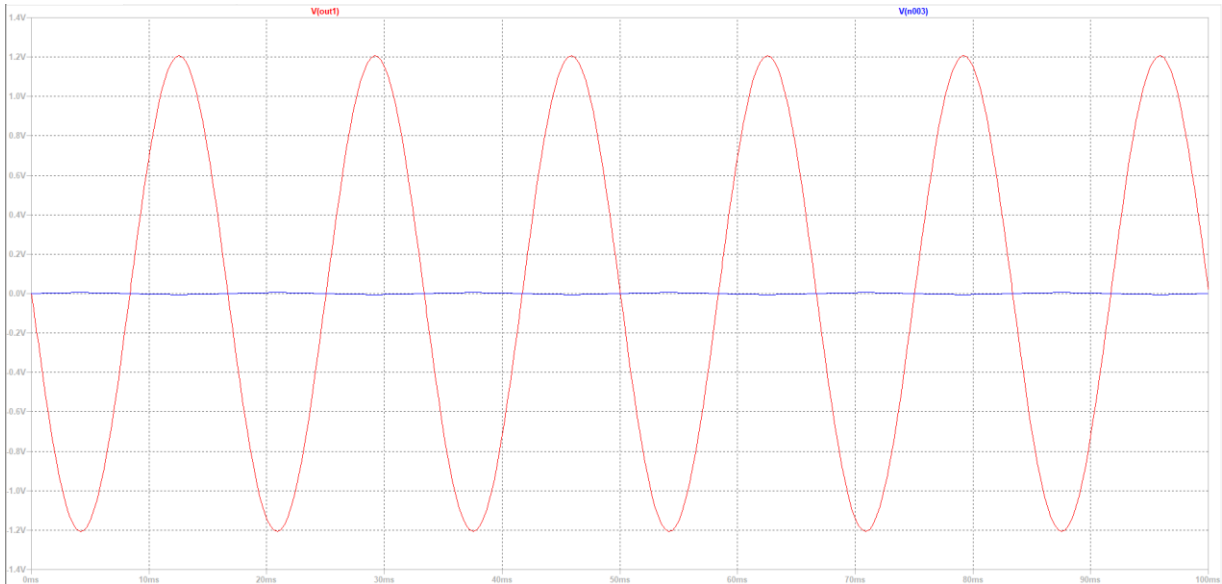


Figura 62. Señal obtenida de la simulación del circuito, donde se aprecia la amplificación de la onda generada de 5mV. Elaborado en LTspice XVII. Elaboración propia

3.3.2. Simulación de módulo de acondicionamiento de señal

3.3.2.1. Simulación de módulo de ajuste de offset

Se simuló esta etapa en LTspice XVII, uniendo el circuito de la etapa de pre amplificador con el circuito de la etapa de ajuste de offset, como se observa en la figura 63.

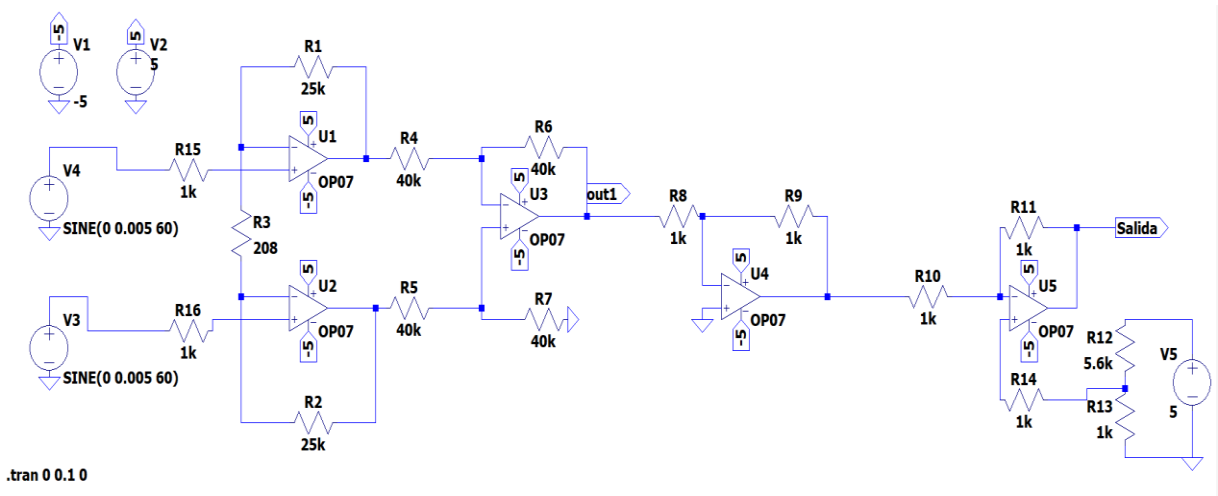


Figura 63. Circuito de Etapa de amplificador de instrumentación con la etapa de ajuste de offset, para simular la señal a obtener. Elaboración LTspice XVII. Elaboración propia

En la figura 64 se observan dos señales, la señal de color azul es la señal de la etapa de pre amplificador y la señal de color rojo es la señal de salida de la etapa de ajuste de offset,

también se visualiza una la línea de color verde cuya representación es el voltaje del divisor de voltaje de voltaje:

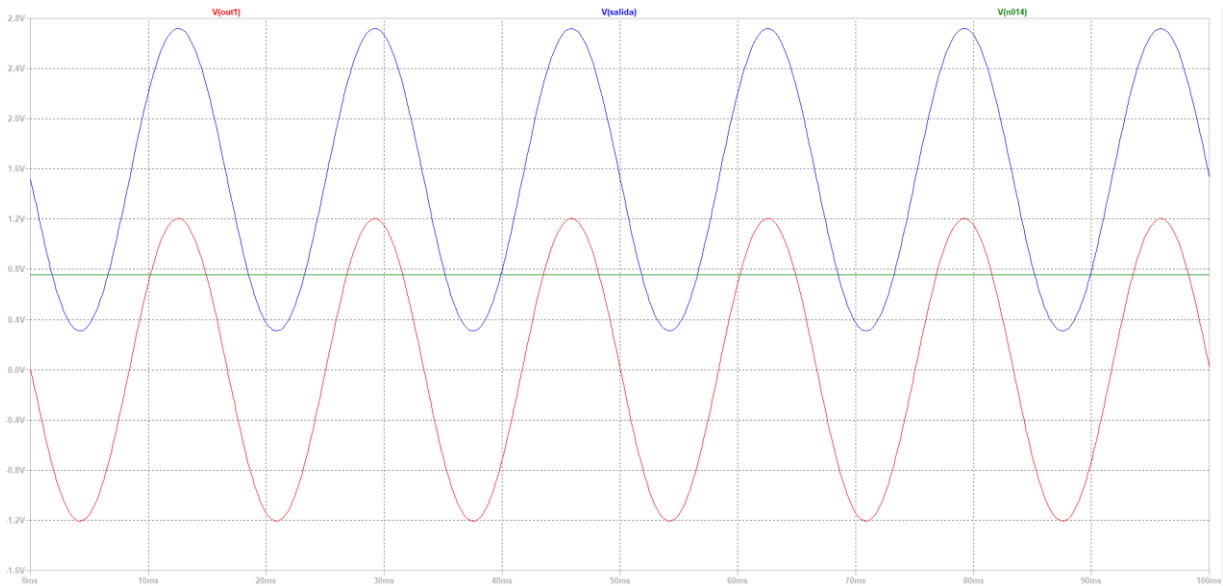


Figura 64. Señal inferior es de la salida de la etapa del pre amplificador, señal superior es de la salida de la etapa del ajuste del offset y la línea es el voltaje del divisor de voltaje de la etapa del ajuste del offset. Elaboración LTspice XVII. Elaboración propia

3.3.2.2. Simulación del módulo del amplificador búfer

Para la simulación del amplificador búfer se utilizó el circuito que se muestra en la figura 65.

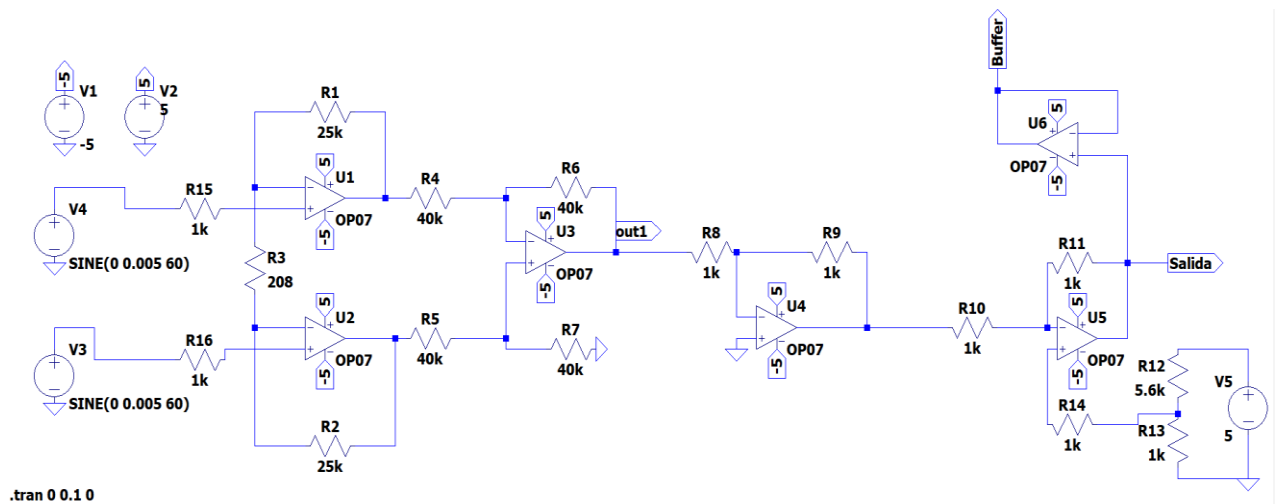


Figura 65. Circuito completo de la etapa de pre amplificador, etapa del ajuste de offset y etapa del búfer. Elaborado en LTspice XVII. Elaboración propia

En la figura 66 se obtiene la señal de la salida de la etapa del amplificador búfer siendo esta la misma de la salida de la etapa del ajuste de offset y la misma de la salida de la etapa del pre amplificador:

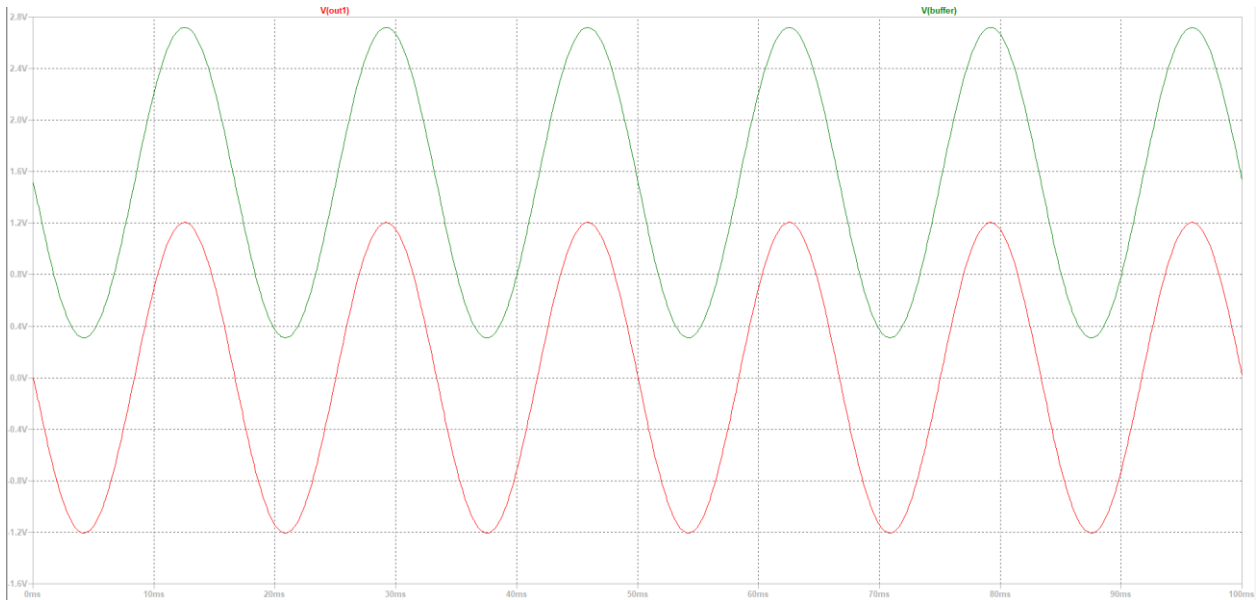


Figura 66. Señal inferior obtenida por la etapa del pre amplificador y la señal superior obtenida por la etapa del búfer. Elaborado en LTspice XVII. Elaboración propia

3.3.3. Simulación de módulo microcontrolador

3.3.3.1. Simulación de módulo filtro digital

En esta etapa se simula los filtros digitales utilizando el software Matlab y Mplab X, generando una señal en Matlab, como se muestra en la figura 67.

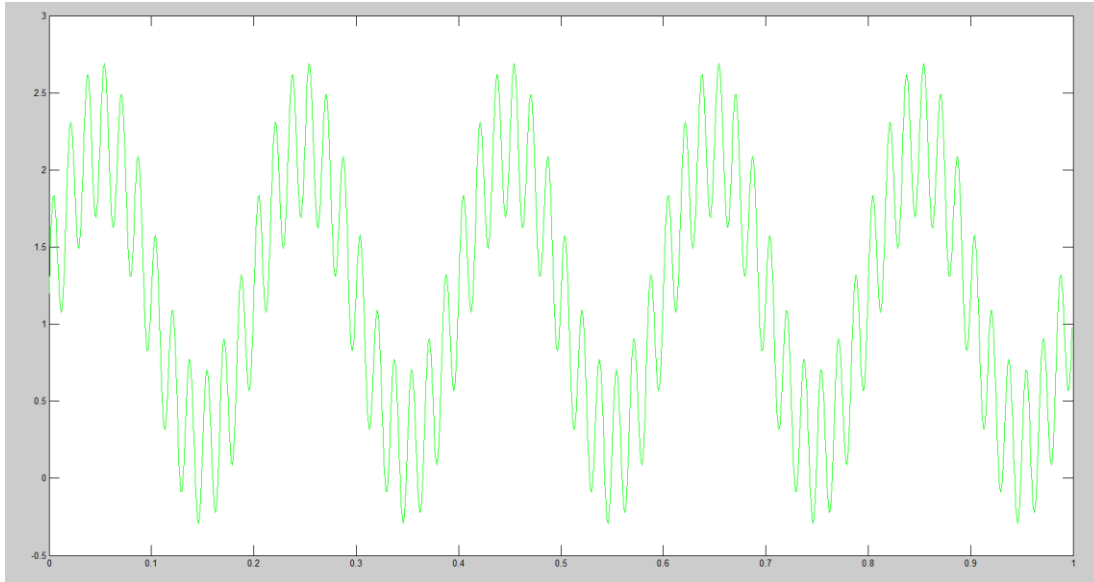


Figura 67. Señal generada de la unión de una señal de 5Hz y una señal de 60Hz. Elaborado en Matlab 2014.
Elaboración propia

La señal generada es filtrada con un filtro FIR pasa bajo de orden 300 con una frecuencia de corte de 40 Hz, como se muestra en la figura 68, obteniendo la señal filtrada como se aprecia en la figura 69.

```

Fs = 1000;           %Frecuencia de muestreo
n = 300;            %# de orden de filtro
Fstop = 40;        %Frecuencia de corte
window = hamming(n+1); %Filtro Hamming
wn = (Fstop/ (Fs/2));
b = firl(n,wn, 'low',window); %Filtro Fir pasa bajo
Y = filter2(b,x);  %Filtrando la señal generada

```

Figura 68. Filtro FIR de orden 300 con frecuencia de corte 40Hz. Elaborado en Matlab 2014.

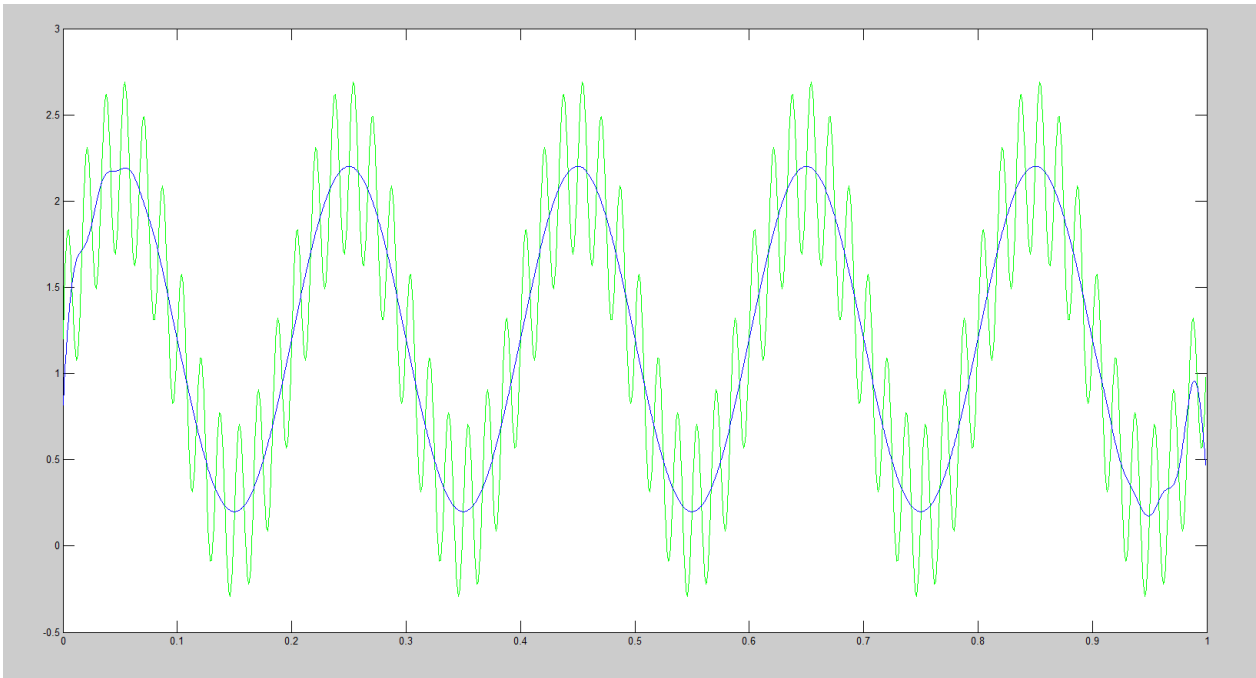


Figura 69. Señal generada vs Señal filtrada. Elaborado en Matlab 2014.

La señal generada en el software Matlab se trasladó al generador de funciones Tektronix AFG1022, como se observa en la figura 70, para realizar el filtrado de la señal utilizando el microcontrolador DSPIC33FJ128MC802.

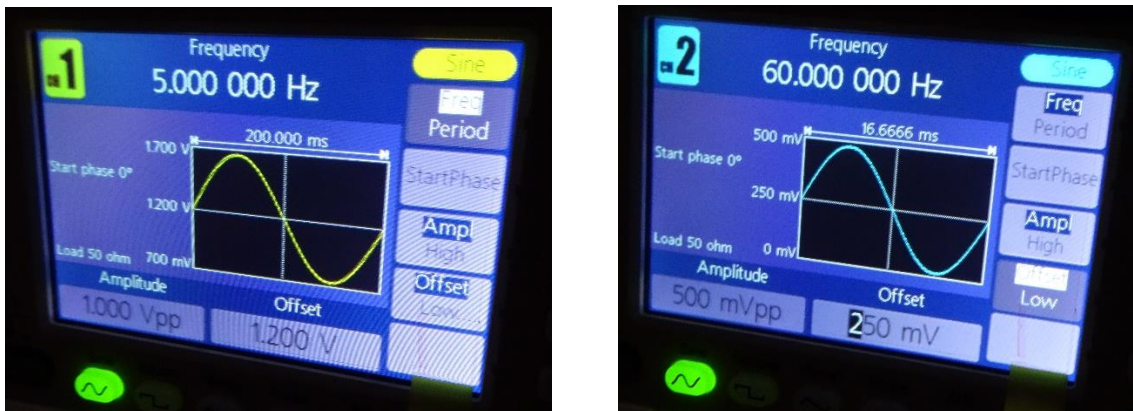


Figura 70. Configuración de señales generadas en el generador de funciones Tektronix AFG1022.

Se crea un programa en lenguaje ANSI C mediante el software MPLAB X 5.10, como se ve muestra en la figura 71.

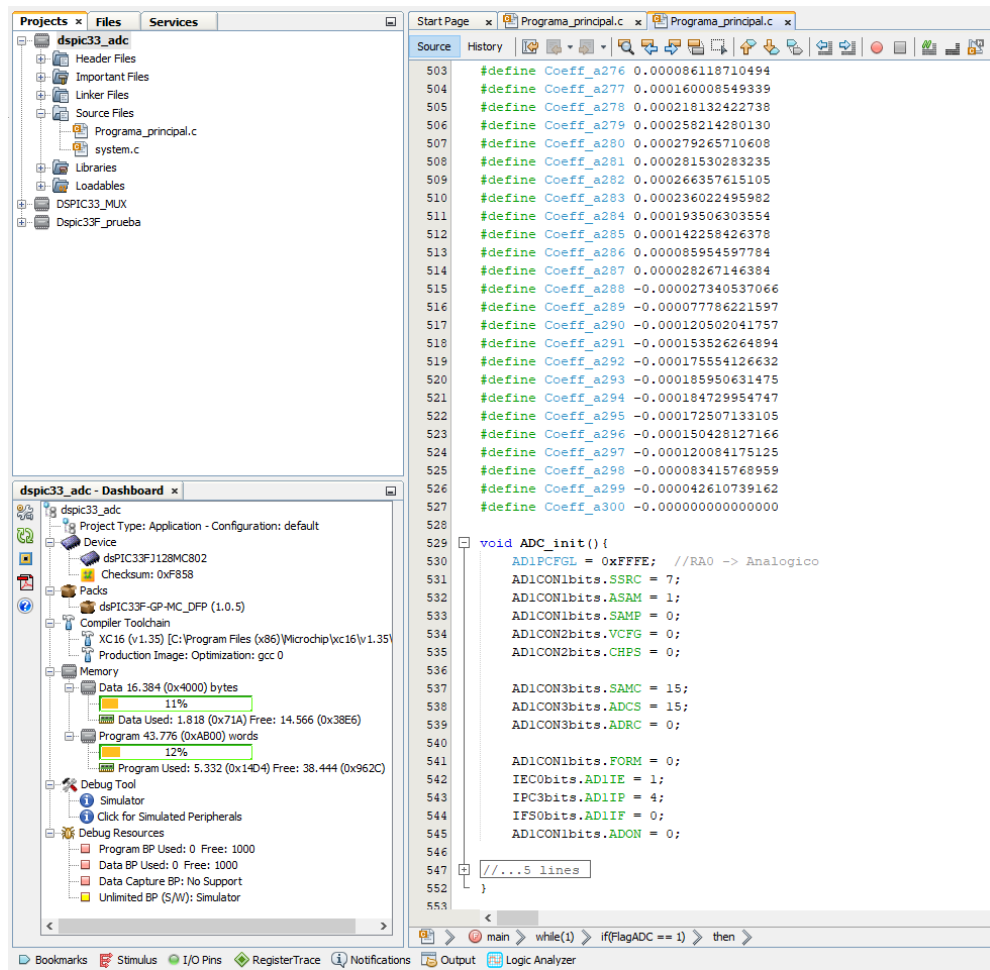


Figura 71. Programa de filtro FIR orden 300 frecuencia de corte 40Hz en lenguaje ANSI C. ELaborado en Mplab X 5.10

Este programa se graba en el microcontrolador DSPIC33FJ128MC802, como se muestra en la figura 72.

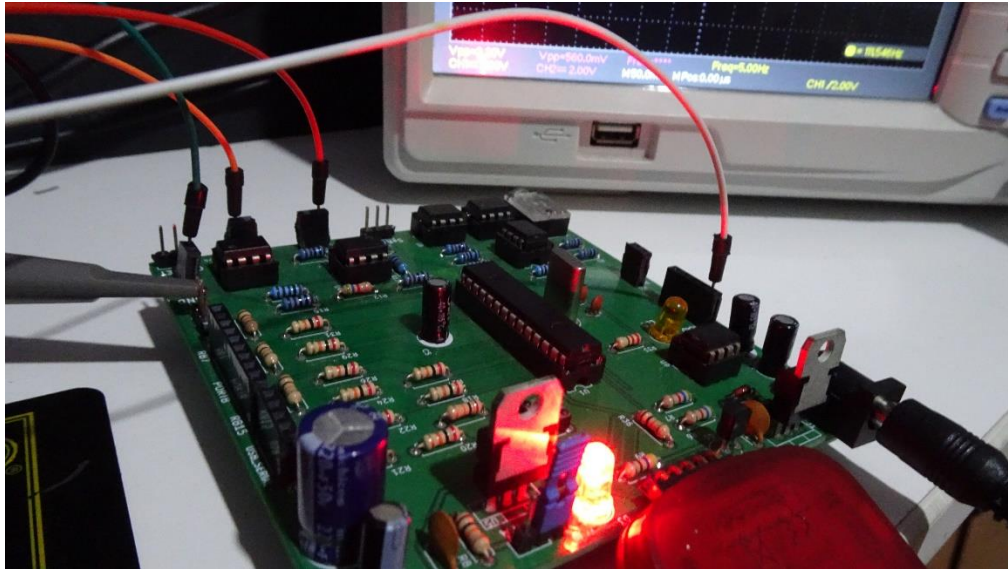


Figura 72. Programado grabado en el microcontrolador DSPIC33FJ128MC802. Elaboración propia

En la figura 73 se muestra la señal generada y la señal filtrada mediante el microcontrolador DSPIC33FJ128MC802.

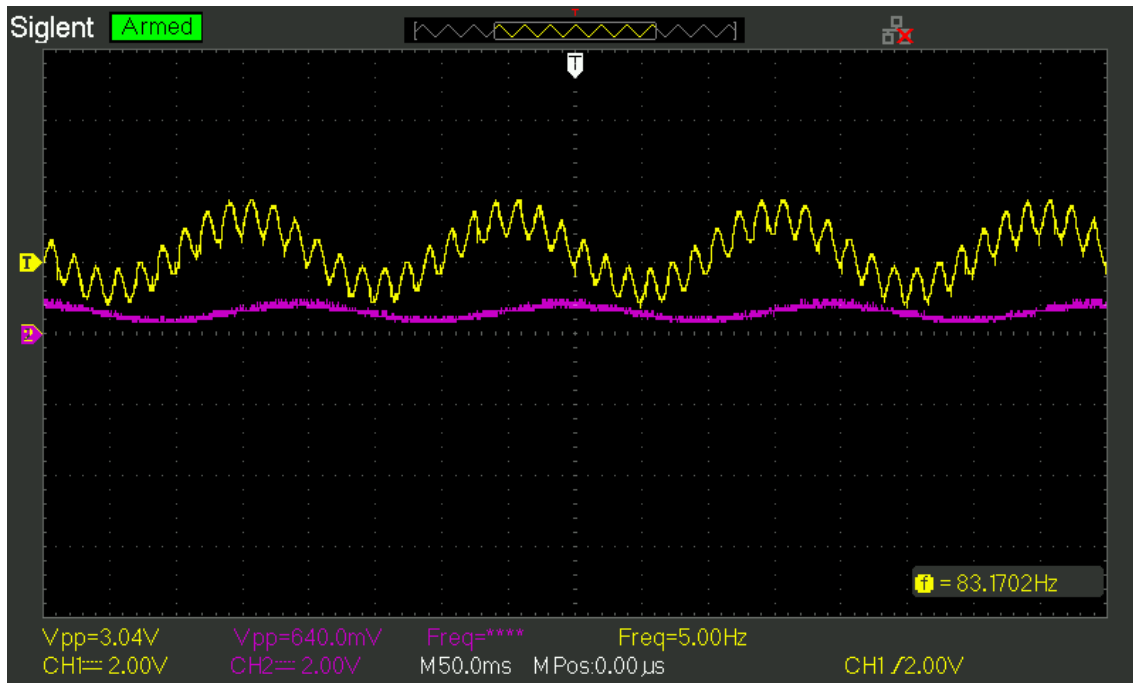


Figura 73. Señal generada del generador de funciones y señal obtenida del microcontrolador mediante el osciloscopio SIGLENT SDS1102CML+, donde se muestra la señal generada y la señal filtrada.

Asimismo, se crea otro programa para el microcontrolador utilizando el software Simulink, generando también un filtro digital FIR de orden 300 con frecuencia de corte de 40Hz, en la figura 74 se aprecia el programa realizado en el software Simulink.

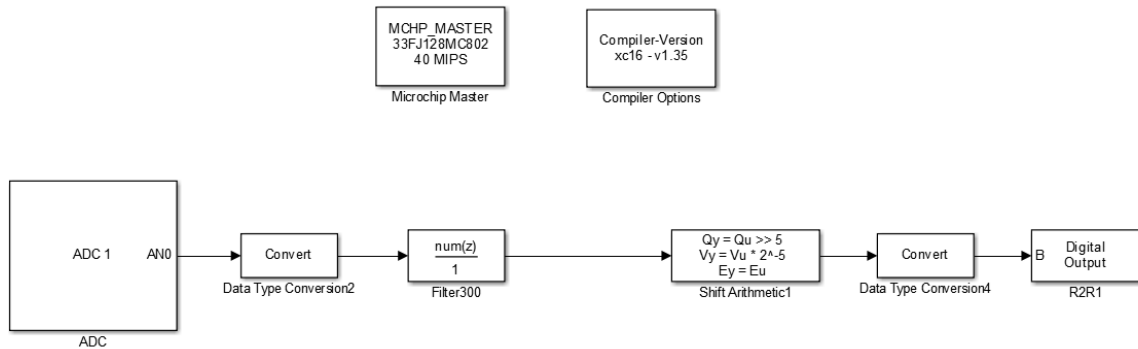


Figura 74. Programa realizado en el software Simulink, con filtro FIR de orden 300 con frecuencia de corte de 40Hz. Elaborado en Simulink. Elaboración propia.

En la figura 75 se muestra la señal obtenida mediante el osciloscopio donde el microcontrolador opera con un filtro digital FIR de orden 300, generado en el software Simulink.

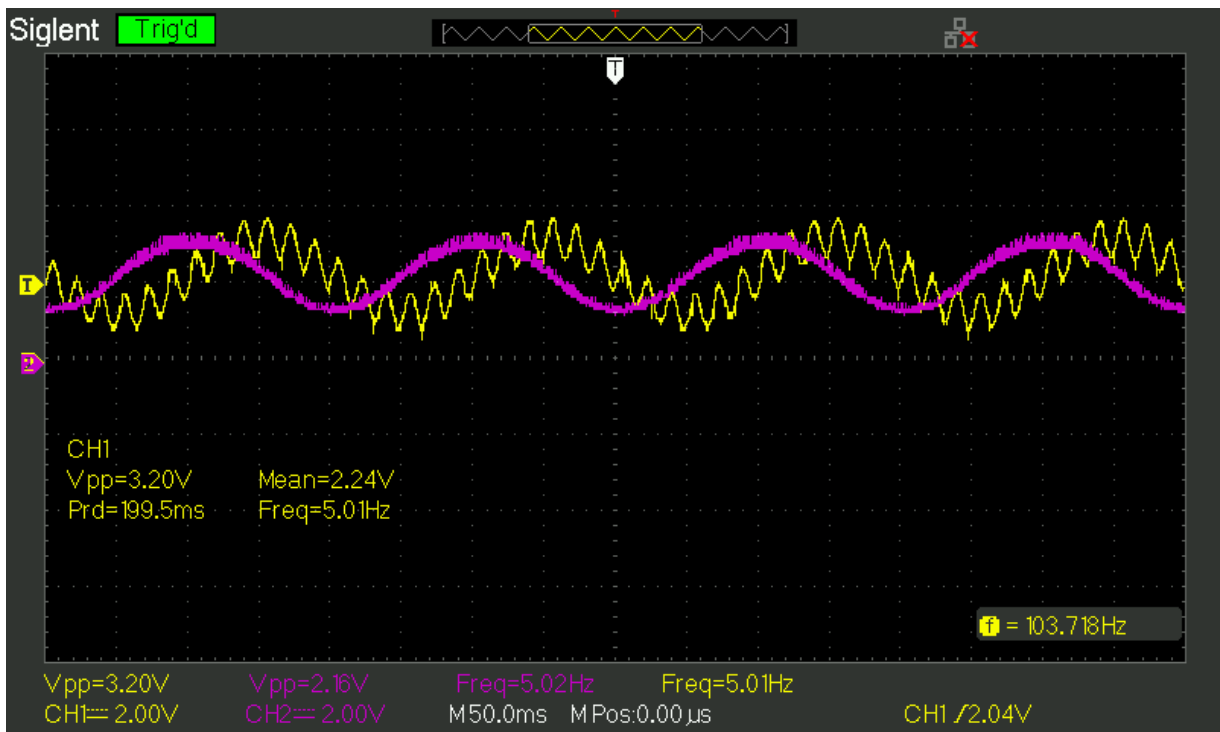


Figura 75. Señal generada del generador de funciones y señal obtenida del microcontrolador mediante el osciloscopio SIGLENT SDS1102CML+

3.4. Implementación del sistema de adquisición

En esta parte se explica la implementación del sistema, diseñando el circuito impreso en el programa KiCad 5.0 y la programación del microcontrolador en el software Simulink. En la figura 76 se muestra el circuito impreso diseñado en Kicad 5.0

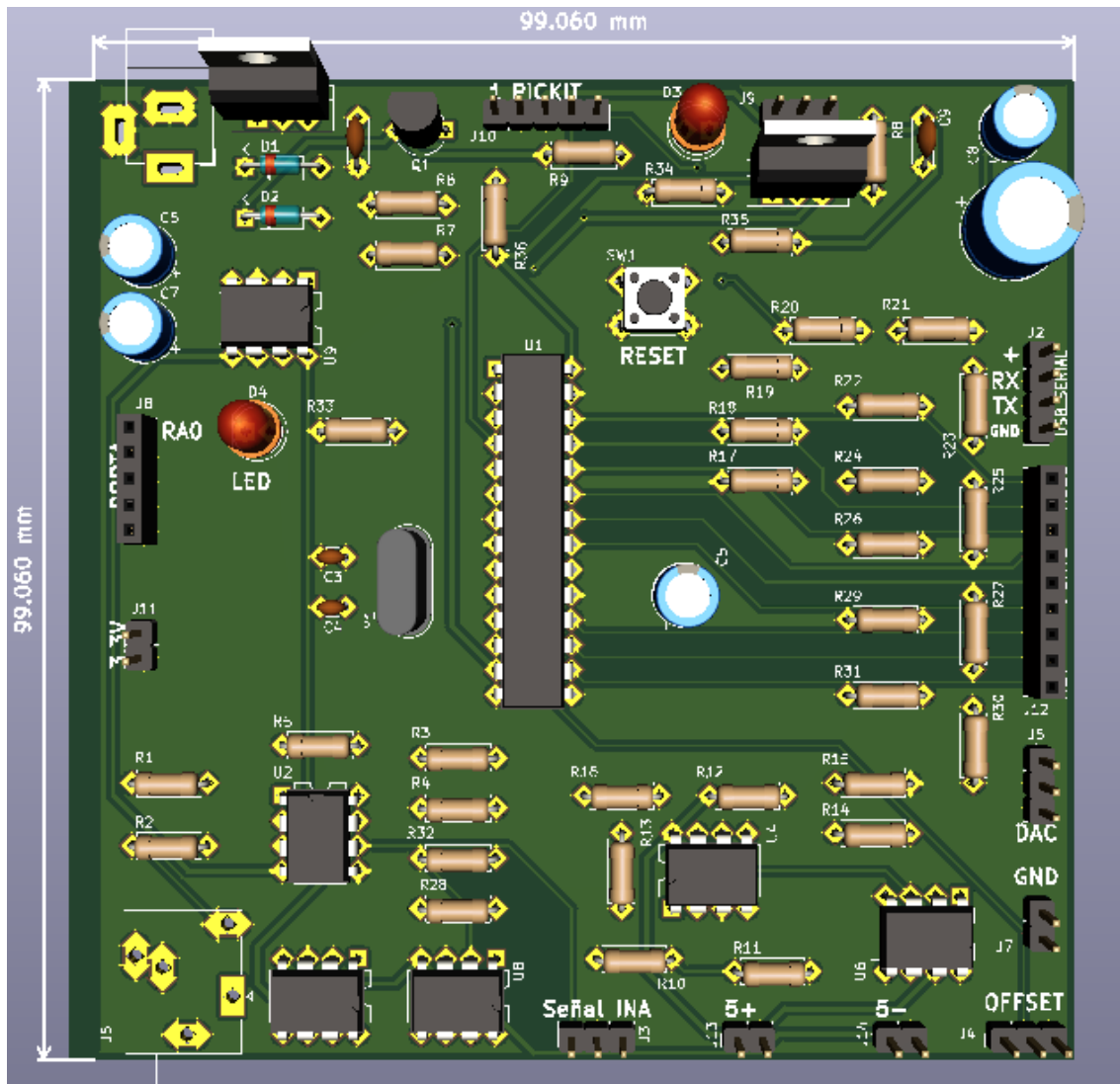


Figura 76. PCB de la investigación. Desarrollada en KiCad 5.0. Elaboración propia

3.4.1. Implementación de módulo de de prueba

En la figura 77 se implementa el módulo de prueba.

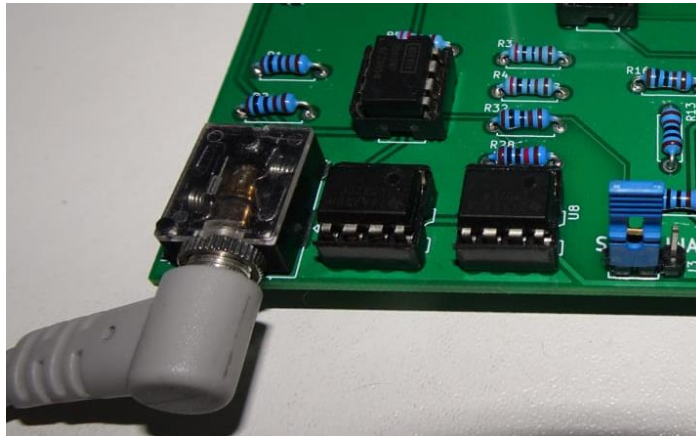


Figura 77. Implementación del módulo de Pre amplificador. Elaboración propia

En la gráfica 78 se muestra la señal ECG de la derivada 2 obtenida por módulo de prueba, se obtiene una señal con bastante ruido de la señal de 60Hz y es justamente lo que se desea una señal con bastante ruido para poder filtrarla mediante los filtros digitales implementados y así poder verificar como operan los filtros digitales.

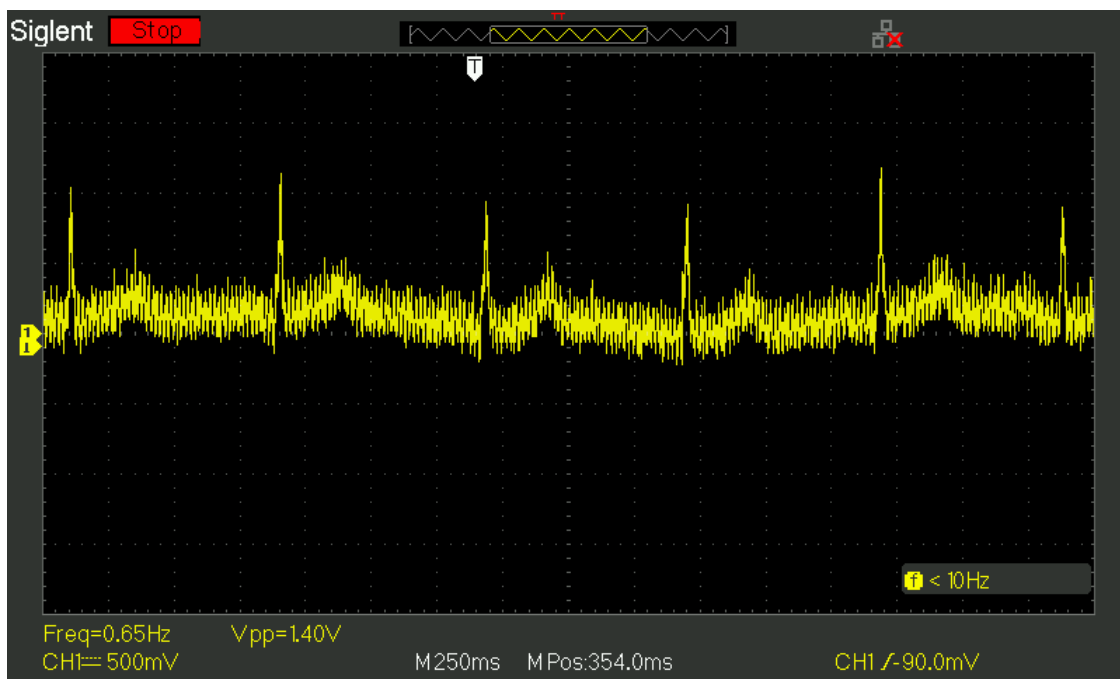


Figura 78. Señal ECG obtenida de la salida del módulo del Pre Amplificador. Elaboración propia

3.4.2. Implementación del módulo de acondicionamiento de la señal

En la figura 79 se muestra la etapa de acondicionamiento de la señal.

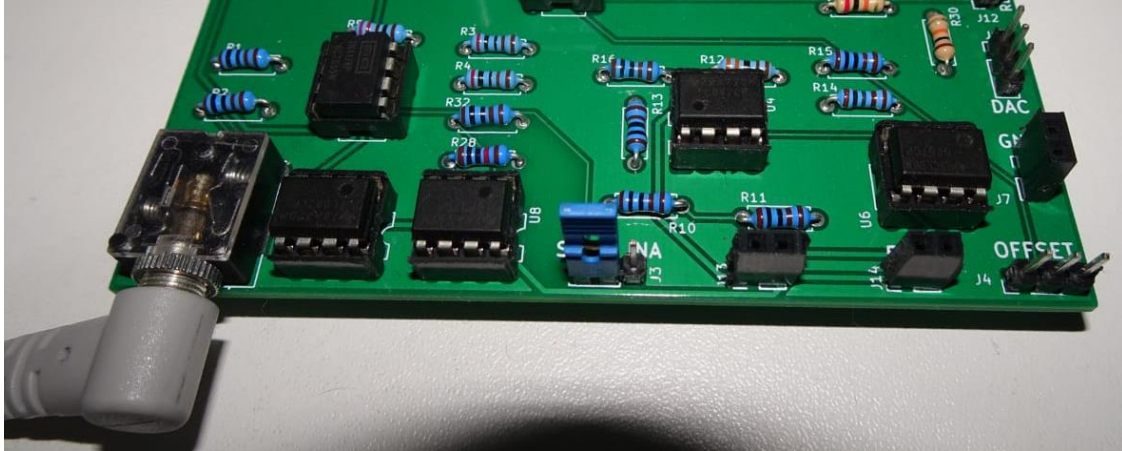


Figura 79. Implementación del módulo de Acondicionamiento de la señal y el módulo de Pre Amplificador.
Elaboración propia

En la figura 80 se observa la señal del módulo de acondicionamiento de la señal a través del osciloscopio, se ha desplazado la señal obtenida del módulo de prueba y se mantiene el ruido de la señal obtenida.

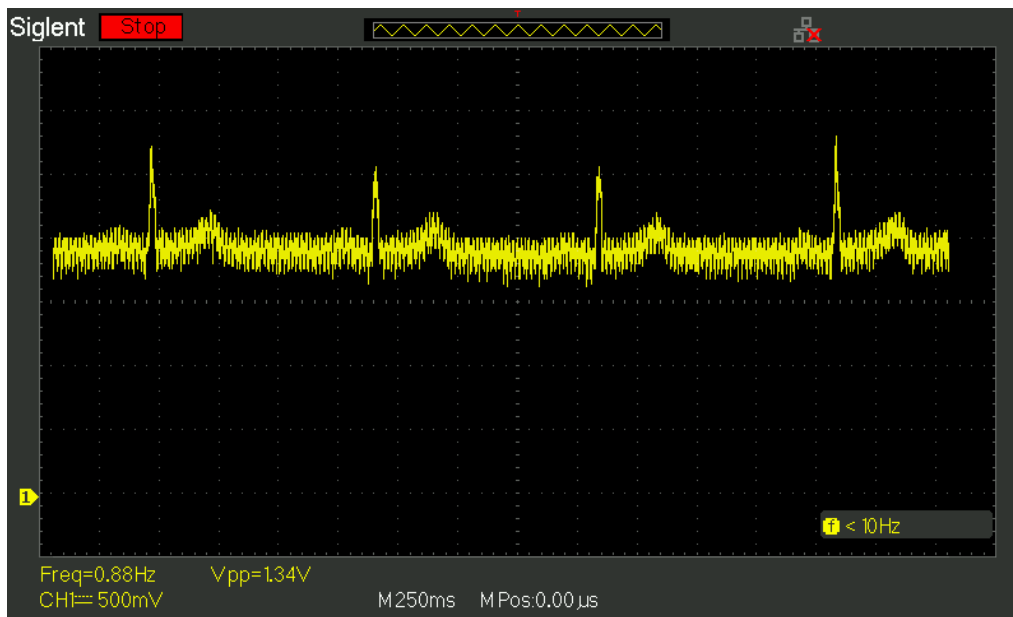


Figura 80. Señal ECG obtenida de la salida de módulo de Acondicionamiento de la señal, además se aprecia que la señal subió gracias al offset. Elaboración propia

3.4.3. Implementación del módulo Microcontrolador

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

3.4.3.1. Programa general del módulo microcontrolador

En la figura 81 se visualiza el programa principal del microcontrolador, desarrollado en Simulink:

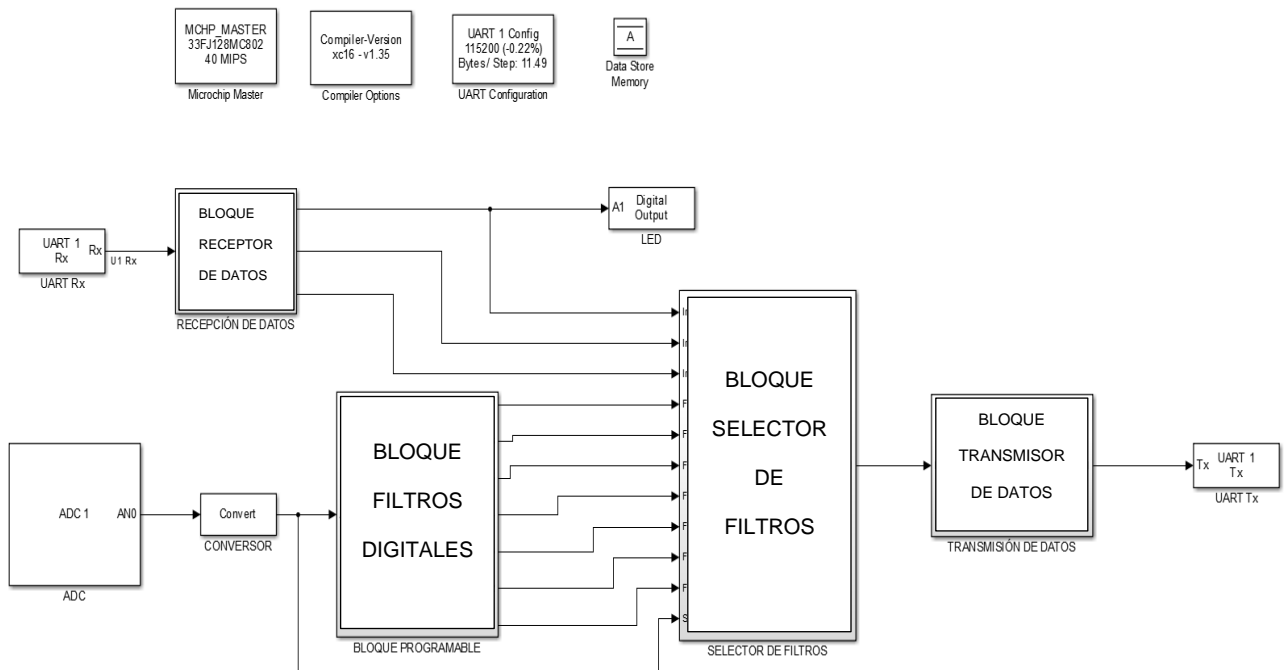


Figura 81. Programa principal desarrollado en Simulink. Elaboración propia

3.4.3.2. Configuración del microcontrolador

El microcontrolador utiliza un cristal 10MHz, activando el modo PLL se obtiene 40 Mega instrucciones por segundo, como se muestra en la figura 82.

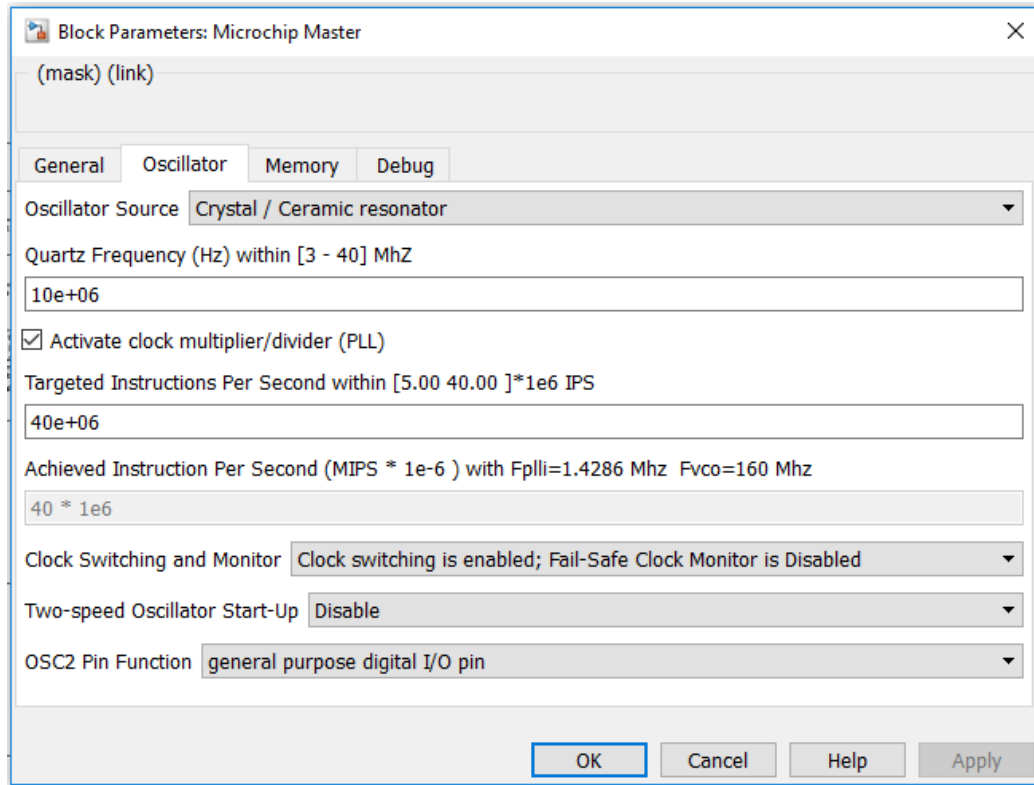


Figura 82. Configuración del oscilador, llegando a una frecuencia de 40MIPS. Elaborado en Simulink. Elaboración propia

El cálculo de los 40 Mega instrucciones por segundo, se obtuvo activando el modo PLL utilizando los valores de FCY.

Siendo F_{CY} :

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

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

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}

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

3.4.3.3. ADC

Se realizó la configuración del ADC mediante 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 consideran los requerimientos del reloj para la configuración del ADC, como se muestra en la figura 83:

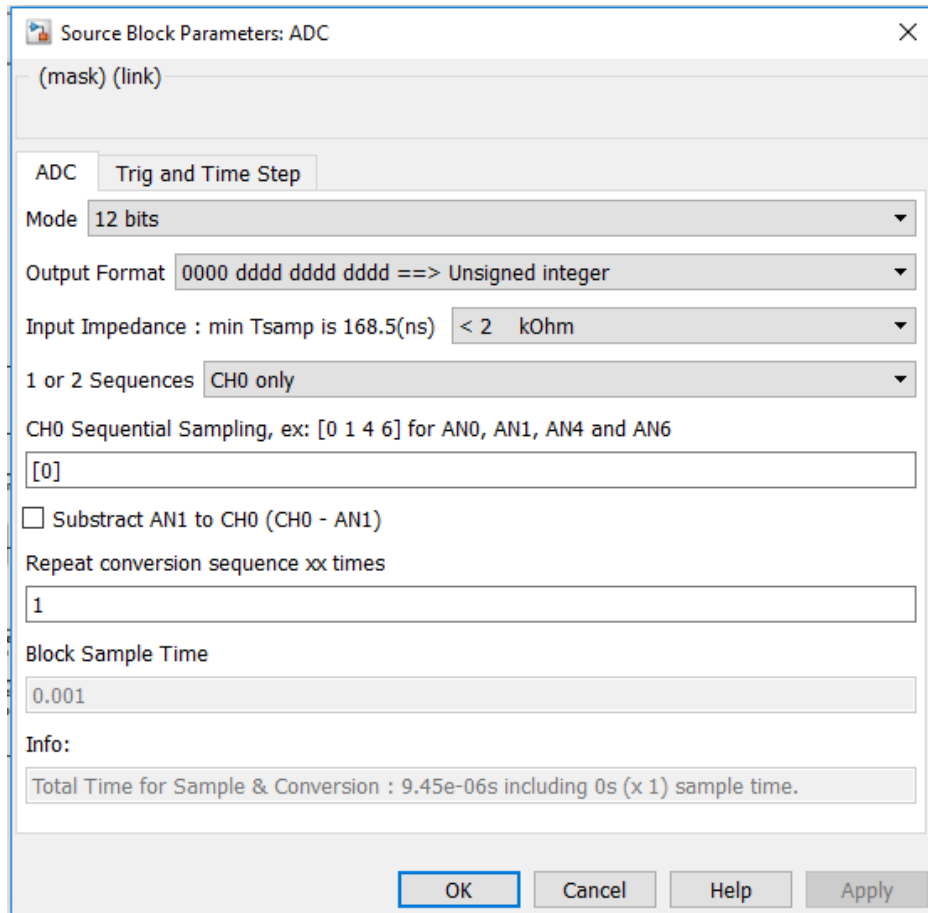


Figura 83. Configuración del ADC del microcontrolador. Elaborado en Simulink. Elaboración propia

También se configura la resistencia de impedancia, para no ser mayor a 2Kohm, esto estableciendo según la figura 84, 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.

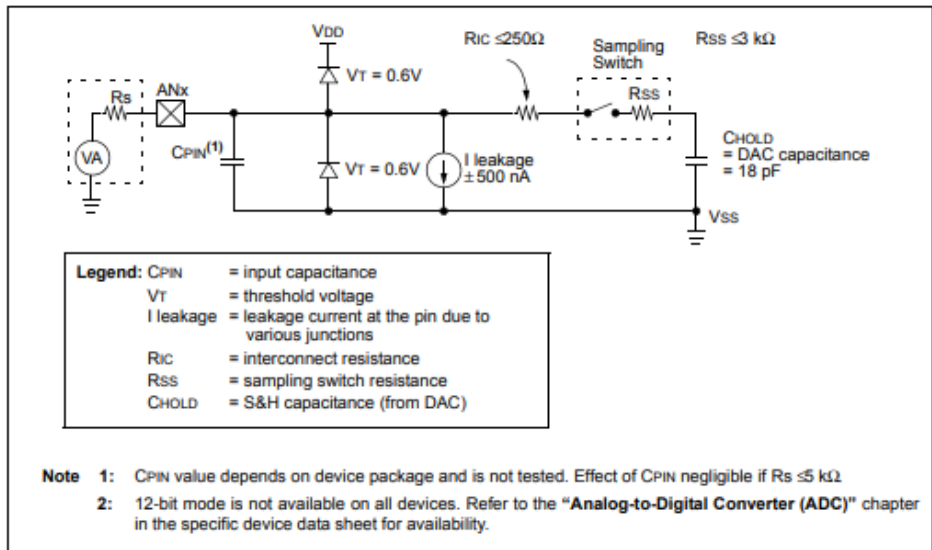


Figura 84. Resistencia de entrada del ADC. Fuente: Datasheet DSPIC33FJ128MC802

En la figura 85 se visualizan los parámetros mínimos requeridos para una configuración normalizada del convertor ADC según la hoja de datos del microcontrolador:

AC CHARACTERISTICS			Standard Operating Conditions: 3.0V to 3.6V (unless otherwise stated) Operating temperature -40°C ≤ TA ≤ +85°C for Industrial -40°C ≤ TA ≤ +125°C for Extended				
Param No.	Symbol	Characteristic	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Clock Parameters							
AD50	TAD	ADC Clock Period	117.6	—	—	ns	—
AD51	tRC	ADC Internal RC Oscillator Period	—	250	—	ns	—
Conversion Rate							
AD55	tCONV	Conversion Time	—	14 TAD	—	ns	—
AD58	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 85. Requisitos mínimos para el microcontrolador. Fuente: Datasheet DSPIC33FJ128MC802

Primero se establece el TAD, para ello se utiliza el registro AD1CON3, en el cual se configura la fuente de la conversión del ADC y se calcula el valor del TAD, obteniendo que AD1CON3 = 0x1A.

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

Siendo TAD mayor al TAD mínimo establecido en la hoja de datos del microcontrolador, se calcula 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 realiza la configuración del UART usando la interfaz del bloque de Simulink, en la figura 86 se observa la configuración de la velocidad de transmisión de 115200 baudios y la selección de los pines de recepción y transmisión.

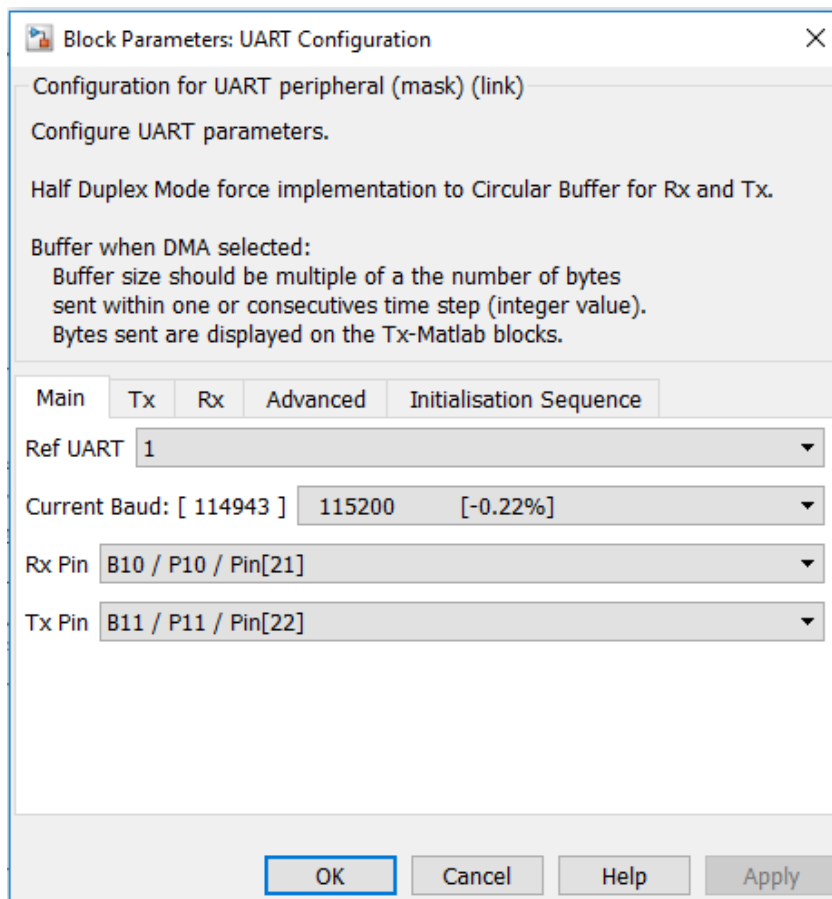


Figura 86. Configuración de UART a través de Simulink. Elaboración propia

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 87.

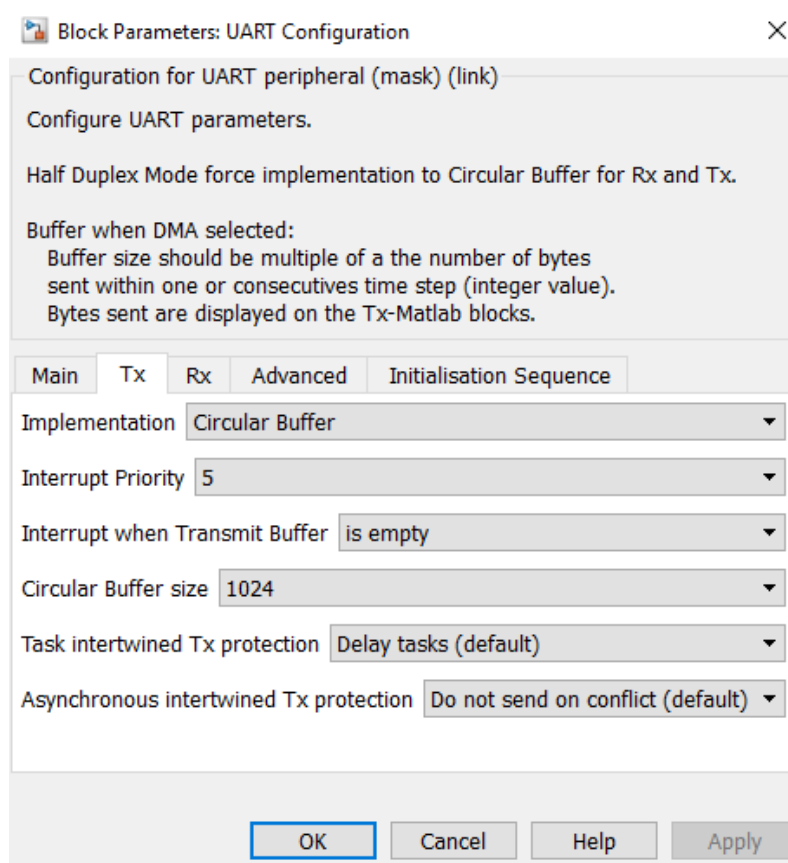


Figura 87. Configuración de la transmisión del UART. Elaborado en Simulink. Elaboración propia.

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 está lleno, como se muestra en la figura 88.

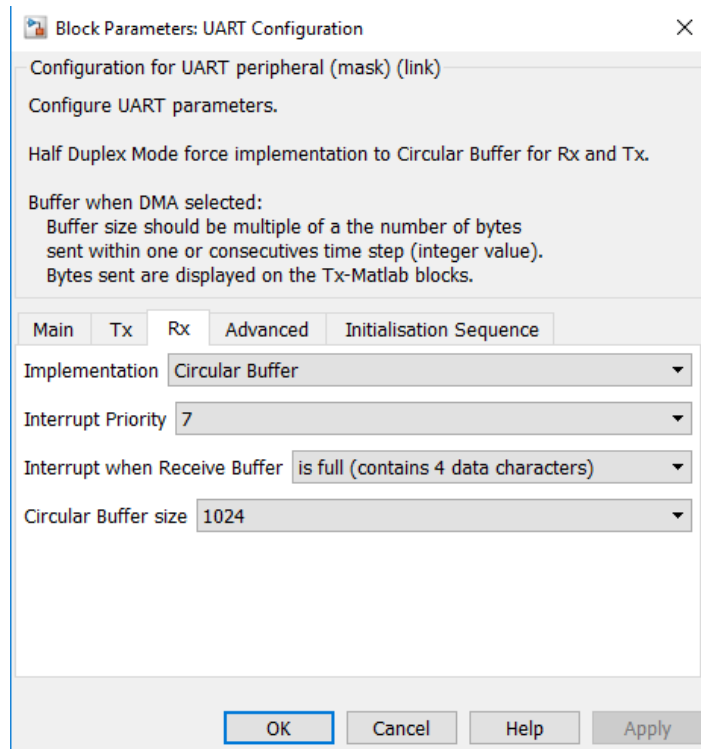


Figura 88. Configuración de la recepción del UART. Elaborado en Simulink. Elaboración propia

Implementando en el programa, la sección recepción de datos, mostrada en la sección 3.4.3.1 programa general de la etapa microcontrolador, que al recibir un dato este es comparado con números para saber que filtro se seleccionará, como se observa en la figura 89.

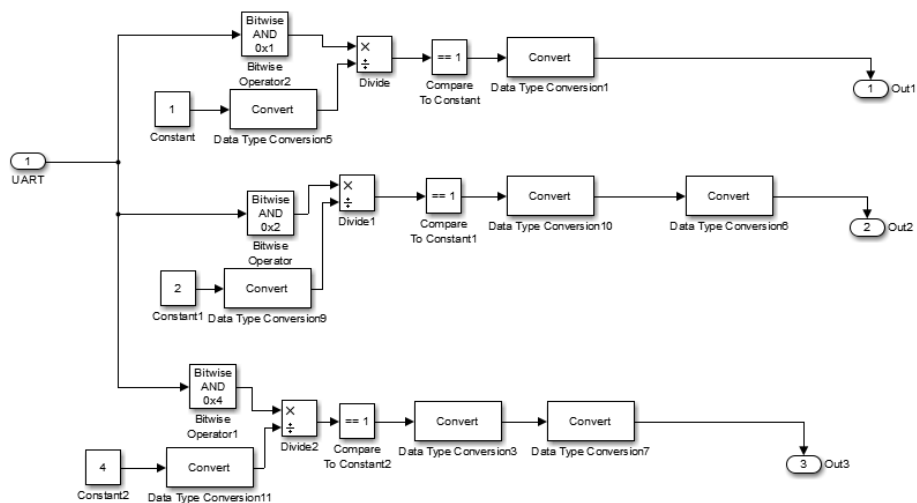


Figura 89. Bloque receptor de datos para saber que filtro se seleccionará. Elaborado en Simulink. Elaboración propia

3.4.3.5. Filtros digitales

Para la implementación de los filtros digitales en el lenguaje C se utiliza la siguiente forma como se muestra en la figura 90:

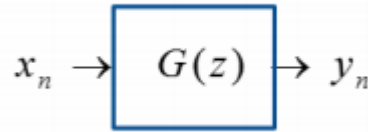


Figura 90. Representación de implementación de filtros digitales en DSP.

Siendo $G(z)$ la función de transferencia, como se observa en la figura 91:

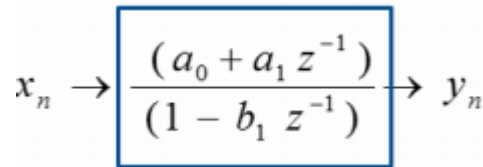


Figura 91. Representación de implementación de filtros digitales en DSP

Además $z^{-1} = e^{-sT}$ y T es tiempo de muestreo.

$$y_n = a_0 * x_n + a_1 * x_{n-1} + b_1 * y_{n-1}$$

Donde:

y_n =Salida en el tiempo

x_n =Entrada actual

n = Número de coeficientes

Para la implementación de filtros discretos no es requerido la integración, sólo las ecuaciones algebraicas.

Los filtros digitales se implementan teniendo en cuenta el orden del filtro que puede llegar el microcontrolador, mediante el software Mplab X 5.0 se obtuvo el porcentaje de uso de memoria de datos y memoria de programa para un filtro pasa bajo de orden 300, como se muestra en la figura 92 y en la figura 93.

```

Programa_principal.c
Source History
479 #define Coeff_a252 0.000441847064392
480 #define Coeff_a253 0.000604631359946
481 #define Coeff_a254 0.000717970325288
482 #define Coeff_a255 0.000778353827516
483 #define Coeff_a256 0.000785879285030
484 #define Coeff_a257 0.000743983318522
485 #define Coeff_a258 0.000658977234484
486 #define Coeff_a259 0.000539430824862
487 #define Coeff_a260 0.000395455810645
488 #define Coeff_a261 0.000237943133331
489 #define Coeff_a262 0.000077807782229
490 #define Coeff_a263 -0.000074711021294
491 #define Coeff_a264 -0.000210650948483
492 #define Coeff_a265 -0.000322799031916
493 #define Coeff_a266 -0.000406013501866
494 #define Coeff_a267 -0.000457386265318
495 #define Coeff_a268 -0.000476248136116
496 #define Coeff_a269 -0.000464029309697
497 #define Coeff_a270 -0.000423966201245
498 #define Coeff_a271 -0.000360892255629
499 #define Coeff_a272 -0.000280614407526
500 #define Coeff_a273 -0.000189259494102
501 #define Coeff_a274 -0.000093665595208
502 #define Coeff_a275 -0.000000000000000
503 #define Coeff_a276 0.000096118710494
504 #define Coeff_a277 0.000160008549339
505 #define Coeff_a278 0.000218132422738
506 #define Coeff_a279 0.000258214280130
507 #define Coeff_a280 0.000279265710608
508 #define Coeff_a281 0.000281530283235
509 #define Coeff_a282 0.000266357615105
510 #define Coeff_a283 0.000236022495982
511 #define Coeff_a284 0.000193506303554
512 #define Coeff_a285 0.000142258426378
513 #define Coeff_a286 0.000085964597784
514 #define Coeff_a287 0.000028267146384
515 #define Coeff_a288 -0.000027340537066
516 #define Coeff_a289 -0.000077796221557
517 #define Coeff_a290 -0.000120502941757
518 #define Coeff_a291 -0.000153526264894
519 #define Coeff_a292 -0.000175554126632
520 #define Coeff_a293 -0.000185950631475
521 #define Coeff_a294 -0.000184729954747
522 #define Coeff_a295 -0.000172507133105
523 #define Coeff_a296 -0.000150428127166
524 #define Coeff_a297 -0.000120084175125
525 #define Coeff_a298 -0.000083415768959

```

Figura 92. Se agregan cada coeficiente al programa del microcontrolador, un filtro FIR de orden 300, realizado en el software MPLAB X 5.0. Elaboración propia.

```

X.n[14] = X.n[13];
X.n[13] = X.n[12];
X.n[12] = X.n[11];
X.n[11] = X.n[10];
X.n[10] = X.n[9];
X.n[9] = X.n[8];
X.n[8] = X.n[7];
X.n[7] = X.n[6];
X.n[6] = X.n[5];
X.n[5] = X.n[4];
X.n[4] = X.n[3];
X.n[3] = X.n[2];
X.n[2] = X.n[1];
X.n[1] = X.n[0];
X.n[0] = X.ADC;

tmp=Coeff_a0*X.n[0]+Coeff_a1*X.n[1]+Coeff_a2*X.n[2]+Coeff_a3*X.n[3]+Coeff_a4*X.n[4]+Coeff_a5*X.n[5]+Coeff_a6*X.n[6]+Coeff_a7*X.n[7]+Coeff_a8*X.n[8]+Coeff_a9*X.n[9];

Y.n[300] = Y.n[299];
Y.n[299] = Y.n[298];
Y.n[298] = Y.n[297];
Y.n[297] = Y.n[296];
Y.n[296] = Y.n[295];
Y.n[295] = Y.n[294];
Y.n[294] = Y.n[293];
Y.n[293] = Y.n[292];
Y.n[292] = Y.n[291];
Y.n[291] = Y.n[290];
Y.n[290] = Y.n[289];
Y.n[289] = Y.n[288];
Y.n[288] = Y.n[287];
Y.n[287] = Y.n[286];
Y.n[286] = Y.n[285];
Y.n[285] = Y.n[284];
Y.n[284] = Y.n[283];
Y.n[283] = Y.n[282];

```

Figura 93. Formula implementada en el microcontrolador para el filtro FIR pasa bajo de orden 300, realizado en el software MPLAB X 5.0. Elaboración propia.

Sin embargo, en las pruebas realizadas agregando más filtros digitales de diferentes órdenes y de diferentes tipos se obtuvo que el microcontrolador sólo opera con filtros que tengan un total de orden de 130.

En la figura 94 se muestra el bloque programable en el cual se han agregado los filtros digitales que tendrá el programa del microcontrolador, siendo estos bloques modificables por el usuario tanto para agregar, cambiar o eliminar, respetando los límites del sistema.

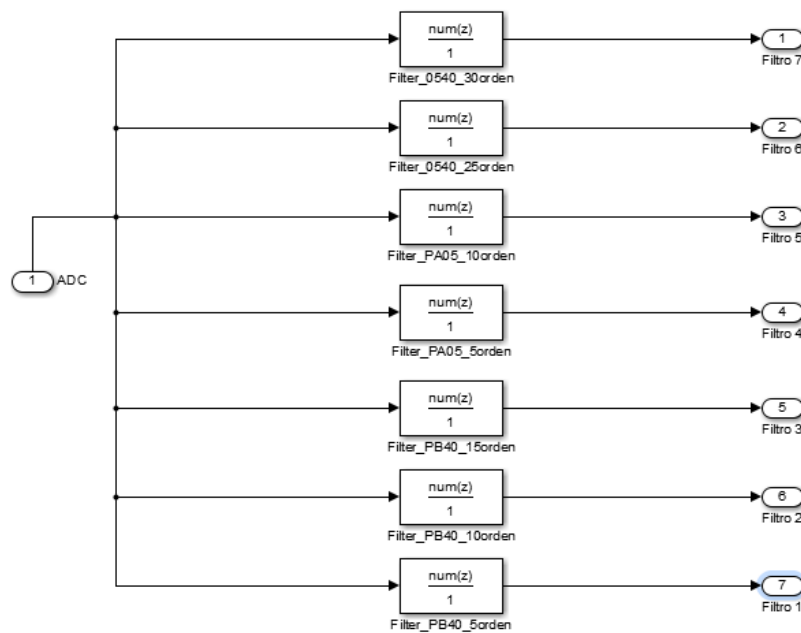


Figura 94. Bloque filtros digitales en el programa. Elaborado en Simulink. Elaboración propia.

En la figura 95 se aprecia el bloque selector de filtros, este bloque está unido al bloque programable, esto se hizo para que el usuario pueda seleccionar el filtro que se desea mediante el bloque receptor de datos.

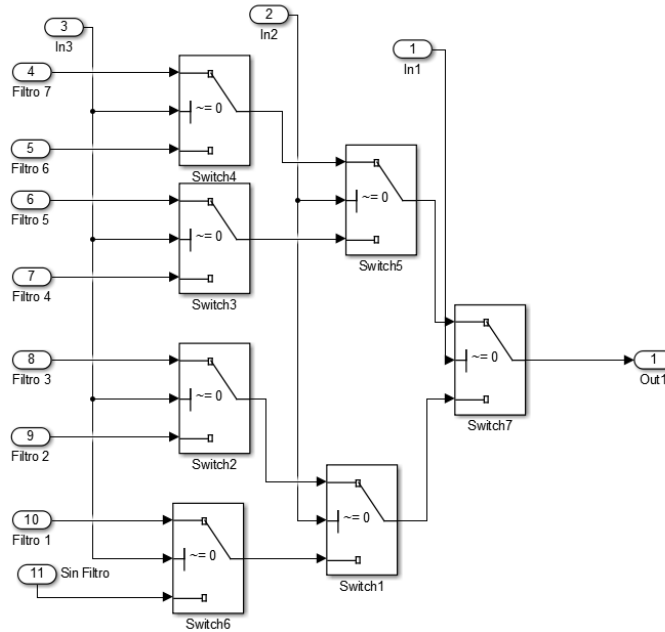


Figura 95 Bloque selector de filtros implementado para poder seleccionar el filtro que se desea. Elaborado en Simulink. Elaboración propia

3.5. Implementación de la interfaz gráfica de usuario

Se obtiene las señales ECG mediante la interfaz gráfica de usuario. En la figura 96 se visualiza la señal ECG sin filtrar.

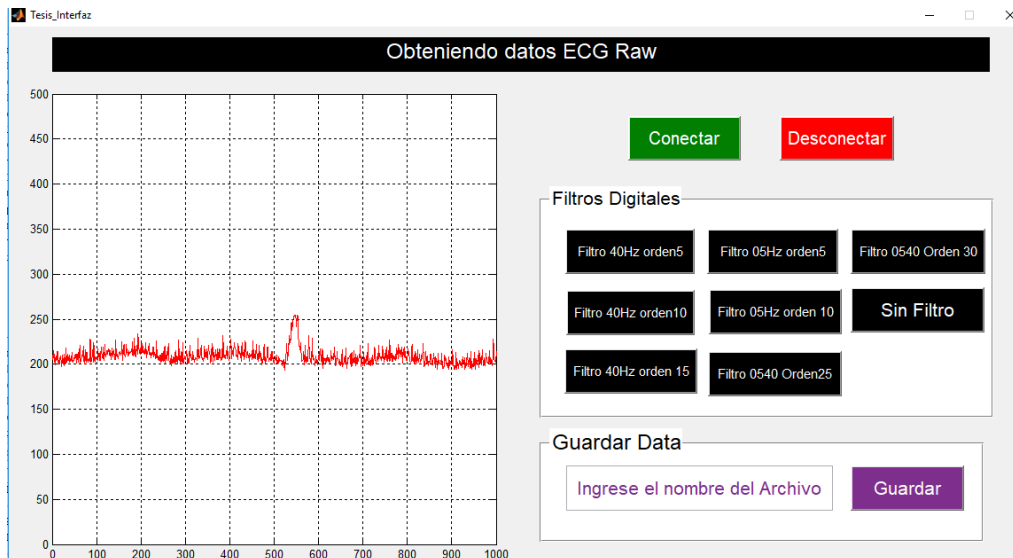


Figura 96. Señal ECG Obtenida de la investigación sin filtrar, visualizada en la interfaz gráfica. Elaboración propia

En la interfaz gráfica de usuario se selecciona el filtro FIR pasa banda de 0.5 Hz a 40 Hz de orden 30, la señal ECG filtrada se muestra en la figura 97.

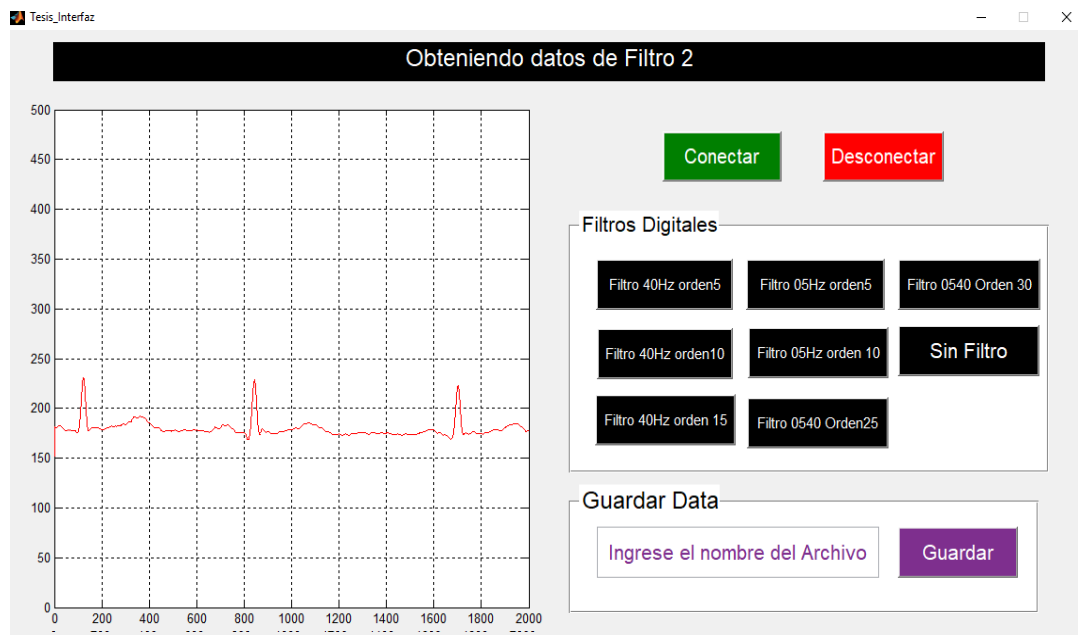


Figura 97. Señal ECG filtrada con un filtro FIR pasa banda de 0.5Hz a 40 Hz de orden 30. Elaboración propia

3.6. Fuente de alimentación

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

3.6.1. Alimentación 5 voltios

Al sistema se suministra energía utilizando un cargador de 9 voltios y 1 Amperio, con el cual se obtiene un voltaje de salida de 5 voltios que alimenta al sistema, la figura 98 muestra la fuente de alimentación.

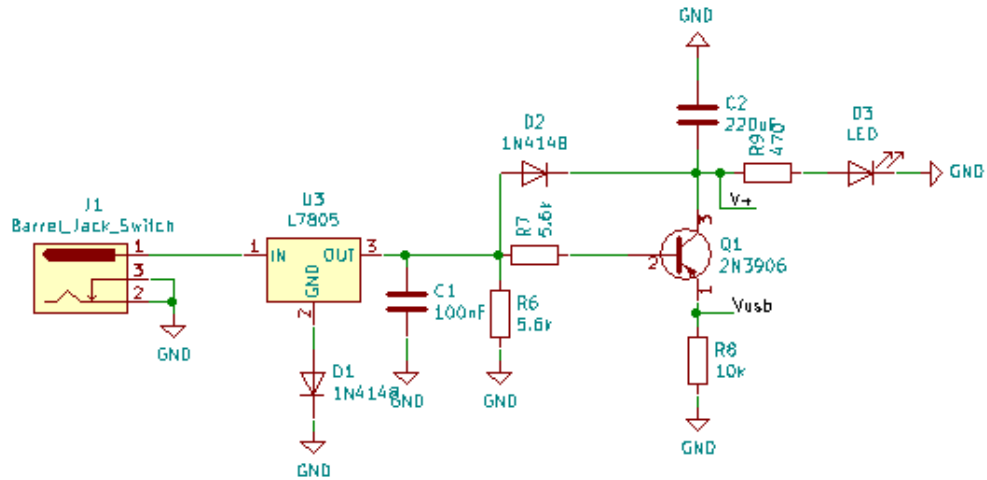


Figura 98. Sistema de alimentación de 5 voltios. Elaborado en KiCad 5.0. Elaboración propia

3.6.2. Alimentación negativa

Para los amplificadores de instrumentación se requiere una alimentación para obtener la señal ECG y para su óptima operación, para lo cual se utiliza el circuito integrado ADM660AN incorporándose con dos condensadores de 10uF se obtiene el voltaje negativo, en la figura 99 se muestra el circuito esquemático de circuito integrado.

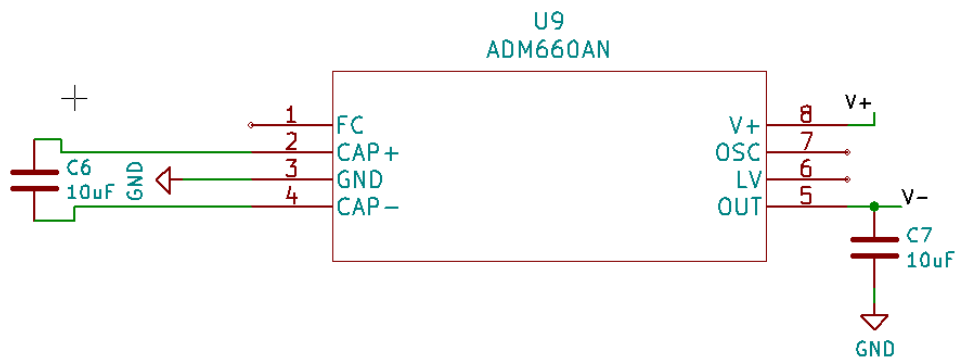


Figura 99. Circuito integrado ADM660AN para el voltaje negativo. Fuente Datasheet ADM660AN

3.6.3. Alimentación de microcontrolador

El microcontrolador opera con un voltaje entre 3.3 y 3.6 voltios, además se debe colocar la entrada del Pickit para 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, observe la figura 100.

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

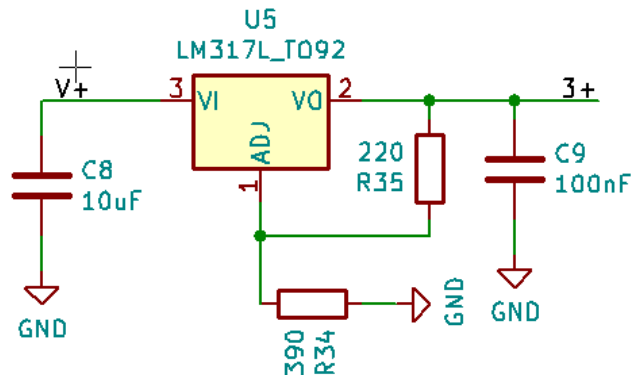


Figura 100. Fuente de alimentación para el microcontrolador. Fuente datasheet LM317

Como se mencionó también se colocó unos pines para la conexión del Pickit3, como se muestra en la figura 101, para poder grabar los nuevos programas creados en el software Simulink hacia el microcontrolador.

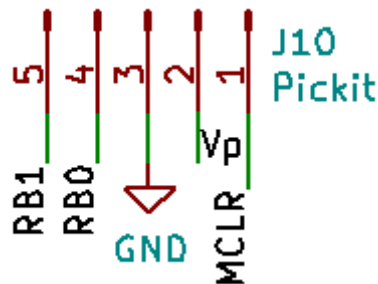


Figura 101. Pines para el Pickit 3 hacia el microcontrolador. Elaboración propia

3.7. Implementación del sistema programable

En la implementación de los filtros digitales se utiliza la herramienta Filter Design & Analysis Tools de Matlab, como se observa en la figura 102, con esta herramienta se pueden diseñar diferentes filtros digitales con diferentes orden y frecuencias de corte.

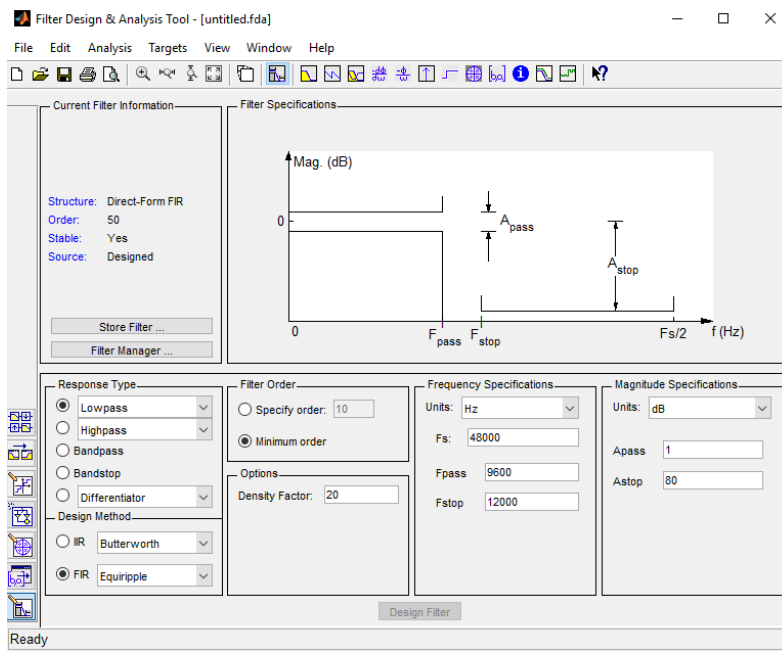


Figura 102 Filter Design & Analysis Tools, para generar los filtros digitales hacia el programa en Simulink. Elaborado en Matlab.

Además, se obtiene los coeficientes de los filtros digitales siendo estos datos agregados al bloque programable del programa del microcontrolador, como se observa en la figura 103.

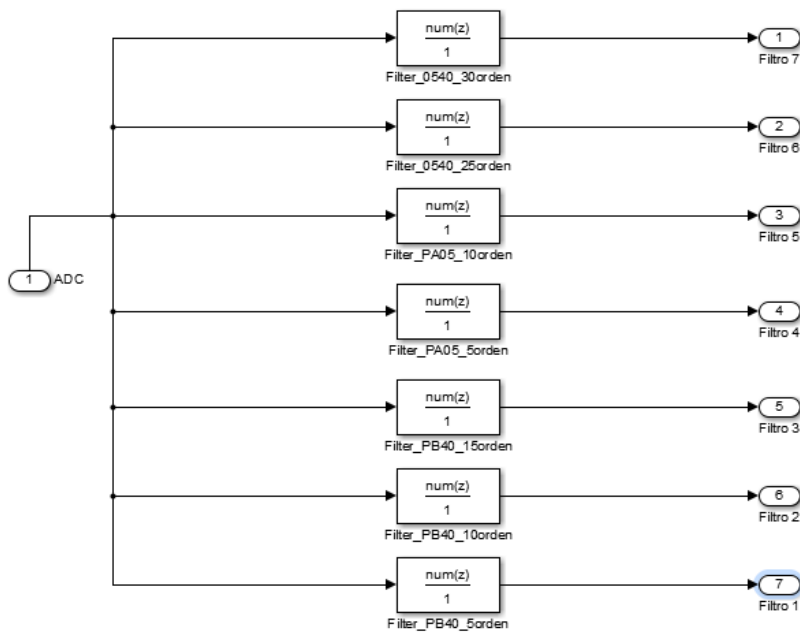


Figura 103. Se agregan los filtros digitales diseñados con la herramienta de Filter Design & Analysis Tools al bloque programable del programa del microcontrolador. Elaboración propia.

En la figura 104 se muestra el ícono que compila todo el programa y en la figura 105 se genera un archivo “.hex”, este archivo generado será grabado en el microcontrolador mediante el grabador PICKIT3 como se muestra en la figura 106.

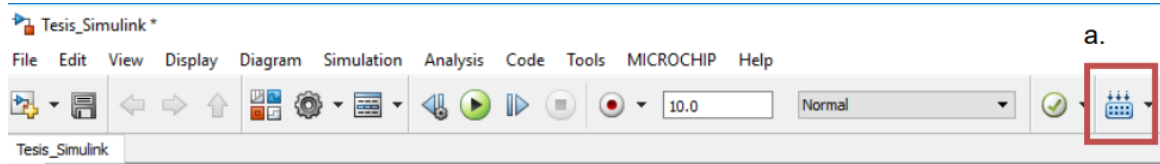


Figura 104 Se muestra el botón que compila el programa para generar el archivo .hex para grabar en el microcontrolador. Elaborado en Simulink.

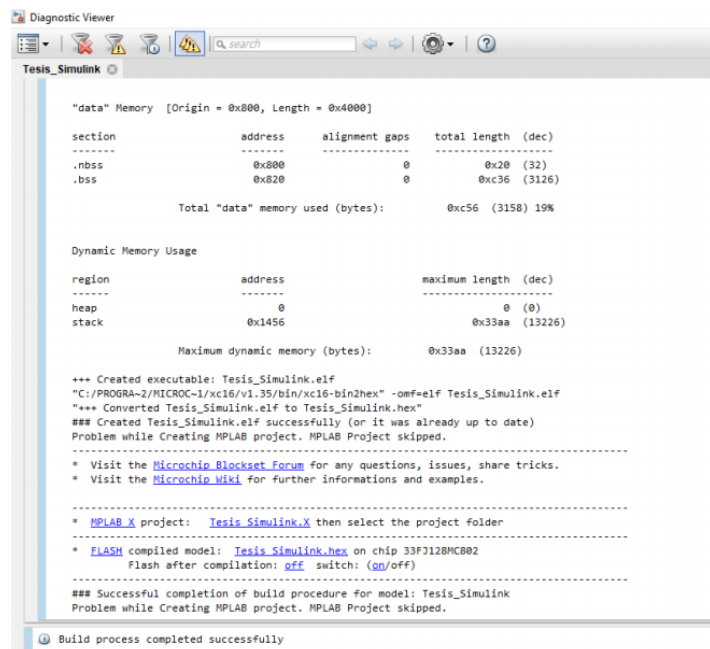


Figura 105 Se muestra el archivo .hex generado en Simulink. Elaborado en Simulink.

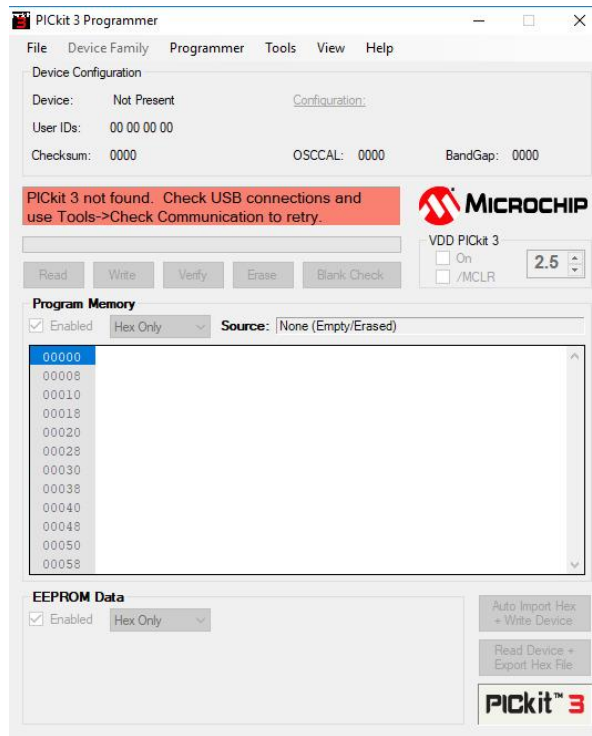


Figura 106. Pickit 3 software utilizado para grabar el programa en el microcontrolador. Elaborado por Microchip.

CAPITULO 4

RESULTADOS

4 Resultados del sistema de adquisición digital

En este capítulo se muestran las señales obtenidas mediante el sistema digital de adquisición programable para la implementación de filtros digitales, cada experiencia ha sido realizadas en el laboratorio “Electrónica general” de la Universidad Tecnológica del Perú.

4.1. Registro de pruebas

Los resultados obtenidos se han verificado etapa por etapa, para ello se ha utilizado un simulador de señal ECG, como se observa en la figura 107, y con el módulo de pruebas implementado en el sistema, como se observa en la figura 108.



Figura 107. Simulador de Señales ECG KL-79106. Empresa K and H Products

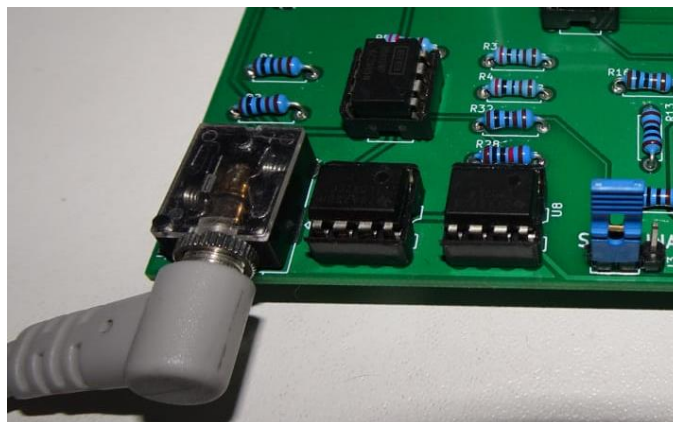


Figura 108. Módulo de prueba desarrollado en el proyecto de tesis. Elaboración propia.

4.2. Resultados del sistema

Utilizando el módulo de prueba:

Para obtener los resultados deseados, se realizan las pruebas con la Derivada II para la adquisición de la señal ECG, como se muestra en la figura 109, conectando los cables a los electrodos.

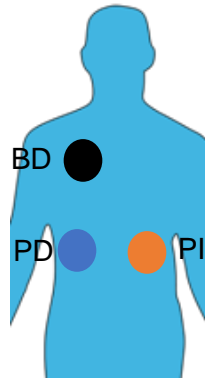


Figura 109. Colocación de electrodos con cables en el pecho. BD: Brazo derecho. PD: Pierna derecha. PI: Pierna izquierda. Fuente: ub.edu. Modificaciones propias.

Se conecta el cable de electrodos al sistema de adquisición, asimismo se conecta la alimentación y la punta del osciloscopio en la Señal INA para obtener la señal a través del osciloscopio, como se observa en la figura 110.

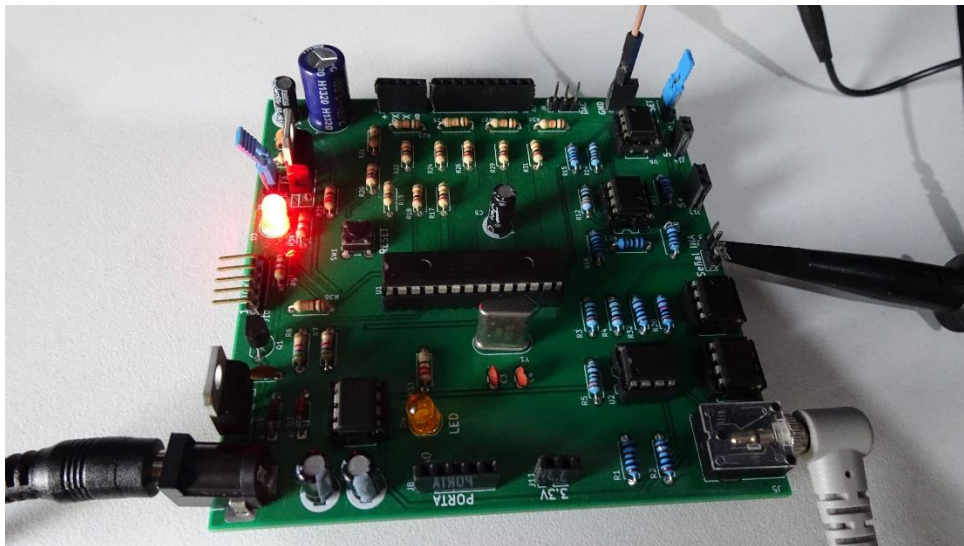


Figura 110. Sistema de adquisición encendido conectado la punta del osciloscopio a la salida de la señal INA. Elaboración propia

Obteniendo la señal ECG pre amplificada sin filtrar con un voltaje pico a pico de 1.12V cercana a la hallada en el diseño del pre amplificador que es de 1.20V, además se nota la segunda derivada de la señal ECG, como se observa en la figura 111.

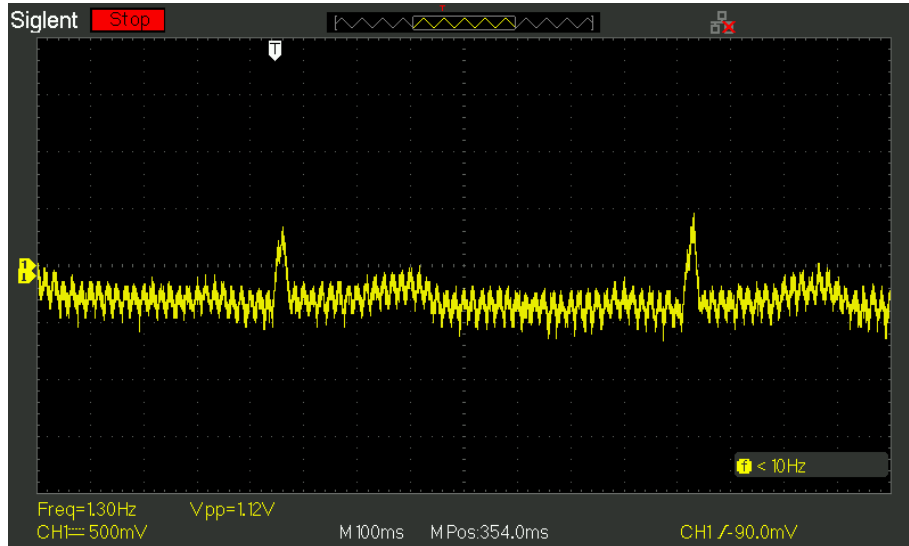


Figura 111. Señal ECG obtenida del pre amplificador. Elaboración propia

Se conecta un saltador, cuya función es permitir conectar un circuito eléctrico con otro circuito eléctrico, para que la señal obtenida por el pre amplificador fluya al circuito de ajuste de offset, como se muestra en la figura 112.

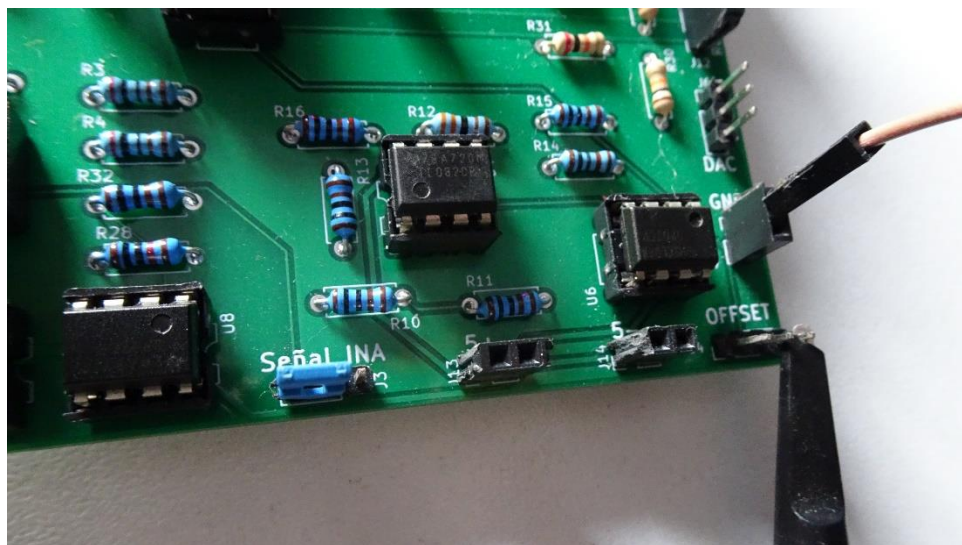


Figura 112. Punta del osciloscopio colocada en salida del ajuste del offset. Elaboración propia.

Obteniendo la señal ECG con el ajuste del offset, siguiendo los parámetros establecidos por los cálculos y simulados en el capítulo 2, como se aprecia en la figura 113.

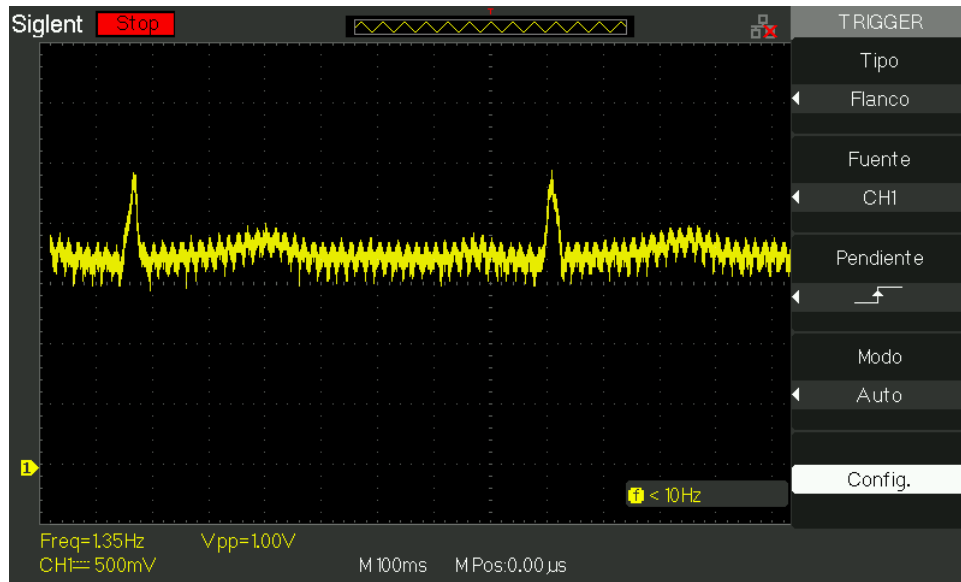


Figura 113. Señal ECG obtenida con el ajuste del offset. Elaboración propia

Para la transmisión de datos, se conectó el saltador al ajuste de offset y se conectó el módulo USB Serial TTL en el sistema para la comunicación con el computador, como se muestra en la figura 114.

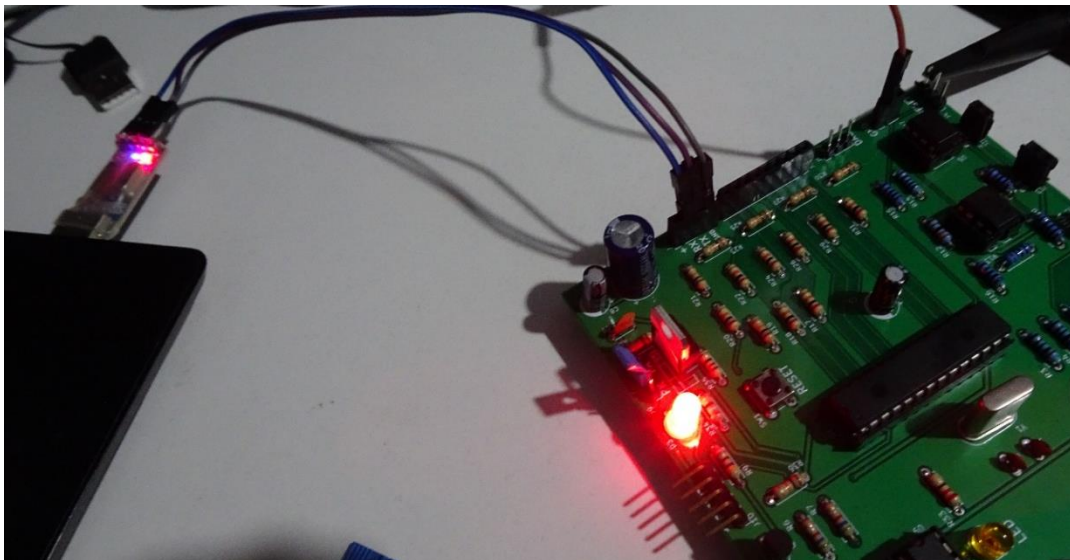


Figura 114. Conexión del sistema con el USB serial TTL hacia la PC. Elaboración propia

En la figura 115 se observa el encendido del LED amarillo para verificar que el sistema está conectado con el computador.

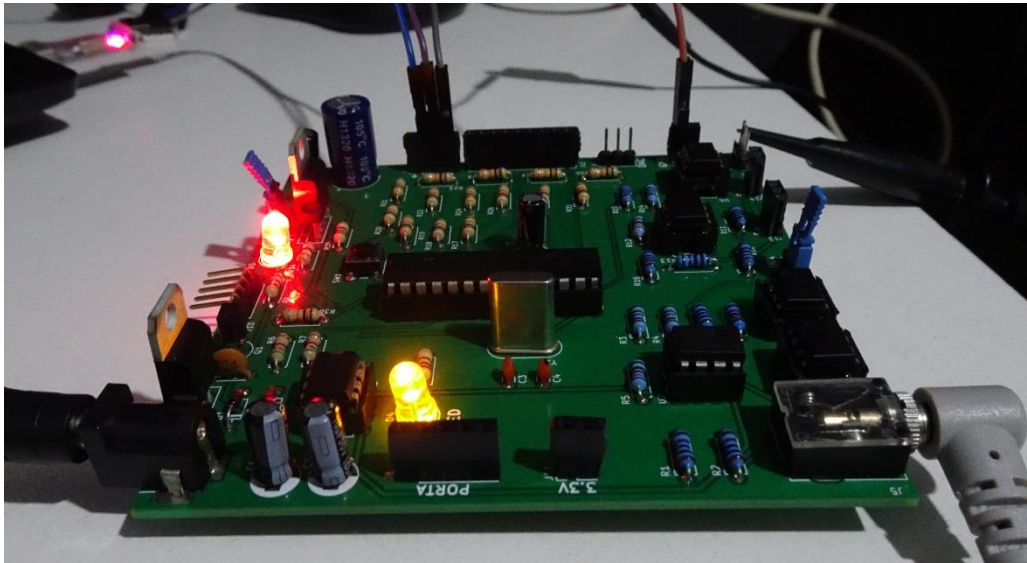


Figura 115. Encendido del LED indica que se estableció la conexión con el sistema. Elaboración propia

Como se aprecia en la figura 116, se obtiene la señal ECG en la interfaz gráfica de usuario, la señal obtenida es una señal sin filtrar con demasiado ruido de la señal de 60 Hz.

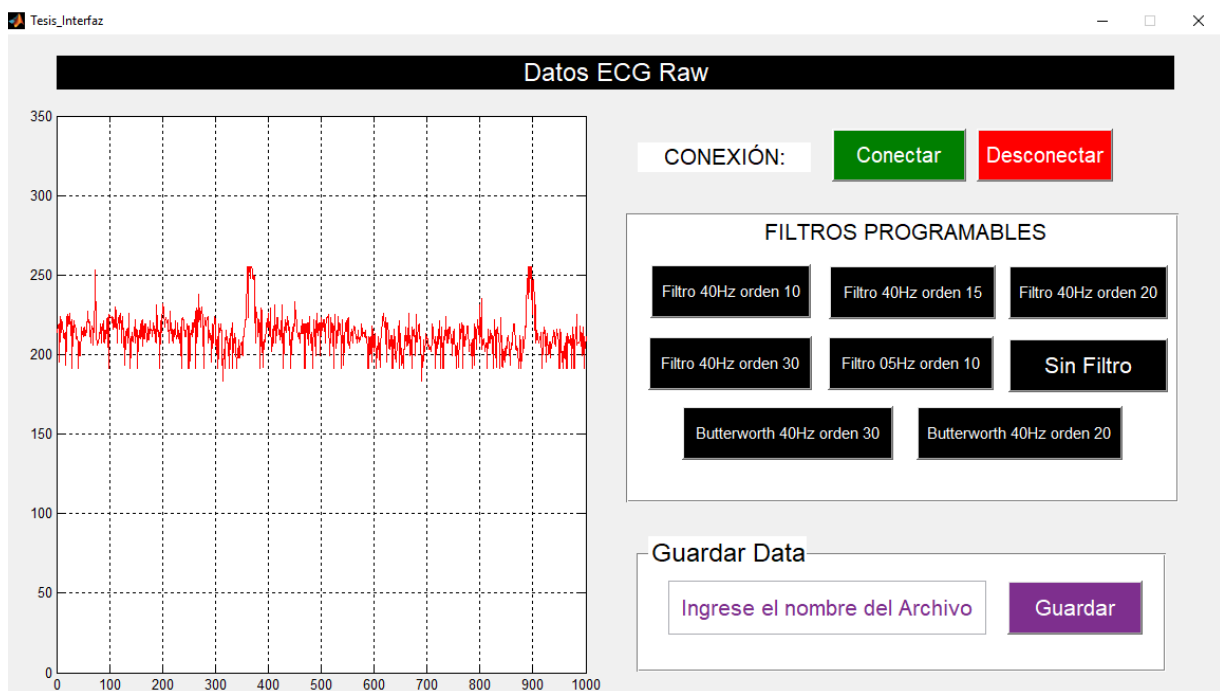


Figura 116. Se visualiza la señal ECG a través de la interfaz gráfica de usuario. Elaboración propia

Se realizaron las pruebas de filtrar la señal obtenida mediante un filtro FIR pasa bajo de orden 30, sin embargo, como se muestra en la figura 117 la señal se distorsionó demasiado perdiendo la información de la señal ECG, teniendo un pésimo resultado en esta etapa, para solucionar este error en el simulador ECG se utiliza en filtro pasa bajo analógico para poder tener mejores resultados.

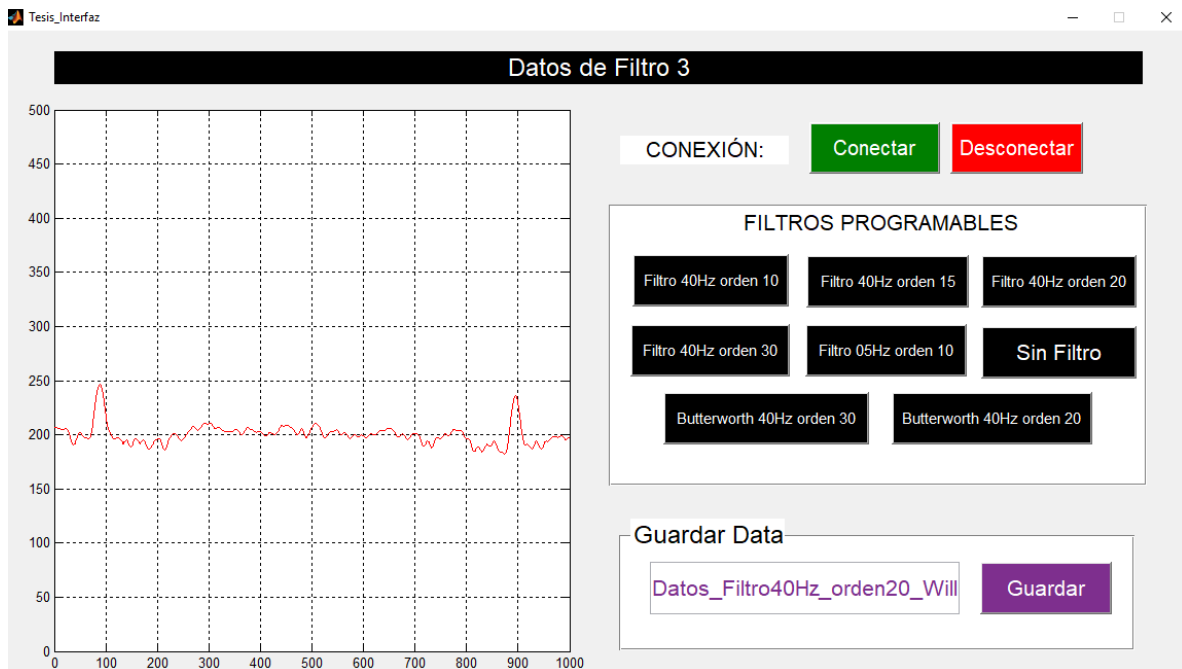


Figura 117. Señal Filtrada y visualización mediante la interfaz gráfica de usuario. Elaboración propia

Se continua con las pruebas del sistema almacenando la señal ECG obtenida, como se muestra en la figura 118 colocándole un nombre específico.

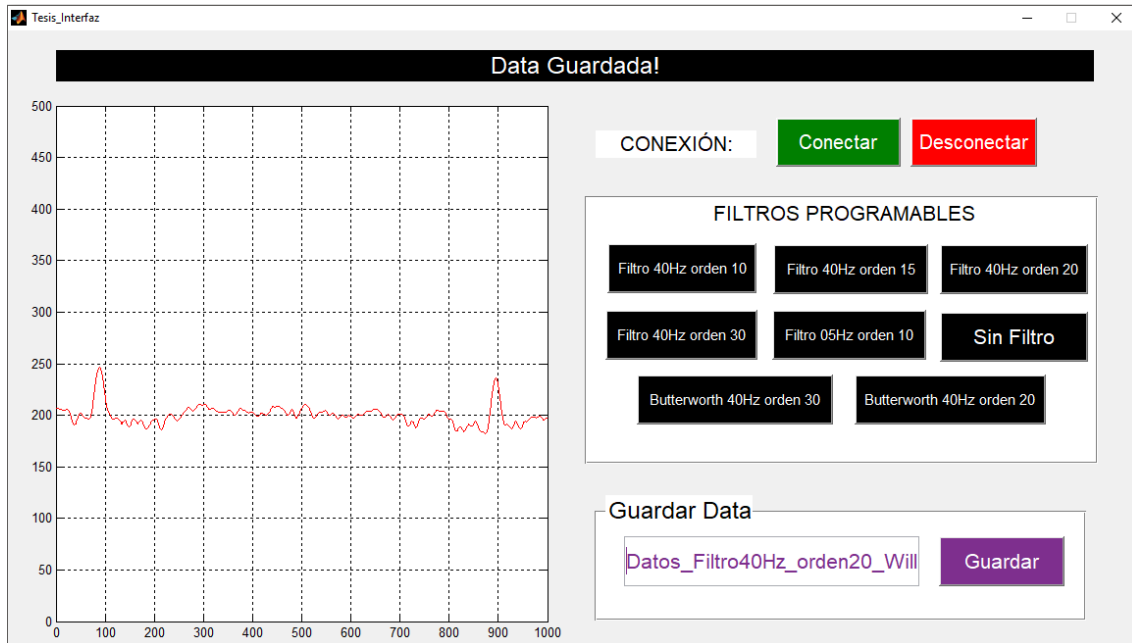


Figura 118. Señal almacenada con el nombre de: Datos_Filtro40Hz_orden20_Williams. Elaboración propia.

La señal de ECG obtenida con pésimos resultados fue almacenada en el software Matlab como se aprecia en la figura 119.

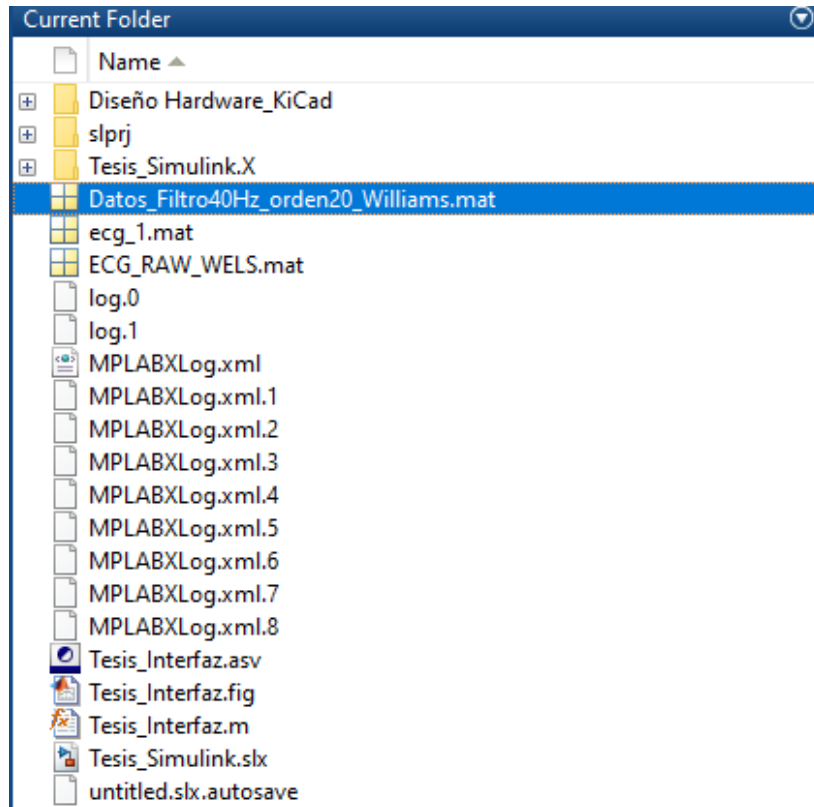


Figura 119. Se almacena la data en el mismo Matlab. Elaboración propia

Utilizando el Simulador ECG:

Para la siguiente prueba se utiliza el Simulador de ECG KL-79106 de la empresa K and H Productos, algunas de las características del simulador:

- Simulador de ECG capaz de generar una señal de ECG de 12 derivaciones.
- Capaz de generar 36 variaciones de la señal de ECG normal.
- Capaz de variar 4 veces la frecuencia cardíaca de la señal CG normal.
- Capaz de generar 10 señales de ECG con patologías como Contracción auricular prematura (PAC), Contracciones ventriculares prematuras tipo 1 (PVC - Tipo1), Contracciones ventriculares prematuras tipo 2 (PVC - Tipo2), Contracciones ventriculares prematuras multifocales (PVC - multifocales), Aleteo auricular (AFL), Taquicardia Auricular (AT), Taquicardia Auricular Paroxística (PAT), Par de

contracciones ventriculares prematuras (PVC), Contracciones ventriculares prematuras por minuto (PVC), Taquicardia ventricular (TV).

Se configura el simulador KL-79106 con una señal normal, con 80 pulsaciones por minuto, amplitud 2, como se muestra en la figura 120.

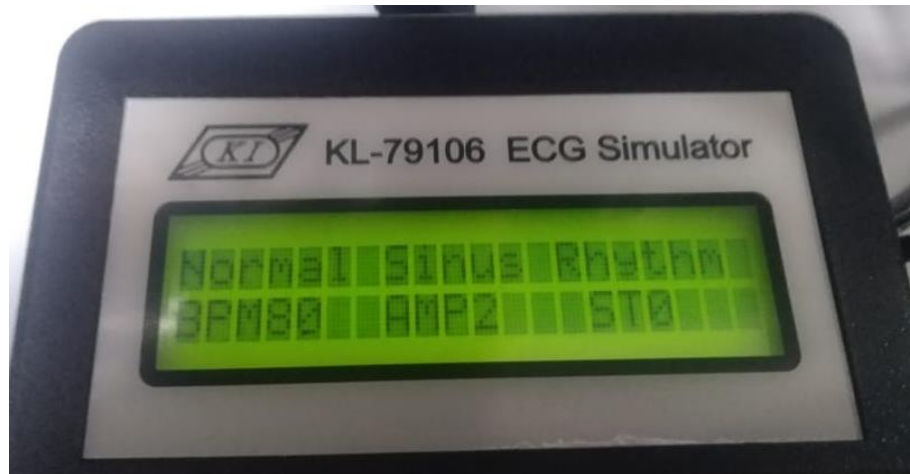


Figura 120. Configuración de Simulador ECG KL-79106 de la empresa K and H products.

El simulador se conecta con el módulo ECG KL-75001 de dicho módulo se obtiene la señal ECG hasta la etapa de amplificador como se muestra en la figura 121.

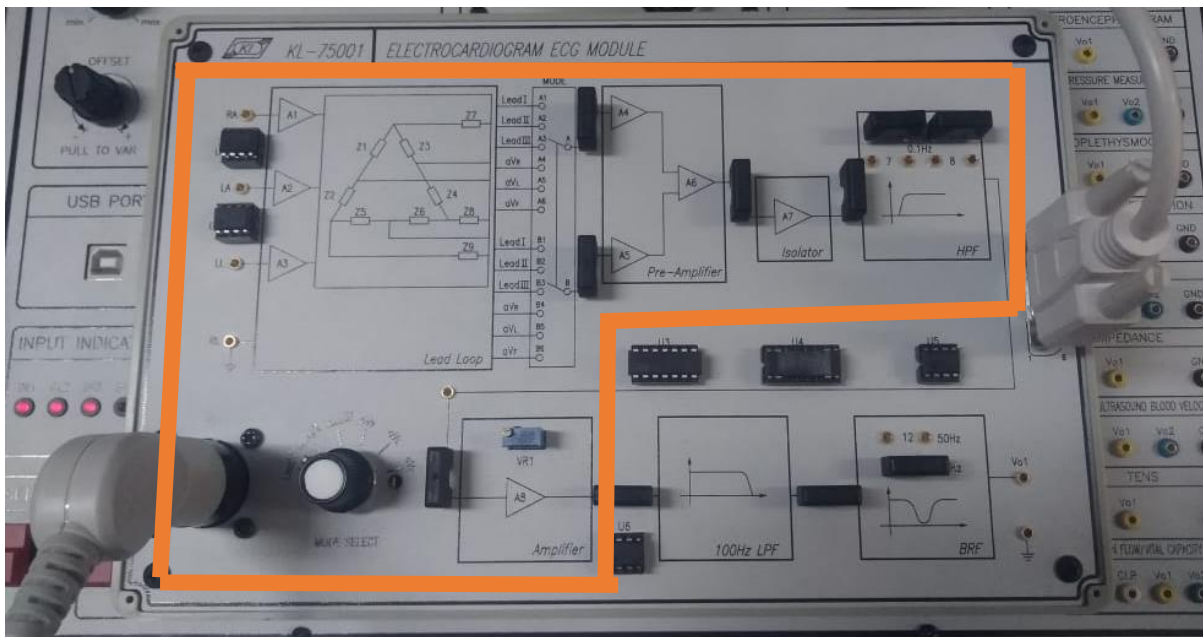


Figura 121. Módulo ECG KL-75001 de la empresa K and H products, se utiliza la señal hasta la etapa de amplificador

Esta etapa se conecta con módulo de acondicionamiento del sistema, como se muestra en la figura 122 y 123.

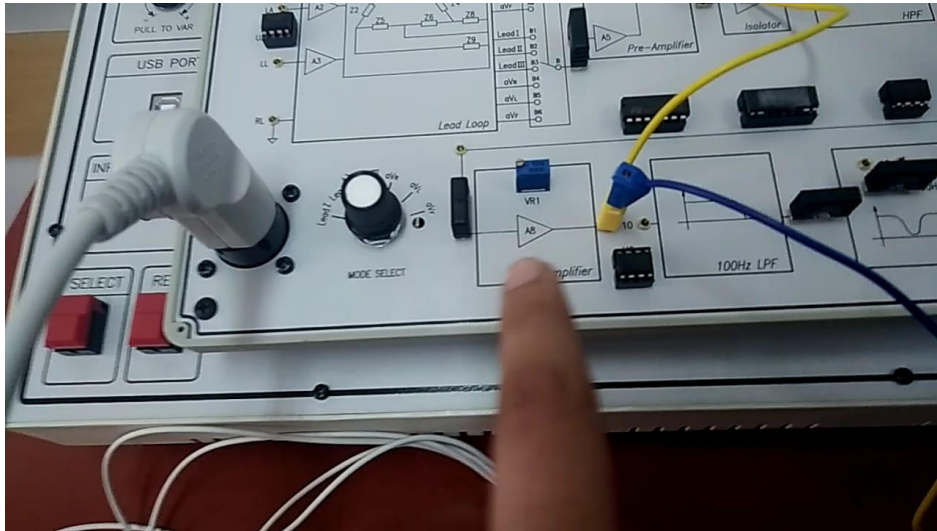


Figura 122. Módulo ECG KL-75001 de la empresa K and H products. Salida del amplificador hacia el módulo de acondicionamiento.

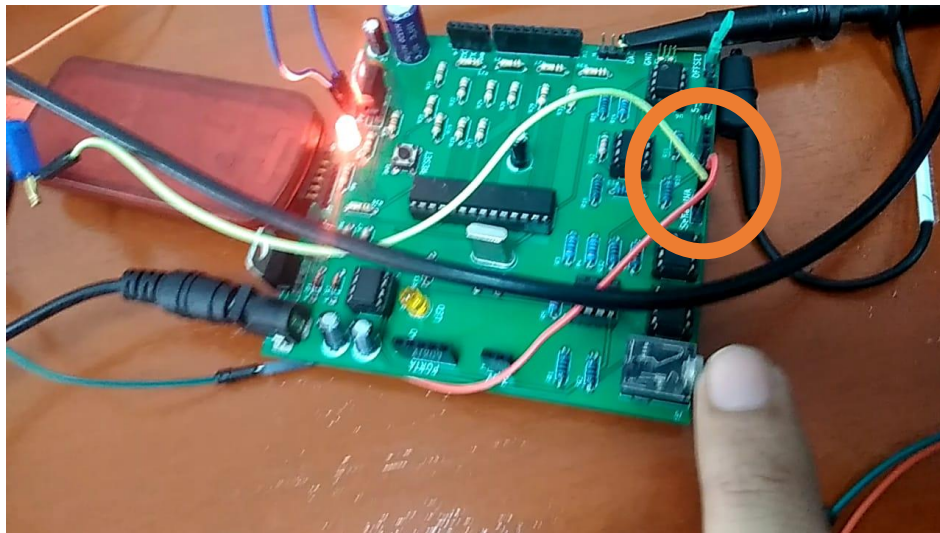


Figura 123. Implementación del sistema se une con el módulo de acondicionamiento del sistema implementado.

Para hallar el nivel de ruido de señal ECG sin filtrar y la señal ECG filtrada se utiliza el software Matlab con el cual se importan las señales obtenidas mediante el sistema, como se muestra en la figura 124 y 125.

```

dato1 = load('D:\BIBLIOTECA - NO BORRAR\Documents\MATLAB\09-10 prue bas\ECG_sinFiltrar_100HzAnalogico.mat');
Fs = 1000;
ECG_raw = (dato1.Data)/Fs;
t = (0:length(ECG_raw)-1)/Fs;
subplot(211);
plot(ECG_raw);
title('ECG RAW');

```

Figura 124. Código de señal ECG sin filtrar usando el software Matlab 2014. Autor: Propio.

```

dato2 = load('D:\BIBLIOTECA - NO BORRAR\Documents\MATLAB\09-10 prue bas\ECG_Filtrada40HzOrden130_100HzAnalogico.mat');
ECG_Fil = (dato2.Data)/Fs;
t = (0:length(ECG_Fil)-1)/Fs;
subplot(212);
plot(ECG_Fil);
title('ECG Filtrada');

```

Figura 125. Código de señal ECG filtrada usando el software Matlab 2014. Autor: Propio.

Y se muestran las dos señales como se aprecia en la figura 126.

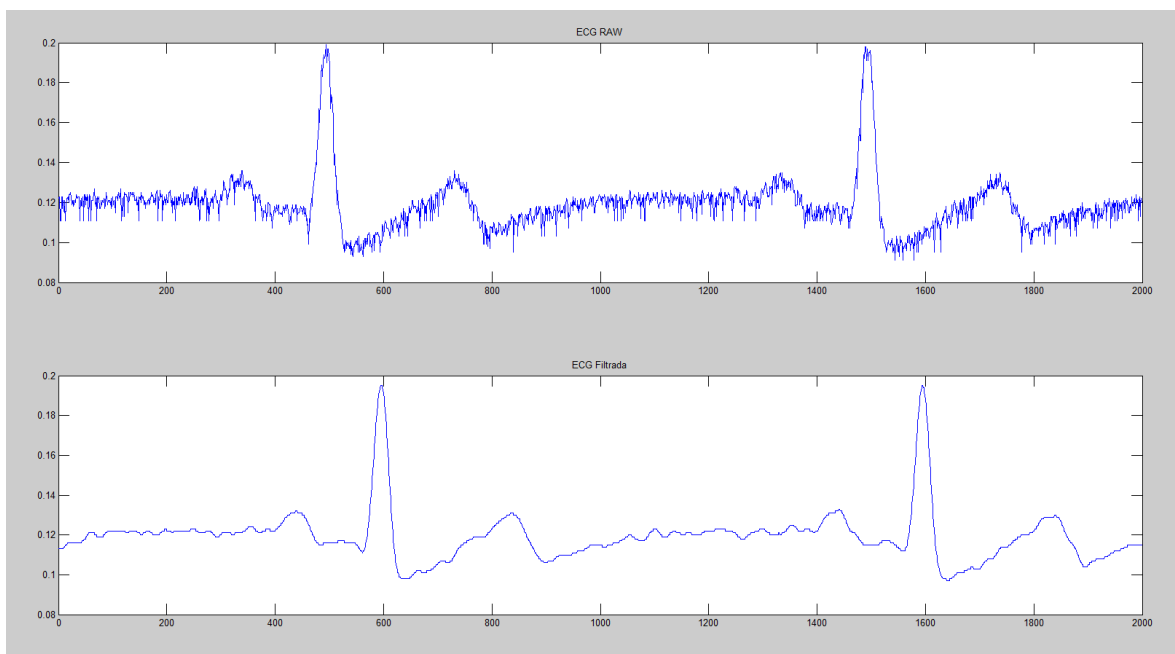


Figura 126. Señal ECG sin filtrar y señal ECG filtrada software Matlab 2014

Obteniendo el ruido de la señal ECG sin filtrar de 0.8577 y de la señal ECG filtrada de 5.0525 como se observa en la figura 127.


```

22 - ruido_senalECGraw = snr(ECG_raw)
23 - ruido_senalECGfiltrada = snr(ECG_Fil)
24

```

Command Window

```

ruido_senalECGraw =

    0.8577

ruido_senalECGfiltrada =

    5.0525

```

fx >> |

Figura 127. Código del ruido de la señal ECG filtrada y sin filtrar. Software Matlab 2014

Se filtró la señal ECG usando un filtro FIR pasa bajo de frecuencia de corte 40Hz de orden 130, obteniendo una señal ECG pésima perdiendo la información de la señal, como se muestra en la figura 128.

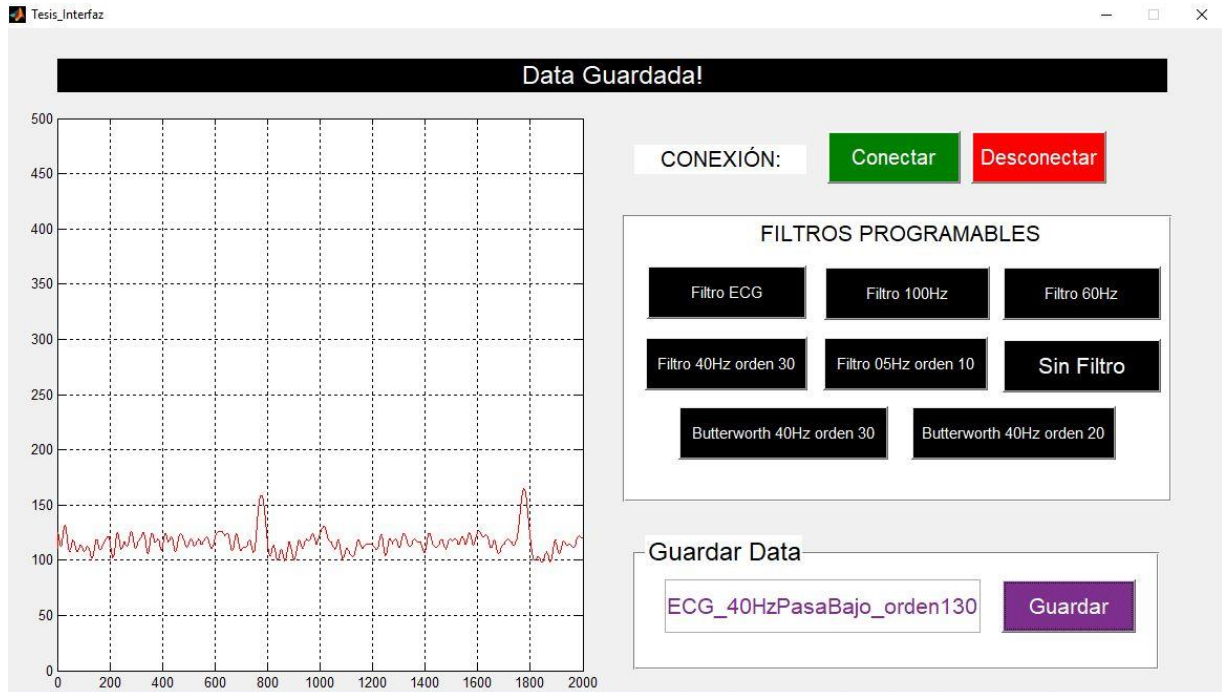


Figura 128. Señal ECG filtrada por un pasa bajo de 40 Hz de orden 130, obteniendo una señal pésima perdiendo información. Elaboración propia.

Para no perder información al filtrar la señal con un filtro digital, se filtra la señal ECG con filtro analógico pasa bajo de frecuencia de corte 100Hz de segundo orden esto debido a que se busca que el sistema opere en la banda de monitoreo de la señal ECG, rango de monitoreo entre 0.5Hz y 40Hz, y con el filtro digital del sistema se pueda filtrar la señal con un filtro FIR de 40Hz logrando trabajar en el rango deseado, además que el filtro analógico pasa bajo de corte 100 Hz ayuda a no distorsionar la señal y que se visualice una mejor señal ECG tanto en el osciloscopio como en la interfaz gráfica de usuario como se muestra en la figura 129 y 130.

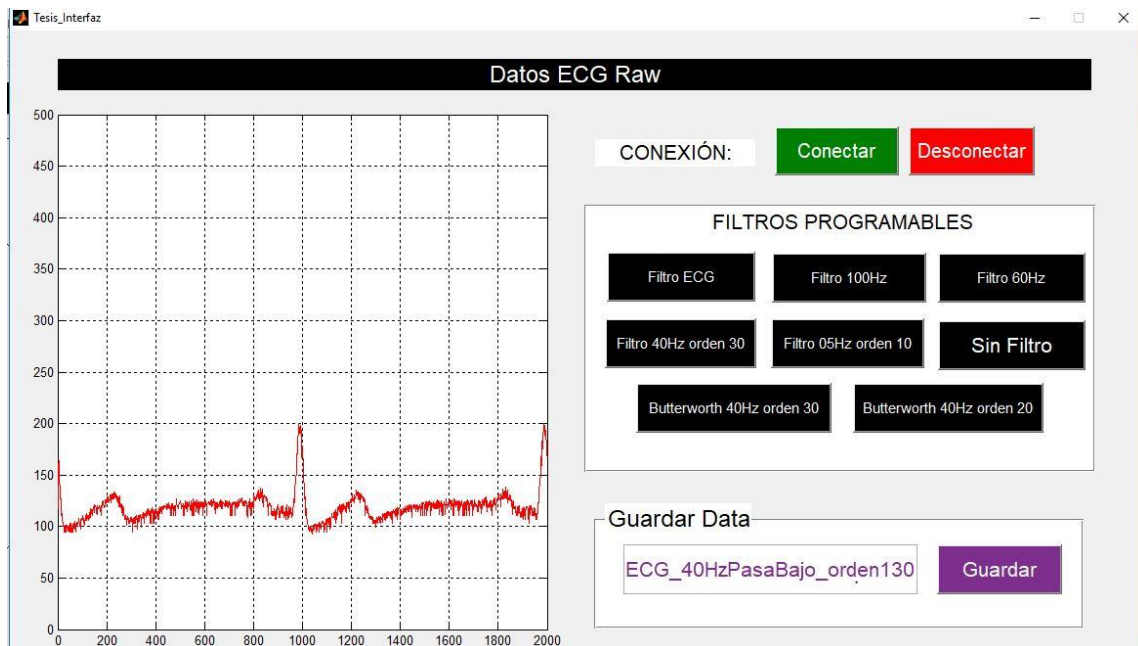


Figura 129. Señal ECG obtenida mediante el ADC, utilizando el filtro analógico pasa bajo 100 Hz. Elaboración propia.

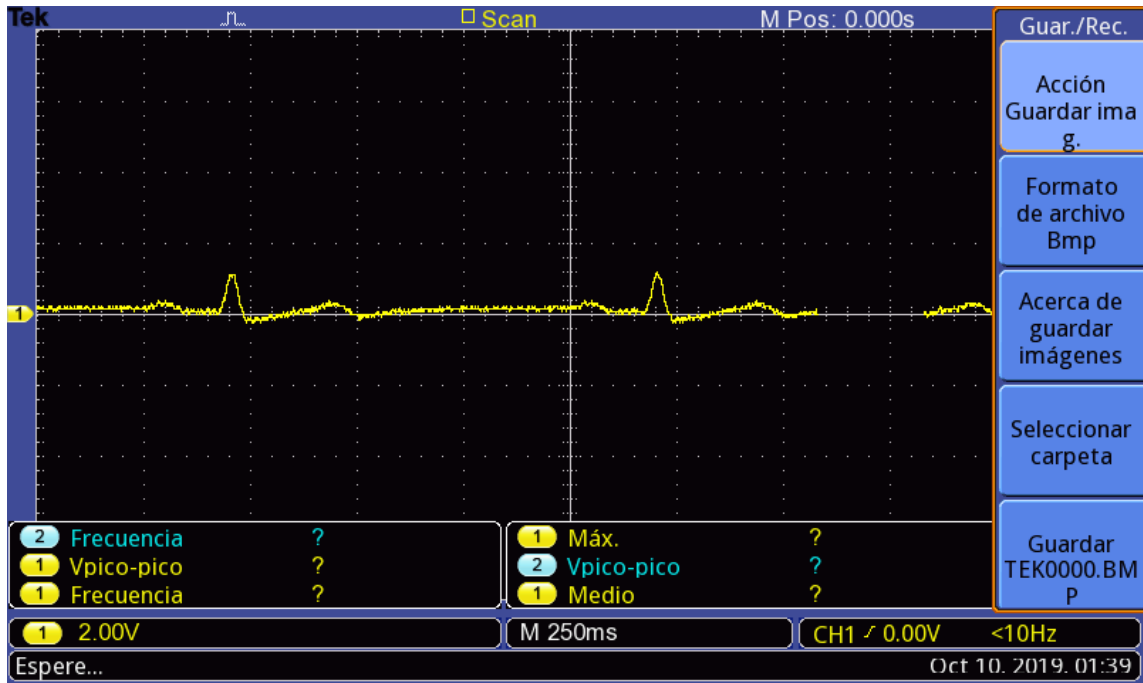


Figura 130. Señal ECG obtenida mediante el osciloscopio Tektronix, utilizando el filtro analógico pasa bajo 100 Hz. Elaboración propia.

El siguiente paso que se hizo fue filtrar la señal ECG obtenida mediante el ADC con un filtro digital FIR pasa bajo de 40Hz de orden 130, con lo cual no se perdió información de la señal ECG, como se muestra en la figura 121.

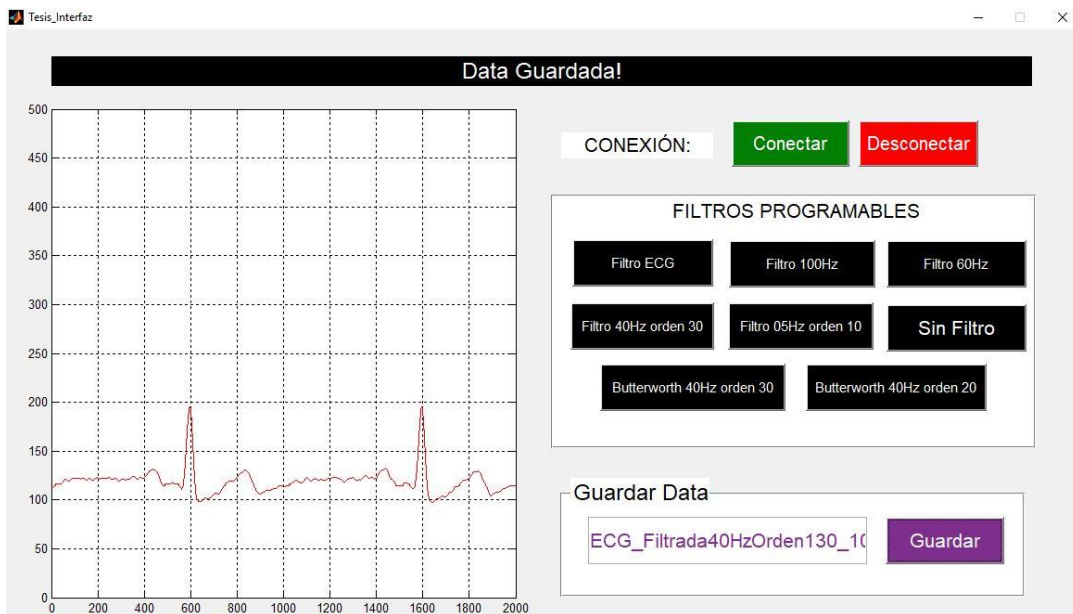


Figura 131. Señal ECG filtrada por el filtro FIR pasa bajo de 40Hz de orden 130. Elaboración propia.

En la figura 132 se muestra la FFT de la señal Filtrada con el filtro FIR pasa bajo de 40 Hz orden 130, donde se observa que el ruido de la señal ECG ha sido disminuido.

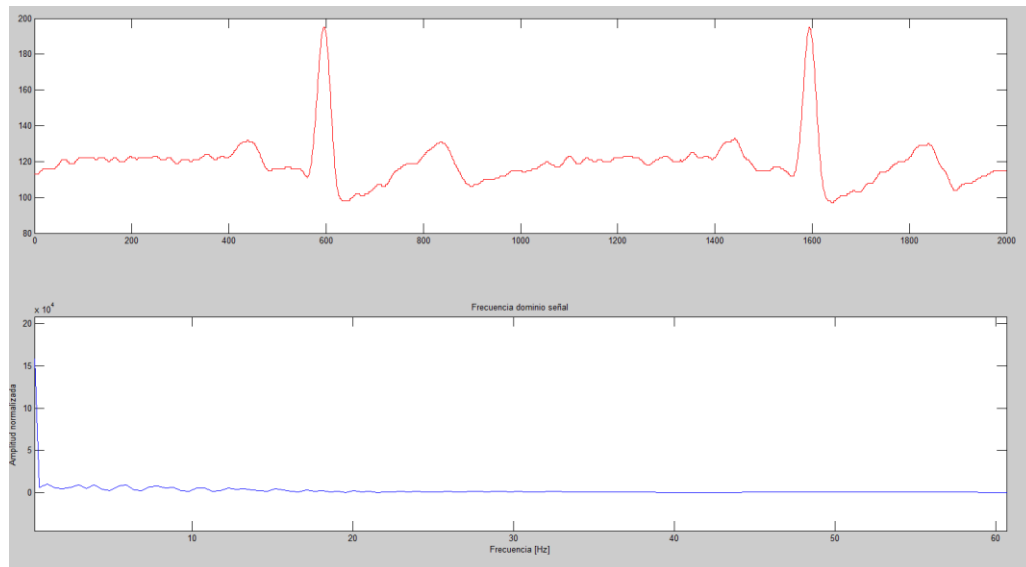


Figura 132. FFT de la señal ECG filtrada por un filtro FIR pasa bajo de 40 Hz de orden 130. Elaboración propia.

También se filtró la señal ECG mediante un filtro digital FIR pasa bajo de 100 Hz de orden 130, como se observa en la figura 133.

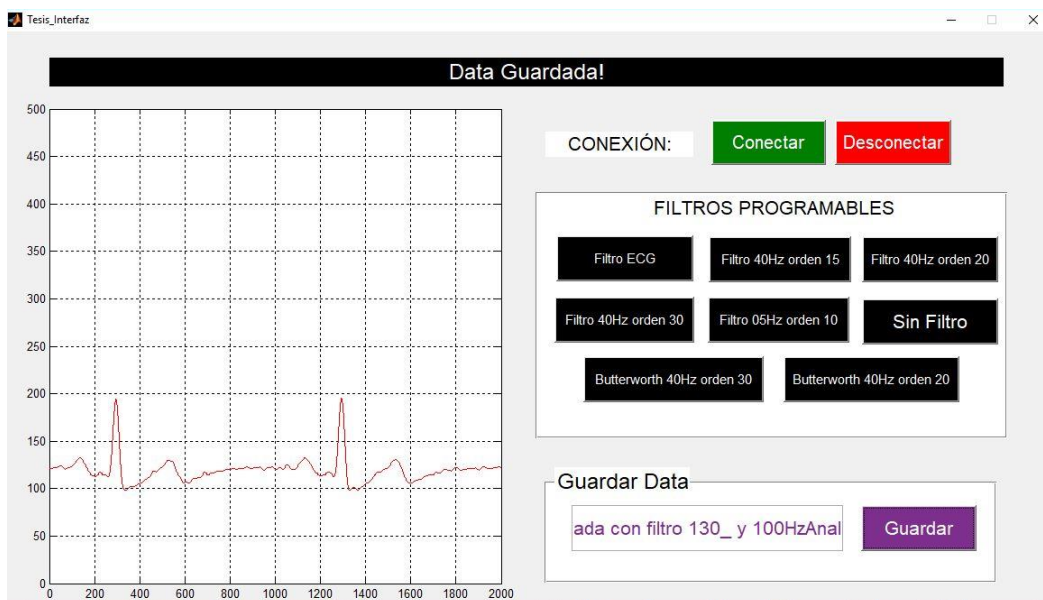


Figura 133. Señal ECG filtrada por el filtro FIR pasa bajo de 100Hz de orden 130. Elaboración propia.

Asimismo, se filtró la señal ECG usando un filtro IIR pasa bajo de 40Hz de orden 50, como se muestra en la figura 134.

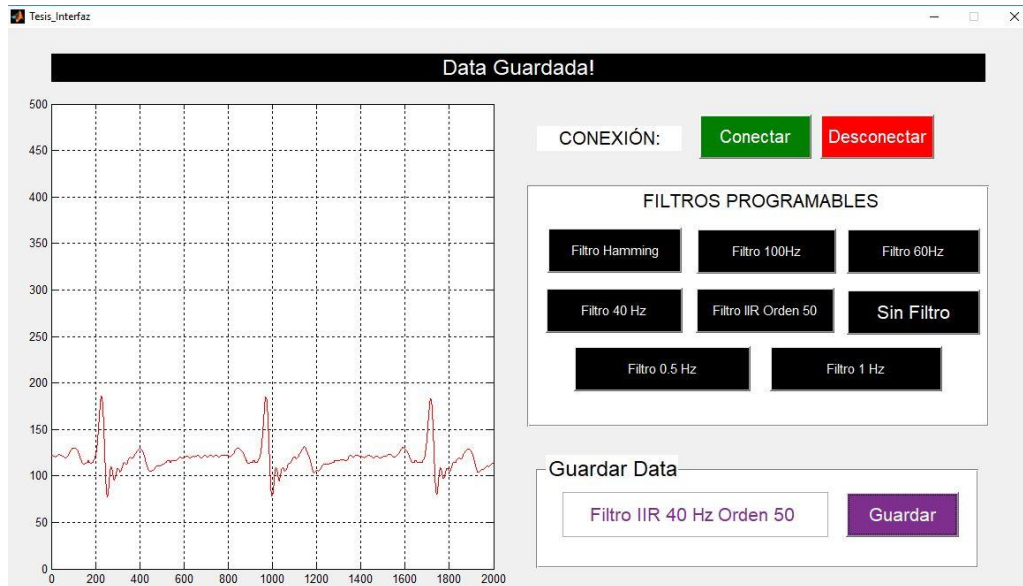


Figura 134. Señal ECG filtrada por el filtro IIR pasa bajo de 40Hz de orden 50. Elaboración propia

De la misma manera, se implementó un filtro FIR rechaza banda de 60Hz orden 50, obteniendo la señal ECG con ruido, como se muestra en la figura 135. Para reducir el ruido de la señal utilizando un filtro digital rechaza banda se necesita que sea de un orden bastante elevado.

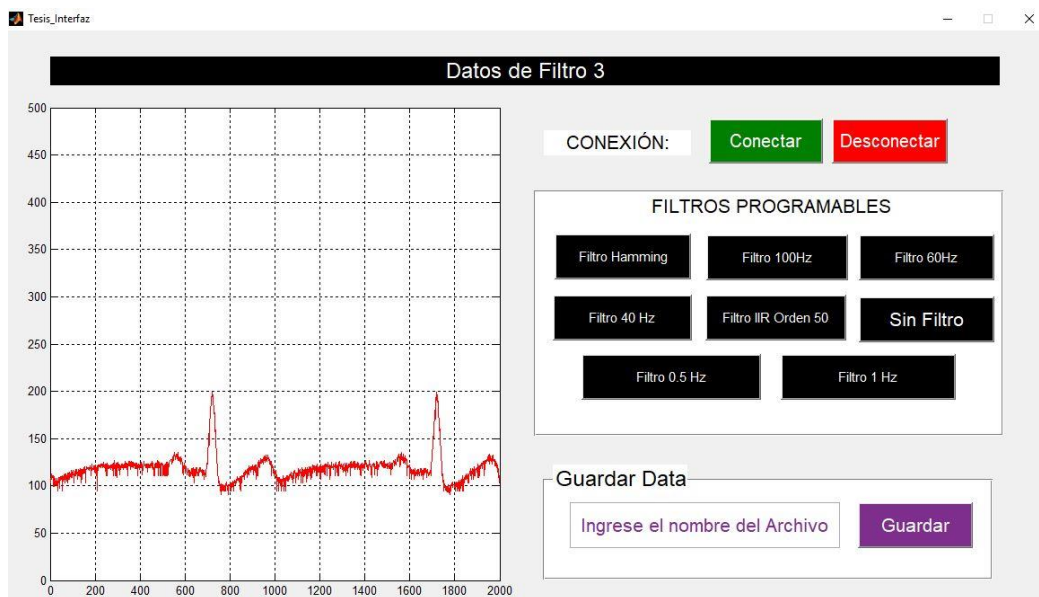


Figura 135. Señal ECG filtrada por el filtro FIR rechaza banda de 60Hz de orden 50. Elaboración propia

Los resultados obtenidos por el sistema mejoraron al utilizar un filtro analógico de 100Hz pasa bajo antes de ingresar al módulo de acondicionamiento del sistema, con lo cual se pudo filtrar la señal ECG con diferentes filtros digitales tanto pasa bajo, rechaza banda e IIR de diferentes órdenes y frecuencia de corte.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El presente informe tuvo como objetivos diseñar un sistema de adquisición programable para la implementación de filtros digitales. A partir de ello, se generan distintas conclusiones de diseño, de resultados y recomendaciones para investigaciones futuras:

- El costo del sistema es 200 soles logrando diseñar un sistema de implementación de filtros digitales de bajo costo.
- En el sistema se pueden implementar diferentes filtros digitales tanto FIR pasa bajo, FIR rechaza banda y filtros IIR hallando que el orden total de los filtros alcanza hasta los 130.
- Con la implementación del programa principal, el usuario puede configurar de 1 hasta 8 filtros digitales tanto FIR de cualquier ventaja y filtros IIR.
- El Filtro FIR rechaza banda necesita un orden bastante elevado para poder filtrar el ruido de la señal, debido a que la atenuación de un filtro FIR rechaza banda de orden 50 atenúa la señal no deseada hasta -0.2dB.
- El usuario puede almacenar 1000 o 2000 puntos de 8 bits de datos de la señal filtrada mediante los filtros digitales utilizando la interfaz gráfica de usuario, dependiendo de la configuración deseada.

Recomendaciones:

- Es recomendable que en la colocación de los electrodos se forme un triángulo rectángulo, cercano al corazón y utilizando la derivada 2 de Eithoven.
- Para la visualización de la señal ECG es preferible filtrar la señal ECG mediante un filtro analógico de pasa bajo de 100Hz, con esto no se pierde la información de señal ni se distorsiona al momento de filtrar digitalmente.

- Es preferible que el filtro digital a implementar sea pasa bajo o pasa alto, ya que el filtro rechaza banda necesitan ser de un orden elevado para poder reducir el ruido de las señales.
- Se recomienda implementar el filtro FIR más que el IIR ya que distorsiona la señal generando pérdidas en la señal y desplazamiento en la línea de base.
- Es recomendable que el usuario no se apoye o se acerque algún objeto, ya que al apoyarse o acercarse genera ruido a la señal ECG.
- Se recomienda que los filtros digitales a implementar sean diseñados mediante la herramienta Filter designer and Analysis Tool de Matlab, y los coeficientes sean exportados hacia el programa que se encuentra en desarrollo en Simulink en el bloque Programable.
- Es recomendable que el pozo a tierra del laboratorio o centro de estudios donde se realizará la prueba de obtención de ECG se encuentre en buen estado para que no genere señales parásitas en el sistema.
- Es preferible realizar la experiencia con una fuente de 9 Voltios para alimentar el sistema y el grabador para alimentar el microcontrolador.

BIBLIOGRAFÍA

1. Steven W. Smith, The Scientist & Engineer's Guide to Digital Signal Processing, Analog Device, Estados Unidos, 1999.
2. Universidad Nacional de Ingeniería, Syllabus Procesamiento Digital de Señales, <http://fiec.uni.edu.pe/images/KLIDY/telecomunicaciones/NOVENO/IT-225-Procesam.Dig.Seales.pdf>, 2019.
3. Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Syllabus Procesamiento Digital de Señales, <https://viceacademico.unmsm.edu.pe/>, 2019.
4. Universidad Tecnológica del Perú, Syllabus Procesamiento Digital de Señales, <https://www.utp.edu.pe/sites/default/files/>, 2019.
5. Mesía, Catherine (2011), Sistema de adquisición de señales biomédicas sobre FPGA, Facultad de ciencias e ingeniería. PUCP Lima.
6. Muñoz, Ricardo (2015), Diseño y simulación de Filtro IIR Butterworth sobre FPGA, Facultad de Ciencias e Ingeniería, Universidad de Ciencias y Humanidades. Lima
7. Moreta, María (2012), Laboratorio Virtual para el mejoramiento del aprendizaje de filtros digitales en DSP en la facultad de ingeniería en sistemas, electrónica e industrial, Universidad Técnica de Ambato, Ecuador.
8. Meneses, Yesid (2011), Diseño y fabricación de un módulo didáctico basado en dsPIC como herramienta de apoyo en el aprendizaje de sistemas de control digital de apoyo en el aprendizaje de sistemas de control digital con énfasis en la implementación de filtros digitales, Universidad Pontificia Bolivariana, Colombia.
9. I. Torres, Y. Padrón, Y. Hernandez, A. Taboada (2010), Implementación de Filtro FIR en sistemas programables en un chip. Univesidad Central de las Villas, Cuba.

10. Jarrín, Diego (2016), Diseño e implementación de Filtros Digitales FIR e IIR utilizando el microcontrolador XMEGA de Atmel para el tratamiento de señales de audio, Universidad politécnica Salesiana, Ecuador.
11. Rodríguez, Iñigo (2016), Filtrado digital de señal con DSP, Universidad de la Rioja, España.
12. Petrenas, Marozas, Daukantas, Lukosevicius (2010), Digital filter in hardware loop for on line ECG signal baseline wander reduction, Kaunas University of Technology, Lithuania.
13. Shubham Jain, Shashwat Pathak, Basant Kumar (2016), A Robust Design and Analysis of Analog Front-End for Portable ECG Acquisition System, Electronic Engineering, Allahabad.
14. Cañaverall Darío, Itas Alfredo (2014), Diseño y construcción de un dispositivo electrónico para la adquisición de señales bioeléctricas de ECG. Quito.
15. Paéz Eustolia (2012), Diseño y desarrollo de un sistema de monitoreo electrocardiográfico continuo y ambulatorio. México.
16. 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.
17. Córdova Fernando (2013), Desarrollo de un sistema para la evaluación de la actividad muscular mediante electrodos de superficie. Lima.
18. Ramón Areny (1993), Adquisición y distribución de señales. Barcelona. Ed. Gersa.
19. Guerrero Juan (2004), Ingeniería biomédica. Madrid. Ed Moliner
20. Bronzino Joseph (1988), The biomedical Engineering Handbook. 3ra edición. USA.
21. Mompín José (1988), Introducción a la bioingeniería. Barcelona: Ed. Marcombo.

22. 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>
23. Dr. Pozas Gerardo (2010). El electrocardiograma y su tecnología. México. Avances.
24. Wolf Stanley, Smith Richard (1973). Guías para las mediciones electrónicas y prácticas de laboratorio. Estado de México.
25. Hampton John (2003). 150 ECG Problems. New York. 2da edición, Editorial Churchill Livingstone.
26. 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>
27. 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>
28. Franco, Sergio (2002) Amplificadores operacionales. Editorial McGraw-Hill.
29. Álvarez Leydy (2007) Análisis de esquemas de filtrado para señales Electrocardiográficas. Pereira.
30. 16-bit PIC and dsPIC Microcontrollers. Microchip developer (2019). USA. [En línea] <http://microchipdeveloper.com/16bit:start>
31. 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/>
32. A/D Converter (ADC) Basics. Microchip developer (2019). USA. [En línea] <http://microchipdeveloper.com/adc:adc-basics>

33. 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>
34. Analog Devices (1999). The scientist & Engineer's Guide to Digital Signal Processing. California. Second Edition.
35. Skolnick David and Levine Noam (1997). Digital Signal Processing 101 – An introductory course in DSP system design: Part1. USA.
36. Sukittanon Somsak, Dame Stephen (2005). FIR Filtering in PSoc with application to Fast Hilbert Transform – Standard. California.
37. 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.
38. Torres, Padrón, Mohamad y Taboada (2009). Implementación de Filtros FIR Para Procesar Señales Biomédicas con PSoC.
39. Instituto Nacional de seguridad e higiene en el trabajo (1997). NTP 400: Corriente eléctrica: efectos al atravesar el organismo humano. España.
40. Analog Devices (2011). Datasheet AD620. USA. [En línea] disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad620.pdf>
41. Texas Instrumens (1997). Datasheet INA128. USA. [En línea] disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>
42. Texas Instrumens (2018). Datasheet INA121. USA. [En línea] disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina121.pdf>
43. Analog Devices (2017). LTspice XVII. USA. [En línea] disponible en: <https://www.analog.com/en/design-center/design-tools-and-calculators/ltspice-simulator.html>

44. MathWorks (2014). Matlab. USA. [En línea] disponible en:
<https://la.mathworks.com/products/matlab.html>
45. MathWorks (2014). Matlab. USA. [En línea] disponible en:
<https://la.mathworks.com/products/simulink.html>
46. Microchip (2012). Datasheet DSPIC33FJ128MC802. USA. [En línea] disponible en:
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70291g.pdf>
47. Microchip (2004). Datasheet DSPIC30F4013. USA. [En línea] disponible en:
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70138c.pdf>
48. 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>
49. Mplab Device Blocks for Simulink. Microchip developer (2019). USA. [En línea]
disponible en: <http://microchipdeveloper.com/simulink:start>
50. Analog Devices (2011). Datasheet AD660AN USA. [En línea] disponible en:
https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/adm660_8660.pdf
51. Texas Instrumens (2003). Datasheet L7805. USA. [En línea] disponible en:
<https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/LM7805.pdf>
52. Texas Instrumens (2016). Datasheet LM317. USA. [En línea] disponible en:
<http://www.ti.com/lit/ds/slvs044x/slvs044x.pdf>

GLOSARIO

1. ADC: Conversor análogo digital, dispositivo capaz de convertir una señal analógica en una señal digital.
2. Amplificadores: Componente electrónico cuya función es de incrementar corriente, tensión o señal.
3. DSPic: Microcontrolador de la unión de un CPU de 16 bits y un motor DSP, permite realizar operaciones matemáticas en un ciclo de reloj.
4. DSP: Procesador digital de señales, dispositivo que realiza procesamiento en tiempo real de señales en tiempo discreto.
5. ECG: Electrocardiograma, registro de la actividad eléctrica del corazón.
6. Filtro digital: Sistema que realiza un procesamiento matemático sobre una señal discreta.
7. FIR: Respuesta finita al impulso, tipo de filtro digital cuya respuesta de impulso es de duración finita.
8. GUI: Interfaz gráfica de usuario, conjunto de objetos e imágenes que representan información y acciones disponibles.
9. Hardware: Elementos físicos que componen un sistema.
10. Matlab: Software para el análisis y procesos de diseño usando matemáticas.
11. MCU: Microcontrolador, circuito programable capaz de ejecutar una tarea determinada.
12. Offset: Nivel de señal continua que se suma a una señal.
13. Programable: Se puede programar.
14. PDS: Procesamiento digital de señales, es el proceso matemático de una señal en un tiempo discreto.

15. Señales bioeléctricas: Reacción electroquímica que produce las células al ser excitables.
16. Simulink: Entorno de programación visual, que funciona junto con el software Matlab.
17. UART: Transmisión recepción universal asíncrona, periférico que convierte los datos recibidos en forma paralela a forma serie, con el objetivo de realizar una comunicación.

Apéndice A

Guía del Sistema

Para acceder a la investigación se debe ingresar al siguiente enlace:

<https://github.com/WelsTheory/Repositorio-de-Tesis> o agregar el enlace ssh:

`git@github.com:WelsTheory/Repositorio-de-Tesis.git` para poder hacer un fork a la investigación.

En la investigación encontrarás los siguientes archivos:

WelsTheory Merge branch 'master' of https://github.com/WelsTheory/Repositorio-de-...		Latest commit 533f6e9 6 minutes ago
📁 Carpeta de Pruebas	Repositorio de Tesis, ordenado y actualizado	2 hours ago
📁 Demo SAQD_ECG	Ejemplos y Framework del sistema	37 minutes ago
📁 Ejemplos	Ejemplos y Framework del sistema	37 minutes ago
📁 Framework	Ejemplo de programa principal.x	35 minutes ago
📄 README.md	Descripción del repositorio	9 minutes ago
📄 Tarjeta de Adquisición de investigación.png	Foto del sistema de investigación	8 minutes ago

- Carpeta de pruebas: En esta carpeta se encuentran todos los ejemplos realizados antes de obtener el trabajo final
- Demostración SAQD_ECG: En esta carpeta se encuentra el programa principal de la tesis, desde el diseño de hardware de la investigación hasta el programa final con su interfaz gráfica.
- Ejemplos: En esta carpeta se encuentran diferentes ejemplos que se han unido con el sistema.
 - ✓ Downsamplin, para obtener otro tiempo de muestreos.
 - ✓ Filtros butterworth, para s realizar prueba con los filtros butterworth y la investigación.
 - ✓ Filtros de 1er orden, son filtros sencillos de 1er orden para realizar prueba con la investigación
 - ✓ Sistema con tres filtros, es el programa principal con sólo 3 filtros.

- ✓ Sistema con un único filtro, es el programa principal con un único filtro. Estos programas son ejemplos para modificar el bloque Programable del programa principal.
- Framework: En esta carpeta se encuentra una copia del programa principal de la investigación, esto para poder modificar este programa sin necesidad de causar un error en el demo de la investigación.

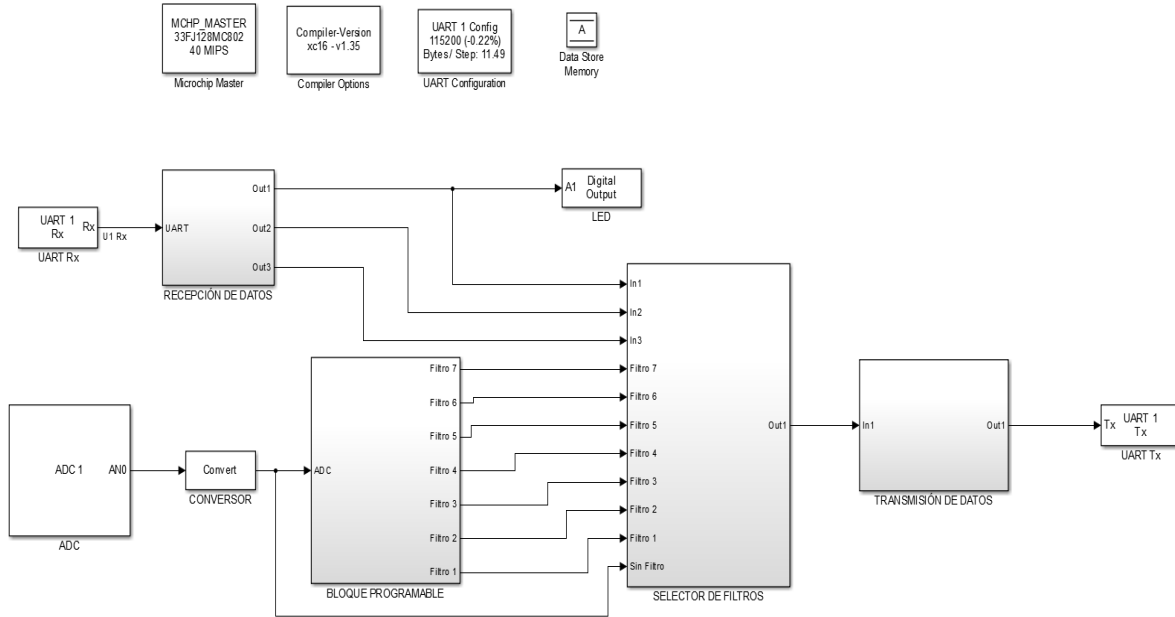
Requisitos:

Es necesario tener instalado los siguientes programas:

- [Matlab](#) - La versión 2014 o superior
 - [XC16](#) - El compilador XC16 para generar el programa del microcontrolador
 - [Device Blocks for Simulink](#) - Herramienta para operar con Microchip en Simulink
- También es necesario tener la tarjeta de adquisición de la investigación para poder trabajar con el sistema. Los archivos de la tarjeta se encuentran en la carpeta Demo SAQD_ECG/Diseño Hardware_KiCad

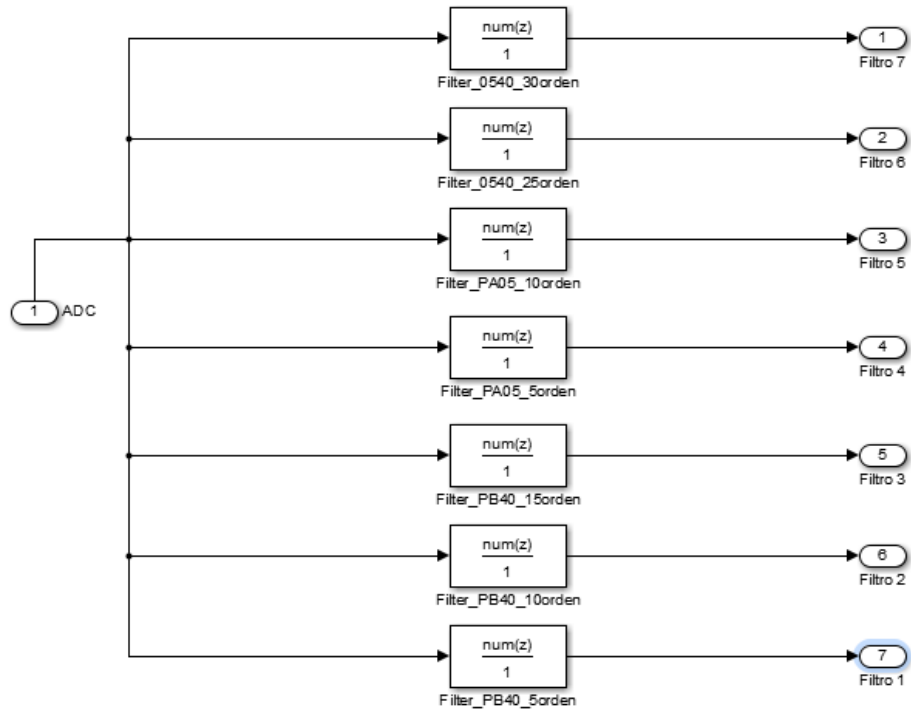
Primeros pasos para programar el microcontrolador:

1) Abrir el programa Tesis_Simulink.slx que se encuentra en la carpeta Demo SAQD_ECG para visualizar el programa completo y principal de la investigación:

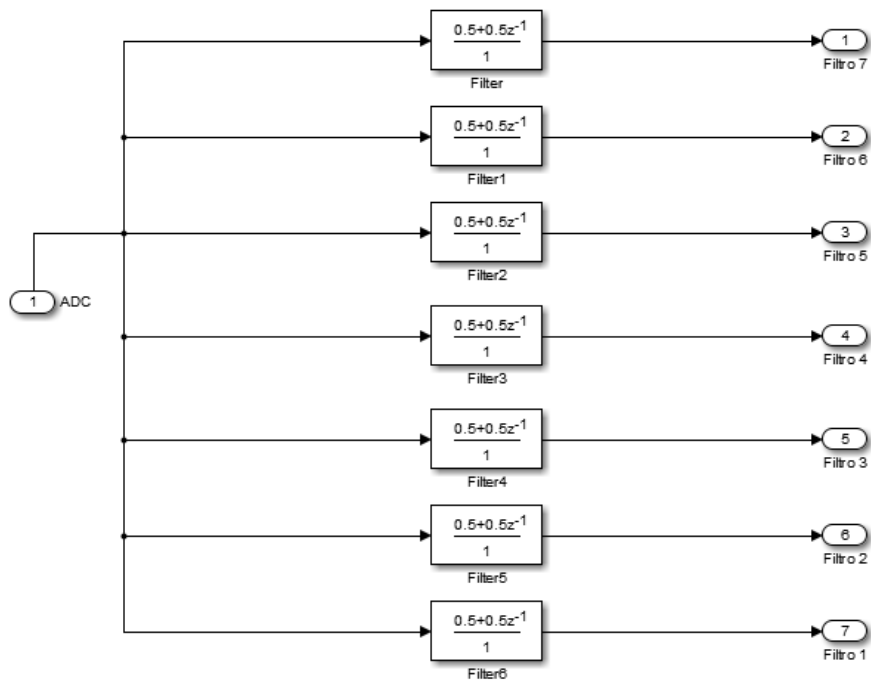


Este es programa del proyecto el cual puedes probar en la tarjeta de investigación. Sin embargo, para agregar o modificar varias configuraciones del programa te recomiendo ver la carpeta Framework donde encuentras el mismo programa listo para modificaciones.

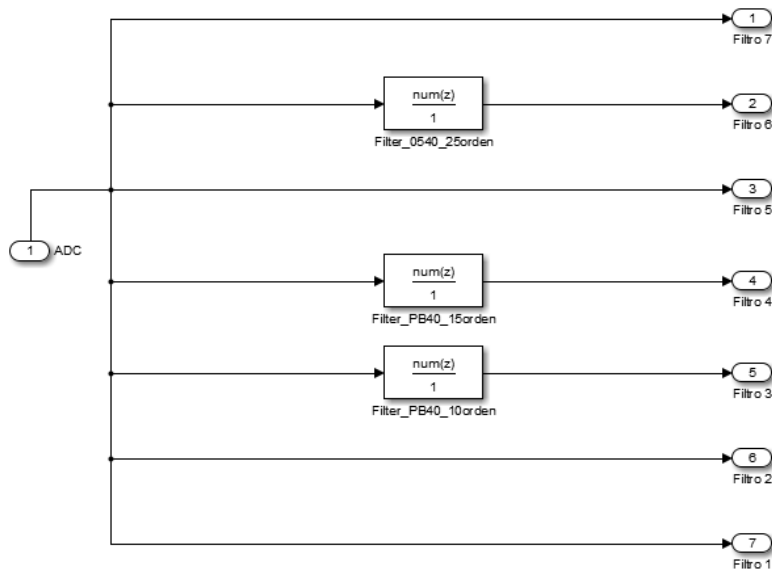
2) En el bloque Programable se modifican los filtros digitales, agregando cambio o modificando los filtros digitales:



Por unos nuevos filtros:



O eliminar algunos filtros:



En la carpeta Ejemplos del repositorio, puedes encontrar más ejemplos de diferentes filtros que se pueden utilizar o cambiar en el bloque Programable:

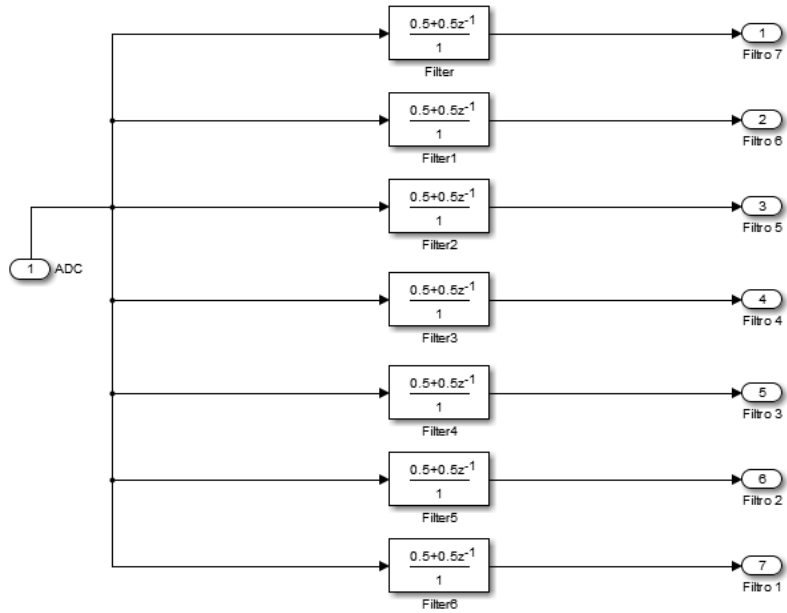
Branch: master [Repositorio-de-Tesis / Ejemplos /](#) [Create new file](#) [Upload files](#) [Find file](#) [History](#)

WelsTheory Ejemplos y Framework del sistema Latest commit d9e0f20 an hour ago

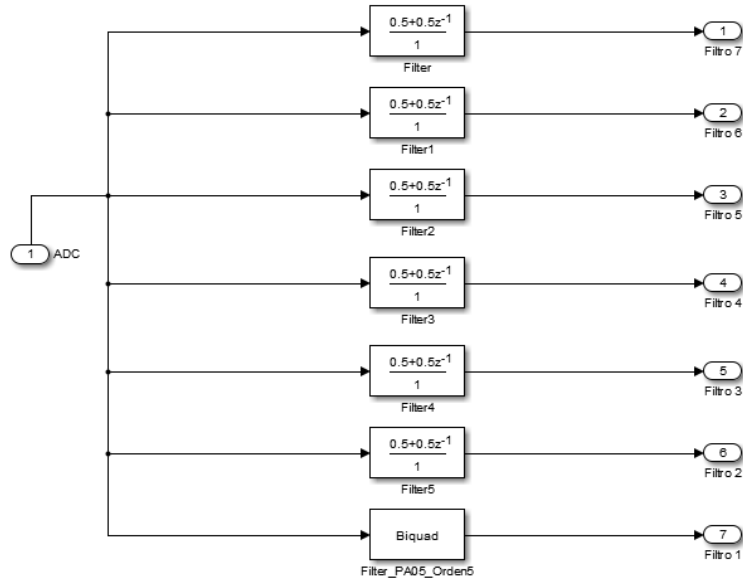
- ..
- [Downsamplin](#) Ejemplos y Framework del sistema an hour ago
- [Filtros Butterworth](#) Ejemplos y Framework del sistema an hour ago
- [Filtros de 1er orden](#) Ejemplos y Framework del sistema an hour ago
- [Sistema con tres filtros](#) Ejemplos y Framework del sistema an hour ago
- [Sistema con un unico filtro](#) Ejemplos y Framework del sistema an hour ago

Nota: Estos son algunos de los filtros obtenidos por la herramienta de Matlab.

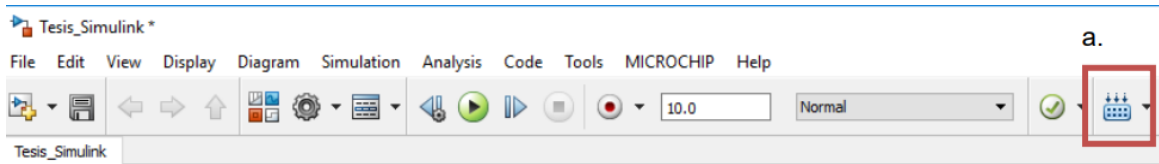
3) Para cambiar los filtros es tan sencillo como copiar el bloque de filtro deseado y pegarlo en el bloque programable, reemplazando el filtro digital anterior por el nuevo filtro digital:



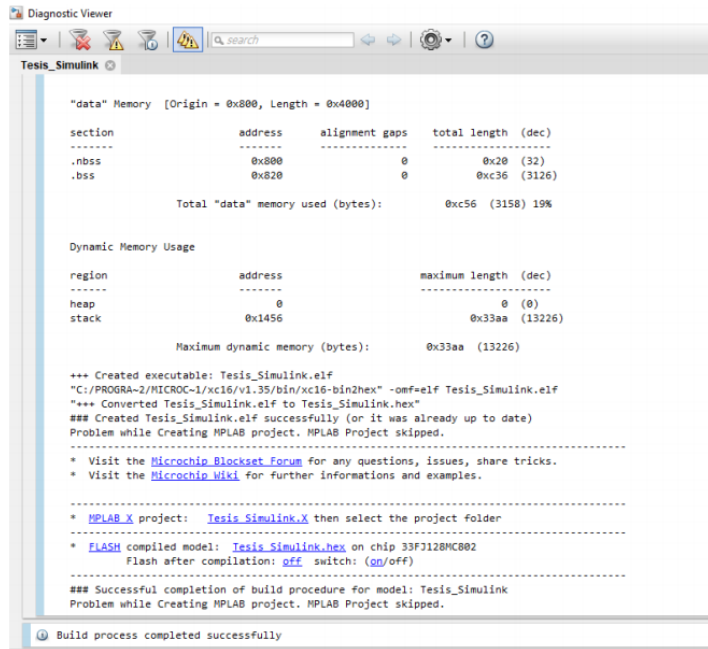
Cambiando el nuevo filtro:



4) Se guarda el programa y se comienza a compilar, como se muestra en la figura de abajo.



5) Generando así un archivo .Hex que se guardará en el microcontrolador:



6) Generado este archivo se graba en el sistema para la obtención de señales ECG.

Nota: Recordar que para este poder modificar el programa y los filtros es necesario tener una versión de Matlab 2014 o superior, así como tener instalado el Compilador XC16 de Microchip y Mplab 16-bit Device Blocks for Simulink v3.37 Released. Forum Microchip

Apéndice B

Norma Técnica del Sistema

El objetivo de la presente Norma es establecer los niveles mínimos de calidad para el buen funcionamiento del sistema y que operen bajo los niveles requeridos del sistema.

1) Disposiciones generales:

Se plantean los aspectos, parámetros e indicadores sobre la calidad del buen funcionamiento del sistema.

- Para el buen funcionamiento el sistema requiere un voltaje de alimentación en el rango de 9V a 12V con 1A máximo de corriente.
- El pozo a tierra del local o lugar donde se utiliza el sistema debe tener una resistencia menor o igual de 5 ohmios, esto para garantizar que las energías parasitas no influyan sobre el sistema.
- Para el módulo de prueba se recomienda utilizar los electrodos 3M 2228 los cuales son desechables y de AgCl.
- Para el módulo de pruebas de la señal ECG se debe utilizar un cable apantallado para obtener una buena señal.
- Adquirir los equipos de osciloscopio con un ancho de banda mínimo de 100MHz y de dos canales para poder visualizar la señal obtenida.
- La señal agregada al módulo de acondicionamiento de señal no debe tener una amplitud máxima a 3V para que esté dentro de los rangos de referencia del ADC.
- El microcontrolador puede ser programado por un Pickit 3, además el voltaje de alimentación está en el rango entre 3.3V y 3.6V.
- Para la comunicación del sistema es requerido obtener un USB Serial TTL.