



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

CAPTURA Y MONITORIZACIÓN DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS DEL MÚSCULO BICEPS

CAPTURE AND MONITORING A MYOELECTRIC SIGNALS FROM THE BICEPS MUSCLE

Autor/es

Alberto Segarra Español

Director/es

Jesús Ponce de León Vázquez

Escuela Universitaria Politécnica La Almunia
2019



**Escuela Universitaria
Politécnica - La Almunia**
Centro adscrito
Universidad Zaragoza

**ESCUELA UNIVERSITARIA POLITÉCNICA
DE LA ALMUNIA DE DOÑA GODINA (ZARAGOZA)**

MEMORIA

**CAPTURA Y MONITORIZACIÓN DE
SEÑALES MIOELÉCTRICAS DEL MÚSCULO
BICEPS**

**CAPTURE AND MONITORING A
MYOELECTRIC SIGNALS FROM THE
BICEPS MUSCLE**

424.17.62

Autor: Alberto Segarra Español
Director: Jesús Ponce de León Vázquez
Fecha: Noviembre 2019

ÍNDICE DE CONTENIDO

1.	Resumen	7
2.	Abstract	8
3.	Introducción	9
4.	Objetivo	10
5.	Estado del arte	11
5.1.	Antecedentes	11
5.1.1.	Sensor EMG DFRobot	11
6.	Marco teórico	13
6.1.	Electromiografía o emg	13
6.1.1.	Señales mioeléctricas	14
6.2.	Fisiología muscular	14
6.2.1.	Características generales de los músculos	15
6.2.2.	Tejido muscular	15
6.3.	Mecanismo muscular de la contracción muscular	17
6.3.1.	Mecanismo molecular de la contracción muscular	18
6.3.2.	Origen de las señales mioeléctricas	iError! Marcador no definido.
6.4.	Fisiología electrónica	19
6.4.1.	Sistema de adquisición de señales EMG	20
6.4.2.	Preprocesamiento	22
6.4.3.	Sistema de acondicionamiento	23
6.4.4.	Sistema de procesamiento	25
7.	Marco metodológico	26
7.1.	Diagrama de bloques	26
7.2.	Etapa de adquisición	27
7.2.1.	Selección de los electrodos	27
7.3.	Etapa de adquisición	27
7.3.1.	Selección de los electrodos	iError! Marcador no definido.
7.3.1.1.	Circuito de la etapa de amplificación	29
7.3.1.2.	Simulación en NI multisim	29
7.3.1.3.	Simulación en osciloscopio	30

7.3.2.	Filtro paso alto	31
7.3.2.1.	Cálculos	31
7.3.2.2.	Circuito	33
7.3.2.3.	Simulación NI multisim	34
7.3.2.4.	Simulación en osciloscopio	36
7.3.2.5.	Diagrama de Bode	37
7.3.2.6.	Diagrama de fase	38
7.3.3.	Filtro pasa bajas	38
7.3.3.1.	Cálculos	39
7.3.3.2.	Circuito	41
7.3.3.3.	Simulación en NI multisim	41
7.3.3.4.	Simulación en osciloscopio	43
7.3.3.5.	Diagrama de Bode	44
7.3.3.6.	Diagrama de fase	45
7.1.2.	Filtro Notch	46
7.1.2.1.	Cálculos	46
7.1.2.2.	Circuito	47
7.1.2.3.	Simulación en NI multisim	48
7.1.2.4.	Simulación en osciloscopio	50
7.1.2.5.	Diagrama de Bode	51
7.1.2.6.	Diagrama de fase	52
7.2.	Etapas de acondicionamiento	52
7.2.1.	Rectificación de media onda	52
7.2.1.1.	Cálculos	53
7.2.1.2.	Circuito	54
7.2.1.3.	Simulación en multisim	54
7.2.1.4.	Simulación en osciloscopio	54
7.3.	Etapas de procesamiento	55
7.3.1.	Código de Arduino	55
7.4.	Diseño PCB	56
7.4.1.	Esquema electrónico	57
7.4.2.	Diseño de pistas	58
7.4.3.	Diseño placa pcb	59
7.4.4.	PCB en 3D	60
7.4.5.	Código de Arduino	iError! Marcador no definido.



8.	Resultados	62
9.	Lista de materiales	63
10.	Trabajos futuros	64
11.	Conclusiones	65
12.	Referencias bibliográficas	66
13.	bibliografía	iError! Marcador no definido.

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Presentación sobre la inteligencia artificial	9
Ilustración 2. Sensor EMG, lanzado por DFRobot y OYMotion [2].....	11
Ilustración 3. Tabla de especificaciones del sensor EMG [2]	12
Ilustración 4. Relación entre el sistema nervioso central, periférico y el músculo. [1]	13
Ilustración 5. Sistema Osteoartromuscular [4].....	14
Ilustración 6. Contracción del músculo bíceps [5].....	15
Ilustración 7. Tejido muscular estriado esquelético [3]	15
Ilustración 8. Tejido muscular liso [3]	16
Ilustración 9. Tejido muscular cardíaco [3]	16
Ilustración 10. Células correspondientes a cada músculo [3]	17
Ilustración 11. Miofilamentos de actina superpuestos [6]	19
Ilustración 12. Electrodo superficial de Ag/AgCl.....	20
Ilustración 13. Tipología de filtro, frecuencia de corte y artefacto	23
Ilustración 14. En la gráfica superior se muestra la señal de entrada y de salida; En la gráfica inferior se muestra únicamente la señal obtenida a la salida del rectificador de media onda.....	24
Ilustración 15. Diagrama de un ADC [2]	25
Ilustración 16. Diagrama de bloques representativos del proceso adquisitivo de la señal EMG.	26
Ilustración 17. Electrodo superficial Ag/ClAg	27
Ilustración 18. Configuración de pines del amplificador operacional INA 114....	28
Ilustración 19. Circuito de la etapa de amplificación.	29
Ilustración 20. Simulación en multisim de la etapa de amplificación.	30
Ilustración 21. Ondas obtenidas en el osciloscopio de la etapa de amplificación	30

Ilustración 22. Filtro paso alto activo de segundo orden Sallen Key. [5]	31
Ilustración 23. Valores de las constantes Q y K para el diseño de filtros. [5].....	32
Ilustración 24. Filtro paso alto Sallen Key en cascada de cuarto orden.	34
Ilustración 25. Señal de salida del filtro paso alto a 100Hz	34
Ilustración 26. Señal de salida del filtro paso alto a 20Hz.	35
Ilustración 27. Señal de salida del filtro paso alto a 10Hz.	35
Ilustración 28. Señal de salida del filtro paso alto a 100Hz	36
Ilustración 29. Señal de salida del filtro paso alto a 20Hz.	36
Ilustración 30. Señal de salida del filtro paso alto próximo a 10Hz.	37
Ilustración 31. Diagrama de Bode correspondiente a un filtro paso alto.	37
Ilustración 32. Diagrama de fase correspondiente a un filtro paso alto.....	38
Ilustración 33. Filtro paso bajo activo de segundo orden Sallen Key. [5]	39
Ilustración 34. Filtro paso bajo Sallen Key en cascada de cuarto orden.	41
Ilustración 35. Señal de salida del filtro paso bajo a 200Hz.	41
Ilustración 36, Señal de salida del filtro paso bajo a 500Hz.	42
Ilustración 37. Señal de salida del filtro paso bajo a 700Hz.	42
Ilustración 38. Señal de salida del filtro paso bajo a 300Hz.	43
Ilustración 39. Señal de salida del filtro paso bajo a 500Hz.	43
Ilustración 40. Señal de salida del filtro paso bajo a 1 KHz.	44
Ilustración 41. Diagrama de Bode correspondiente a un filtro paso bajo.....	44
Ilustración 42. Diagrama de fase correspondiente a un filtro paso bajo.....	45
Ilustración 43. Filtro rechaza banda activo de segundo orden MFB. [5]	46
Ilustración 44. Filtro rechaza banda activo de segundo orden MFB.	48
Ilustración 45. Señal de salida del filtro rechaza banda a 45 Hz.	48
Ilustración 46 Señal de salida del filtro rechaza banda a 50 Hz.	49
Ilustración 47. Señal de salida del filtro rechaza banda a 56 Hz.	49

Ilustración 48. Señal de salida del filtro rechaza banda a 45 Hz.	50
Ilustración 49. Señal de salida del filtro rechaza banda a 50 Hz.	50
Ilustración 50. Señal de salida del filtro rechaza banda a 56 Hz.	51
Ilustración 51. Diagrama de Bode de un filtro rechaza banda.	51
Ilustración 52. Diagrama de fase de un filtro rechaza banda.....	52
Ilustración 53. Rectificador de precisión de media onda. [5].....	53
Ilustración 54. Circuito correspondiente a un rectificador de precisión de media onda positiva.	54
Ilustración 55. Señal de entrada y de salida correspondiente a un rectificador de precisión de media onda positivo.	54
Ilustración 56. Señal de entrada y de salida correspondiente a un rectificador de precisión de media onda positivo, obtenidas mediante osciloscopio.	55
Ilustración 57. Código en IDE Arduino, de la conversión a digital, de la señal analógica de entrada.	56
Ilustración 58. Circuito electrónico correspondiente al sistema completo de adquisición y pre-procesamiento de señales EMG.....	57
Ilustración 59. Distribución de los componentes sobre la placa.	58
Ilustración 60. Top-Layer con las pistas conectadas.....	59
Ilustración 61. bottomLayer con las pistas de alimentación.	59
Ilustración 62. Top-Layer acabado final.....	60
Ilustración 63. bottomLayer acabado final.....	60
Ilustración 64. Placa PCB en 3D	61
Ilustración 66. Representación de tres contracciones voluntarias mediante el osciloscopio.	62
Ilustración 67. Contracciones musculares representadas en serial plotter de Arduino	62

1. RESUMEN

El presente proyecto trata del estudio y diseño de un sistema de adquisición, capaz de detectar señales mioeléctricas procedentes especialmente del músculo bíceps.

El alcance del sistema de adquisición, plantea adquirir y trabajar con señales caracterizadas con rangos de frecuencias que van desde 20 Hz hasta los 500 Hz.

La amplitud de la señal estará limitada por un rango de 0 a 5 V adaptándose a la tensión de referencia del microcontrolador.

El diseño se basó en un microcontrolador ATmega328P, de la placa de Arduino, aprovechando su velocidad de procesamiento y su convertidor analógico digital.

El sistema en cuestión plantea brindar con un sistema de bajo costo, capaz de demostrar que la electrónica brinda un papel importante en la actualidad, pudiendo ser compatible con el ser humano.

2. ABSTRACT

This project deals with the study and design of an acquisition system, capable of detecting myoelectric signals coming especially from the biceps muscle.

The scope of the acquisition system, involves acquiring and working with signals characterized with frequency ranges from 20 Hz to 500 Hz.

The amplitude of the signal will be limited by a range of 0 to 5 V adapting to the reference voltage of the microcontroller.

The design was based on an ATmega328P microcontroller, from the Arduino board, taking advantage of its processing speed and its digital analog converter.

The system in question proposes to provide a low-cost system, capable of demonstrating that electronics play an important role today, being able to be compatible with the human being.

3. INTRODUCCIÓN

En la Comunidad Europea, las cifras de incidencias de amputaciones anuales en miembros superiores son elevadas, incrementando estas cifras cuando hablamos de amputaciones traumáticas.

Por necesidad y por razones simplemente estéticas, se ha tratado a lo largo de la historia estudiar mecanismos cada vez más avanzadas, que permitan desempeñar las mismas funciones biológicas.

Fue entonces cuando, en el año 1890, Marey realizó el primer registro real de la actividad eléctrica introduciendo el término electromiografía, y en 1922 Gasser y Erlanger mostraron señales eléctricas musculares a través de un osciloscopio. [1]

Hoy en día la electrónica juega un papel muy importante en el mundo de la biomedicina, ya que es una herramienta que aporta avances técnicos vitales para llevar a cabo la mejora de calidad de vida de los pacientes.

Una de las aportaciones que ofrece la electrónica consiste en el diagnóstico de los potenciales de acción producidos por la excitación de las fibras musculares.

En la actualidad, las dos técnicas más utilizadas para el diagnóstico de las señales electromiográficas son: superficiales e intramusculares; las cuales permiten desarrollar un sistema de diagnóstico eficaz e innovador.

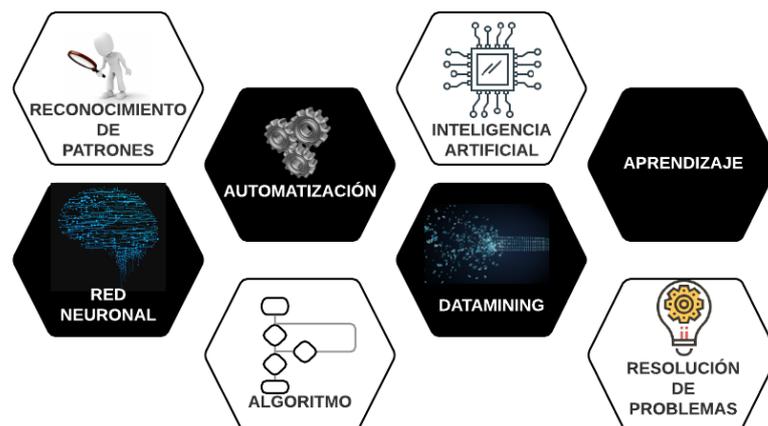


Ilustración 1. Presentación sobre la inteligencia artificial

4. OBJETIVO

El objetivo consiste en mostrar la activación muscular, mediante electrodos superficiales colocados en el músculo bíceps proporcionando información.

El presente trabajo propone el desarrollo de una interface acondicionadora de señales mioeléctricas, en especial señales procedentes del músculo bíceps, completando el procesamiento de estas señales con un fin docente sobre el estudiante en el campo de la ingeniería.

EL objetivo principal es el diseño de un sistema de acondicionamiento de señales mioeléctricas, compuesto de las siguientes etapas:

- Adquisición de la señal EMG mediante electrodos superficiales.
- Acondicionamiento de la señal (amplificación, filtrado y rectificación) mediante un sistema analógico.
- Conversión Analógico/Digital, con el fin de visualizar las señales mioeléctricas en nuestro PC.
- Aplicación como equipo didáctico para la realización de prácticas en distintas asignaturas como ingeniería electrónica, biomédica ...

La dificultad se establece en adquirir datos procedentes de las señales musculares, pudiendo diferenciar el reposo de la contracción.

5. ESTADO DEL ARTE

El estado del arte refleja toda la información previa utilizada existente en el mundo científico hasta día de hoy.

5.1. ANTECEDENTES

5.1.1. *Sensor EMG DFRobot*

El sensor analógico lanzado por DFRobot y OYMotion puede detectar la actividad muscular y neuronal mediante la detección de señales EMG. Un circuito de amplificación y filtrado proporciona a la salida una señal analógica entre 0 y 3 V. Fabricado con el objeto de aplicarse a interacciones humano-máquina, tanto en sistemas médicos como en sistemas de control y sin uso de electrodos invasivos.

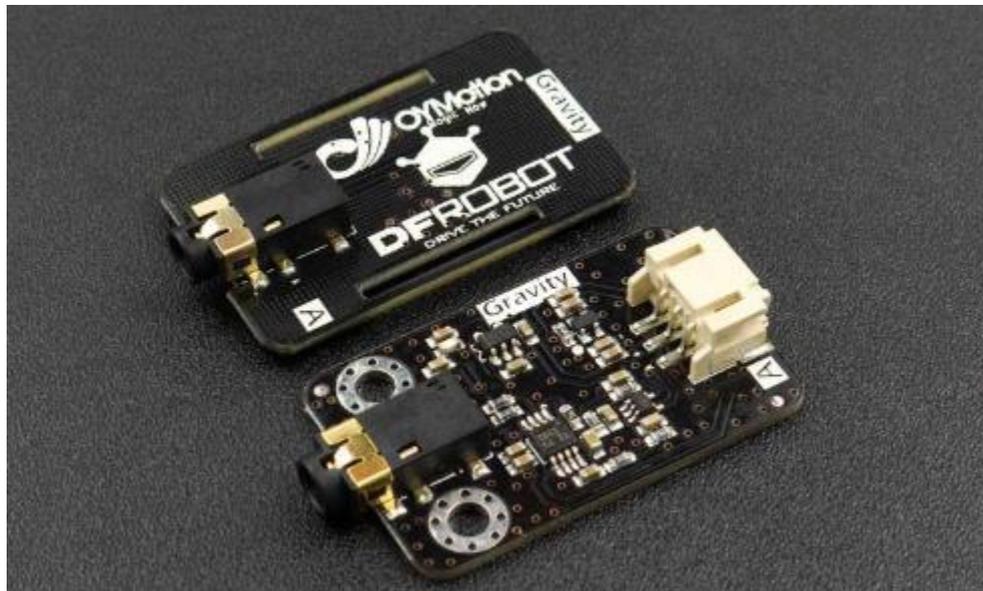


Ilustración 2. Sensor EMG, lanzado por DFRobot y OYMotion [2]

La siguiente tabla muestra las características técnicas del sensor:

ESPECIFICACIONES	
Voltaje de suministro	+ 3.3V a 5.5V
Corriente de suministro	>20Ma
Voltaje de funcionamiento	+ 3.0V
Rango de detección	+/- 1.5Mv
Conector electrodo	PJ-342
Conector módulo	PH2.0-3P
Voltaje salida	0 ~ 3.0V
CONVERTIDOR ADC	
Resolución	>8 bits
Frecuencia de muestreo	1 KHz
HARDWARE	
DFRduino UNO R3 (o similar)	
SOFTWARE	
Arduino IDE	
Electrodo	
Electrodo metálico seco	
RANGO ESPECTRO EFECTIVO	
20 Hz a 500 Hz	

Ilustración 3. Tabla de especificaciones del sensor EMG [2]

6. MARCO TEÓRICO

6.1. ELECTROMIOGRAFÍA O EMG

Consiste en el diagnóstico de los patrones de activación de un músculo implicado en un movimiento en concreto.

Estos patrones de activación, son potenciales eléctricos creados en los músculos debido a una contracción muscular voluntaria. Las señales eléctricas generadas son débiles pero mensurables a través de electrodos intramusculares o electrodos de superficie.

Dichos patrones son controlados mediante señales neuronales que recorren el sistema nervioso pasando por el sistema nervioso periférico hasta llegar a las fibras musculares.

La unidad mínima de control de la contracción muscular es la unidad motora. Comprendida por un sistema formado por una motoneurona y las fibras musculares inervadas por el axón.

El número de fibras musculares inervadas en la unidad motora depende del músculo en la que se encuentra, siendo mayor número en un músculo grande.

Esta información es utilizada en campos como la medicina...

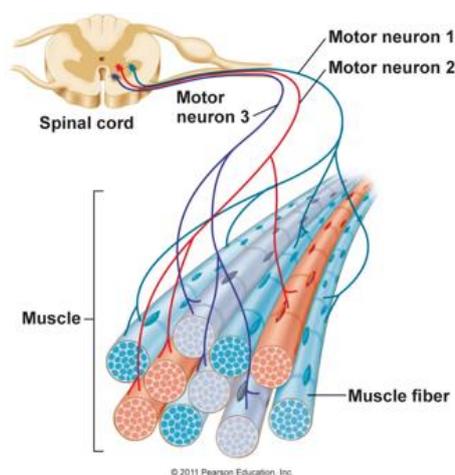


Ilustración 4. Relación entre el sistema nervioso central, periférico y el músculo. [1]

6.1.1. Señales mioeléctricas

Multitud de señales eléctricas son generadas en el cuerpo humano, siendo su tipología dependiente de la parte del cuerpo que las genere. Estas pueden identificarse como electroencefalográficas, electrocardiográficas, oculográficas y electromiográficas.

Las señales electromiográficas o mioeléctricas, son generadas en los músculos debido al intercambio de iones producido a través de las membranas musculares.

6.2. FISIOLÓGÍA MUSCULAR

Con más de 600 músculos, la especie humana es capaz de producir un equilibrio estabilizador de la posición del cuerpo, además de permitir su desplazamiento, regular el volumen de las vísceras, proteger los órganos internos y producir calor entre otros.

Dos estructuras conjuntivas imprescindibles como los músculos y los tendones, forman el sistema muscular y junto al sistema óseo, articular y nervioso el sistema locomotor. [3]

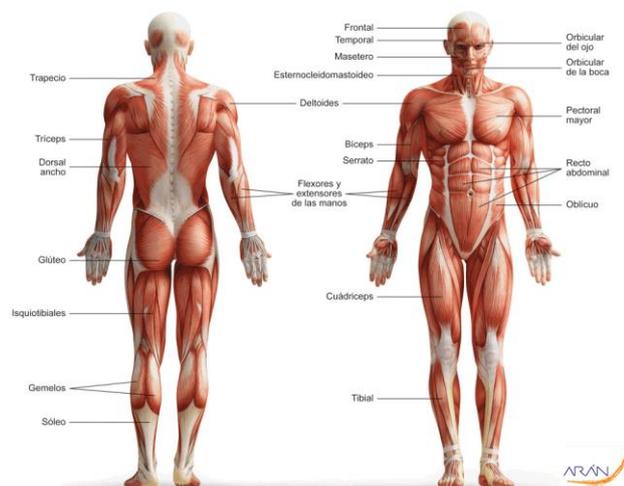


Ilustración 5. Sistema Osteoartromuscular [4]

6.2.1. Características generales de los músculos

Los músculos son órganos contráctiles que determinan la forma y contorno del cuerpo animal. Cuentan con haces de fibras, en la que cada una de ellas constituye una célula muscular rodeada por tejido conectivo, capaces de contraerse a lo largo de su eje de contracción, producto de una orden producida por el sistema nervioso.

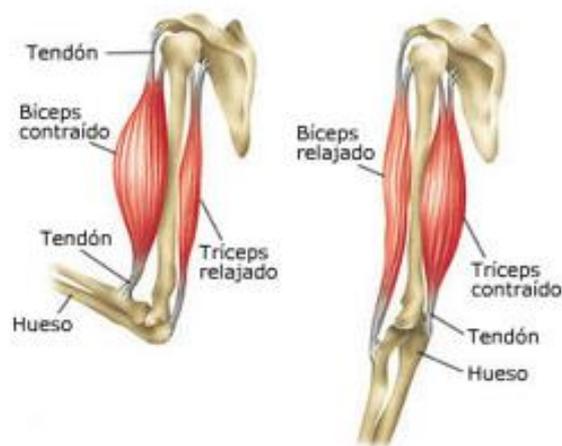


Ilustración 6. Contracción del músculo bíceps [5]

6.2.2. Tejido muscular

Existen tres clases de tejido muscular:

1. Tejido muscular esquelético. También llamado tejido muscular voluntario o estriado, ya que se contrae de forma voluntaria. Son unidos a los huesos por medio de los tendones, formando nuestro aparato locomotor.



Ilustración 7. Tejido muscular estriado esquelético [3]

2. Tejido muscular liso. También llamado tejido muscular visceral o involuntario, ya que no está bajo el control de la voluntad. Se ubica en las paredes de los vasos sanguíneos y linfáticos y en las paredes de las vísceras huecas.

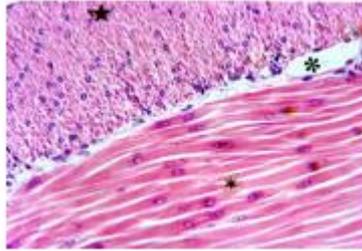


Ilustración 8. Tejido muscular liso [3]

3. Tejido muscular cardiaco. También llamado tejido muscular estriado involuntario. Este tipo de tejido se encuentra en las paredes del corazón. Su control es por medio de automatismo, de forma que no puede contraerse de forma voluntaria.

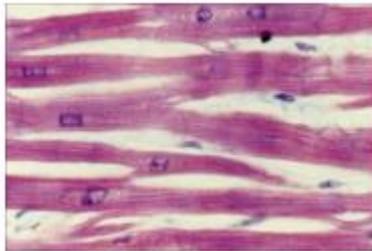


Ilustración 9. Tejido muscular cardiaco [3]

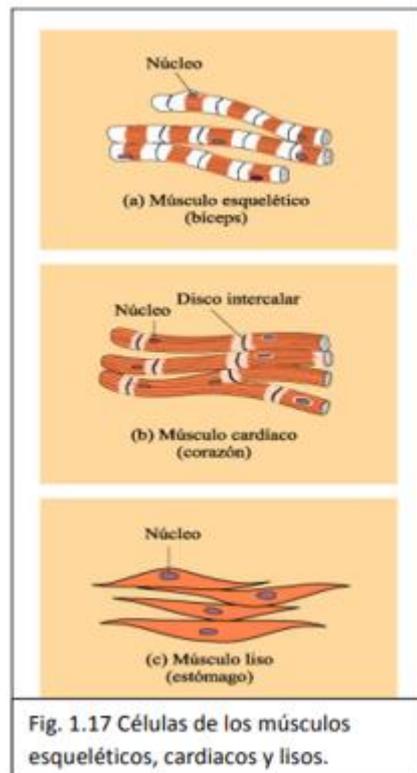


Ilustración 10. Células correspondientes a cada músculo [3]

6.3. MECANISMO MUSCULAR DE LA CONTRACCIÓN MUSCULAR

Los músculos son accionados por neuronas motoras, las cuales regulan la contracción voluntaria y nervios sensitivos que mantienen informado al cerebro del estado e intensidad de la contracción.

Una neurona motora tiene una prolongación llamada axón que es ramificada hasta llegar al músculo. En el otro extremo, el axón es insertado en un surco en la superficie de una fibra muscular, formando la unión muscular o placa motora.

La comunicación entre neurona y fibra muscular se realiza mediante una sustancia química generada por la neurona llamada neurotransmisor. [3]

Una vez generado un estímulo de contracción, aparecen 3 periodos diferentes:

- Latencia, que define el tiempo comprendido entre el estímulo y el principio de contracción.

- Contracción, es el momento en el que las fibras musculares se desplazan produciendo un acortamiento del musculo.

- Relajación, es el momento en el que las fibras tienden a regresar a su posición inicial.

Esta contracción es directamente dependiente de la intensidad, de la velocidad y del tiempo de contracción, así como la fuerza en oposición al movimiento, etc.

A este fenómeno de contracción le atribuye un cambio en sus proporciones y forma, seguido de un cómputo de reacciones químicas complejas en las cuales intervienen iones de Ca, Na, K y Cl, generadas por la liberación de energía celular producida por la descomposición del ATP (adenosín trifosfato).

Esta liberación de energía hace que el ATP, se convierta en ADP (adenosín difosfato), lo que significa que se requiere de nuevo reacciones químicas para producir energía para formar ATP nuevamente.

Uno de los productos emergentes producidos debido a las reacciones químicas producidas por la contracción es el ácido láctico. Este en presencia de dióxido de carbono y estímulos consecutivos produce una respuesta de contracción cada vez más débil, provocando fatiga muscular.

6.3.1. Mecanismo molecular de la contracción muscular

Los músculos esqueléticos, se componen de fibras musculares, que a su vez están compuestas de unidades funcionales repetitivas denominadas sarcómeros. Cada uno de ellos está compuesto por multitud de filamentos paralelos y superpuestos. Estos pueden ser Actina, que corresponde a filamentos delgados y Miosina, correspondiente a filamentos gruesos.

El músculo se contrae cuando los filamentos se desplazan uno sobre el otro, lo cual provoca un acortamiento del sarcómero, repercutiendo en la longitud del músculo. Este fenómeno es conocido como la teoría de los filamentos deslizantes.

El ciclo de puentes cruzados forma la base molecular para el movimiento de deslizamiento de los filamentos.

Al producirse un estímulo muscular, los iones de Ca son liberados. Las unidades de troponina en los filamentos de actina son enlazadas a los iones de Ca. Esta unión desplaza la tropomiosina a lo largo de los miofilamentos y expone los huecos de unión a la miosina. Cada cabeza de miosina está unida a un ADP y a una molécula de Pi (fosfato inorgánico) remanente del calcio anterior.

Las cabezas de miosina ocupan los huecos de unión expuestos en los miofilamentos de actina para formar puentes cruzados y la molécula de fosfato es liberada. Ambos miofilamentos se deslizan de forma superpuesta impulsados por la energía química almacenada en las cabezas de miosina. Conforme los miofilamentos avanzan, las moléculas de ADP son liberadas. Los enlaces producidos entre los miofilamentos de actina y las cabezas de miosina se rompen cuando las moléculas de ATP se unen a las cabezas de miosina. De nuevo, las moléculas de ATP son descompuestas en ADP y Pi, liberando una energía producida a consecuencia de esta reacción, que es almacenada por las cabezas de miosina, destinada a utilizarse en el siguiente ciclo de contracción.

Las cabezas de miosina reanudan su posición de partida con el objetivo de empezar una nueva secuencia de unión a la actina.

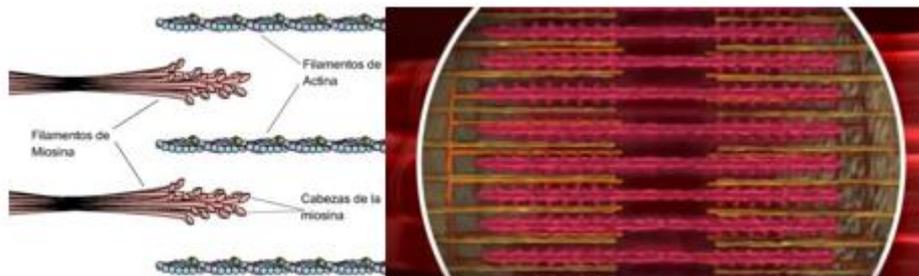


Ilustración 11. Miofilamentos de actina superpuestos [6]

6.4. FISIOLOGÍA ELECTRÓNICA

Con el objeto de realizar un procesamiento de señales mioeléctricas, es necesario conocer multitud de conceptos electrónicos.

6.4.1. Sistema de adquisición de señales EMG

Las herramientas más comunes para la adquisición de señales EMG son conocidas como electrodos, ya sean de superficie o intramusculares, y generalmente bipolares, son transductores de la corriente iónica producida en el músculo, en corriente eléctrica.

A parte de las fuentes fisiológicas, la amplitud y ancho de banda de la señal EMG, está determinada por varios factores como el tipo y tamaño de los electrodos y la distancia entre ellos, haciendo registros más selectivos con distanciamientos más cortos.

6.4.1.1. Electrodo superficial

La caracterización de los electrodos varía en función de diferentes parámetros como son su forma, tamaño, topología y materiales que los forman.

Clasificando los más utilizados dependiendo de los materiales y tecnologías, se destacan los siguientes tipos:

- Electrodo seco, constituido por un único metal conductor entre la piel y el electrodo, siendo generalmente de acero inoxidable.
- Electrodo húmedo, constituido generalmente de un material conductor compuesto de plata/cloruro de plata (Ag/AgCl) e incluyen un hidrogel actuando como conductor entre la piel y el electrodo.

Al ser autoadhesivos, son adecuados para la extracción de señales EMG de forma dinámica, además de estar dotados de una alta estabilidad, baja impedancia y escaso ruido eléctrico; Estos son los utilizados en el presente proyecto.



Ilustración 12. Electrodo superficial de Ag/AgCl

6.4.1.2. Colocación

Como se citó anteriormente, muchos factores intervienen en la perturbación de las señales EMG, por lo que muchos de estos pueden atenuarse con una colocación eficaz de los electrodos.

A continuación, se citan algunas recomendaciones estandarizadas para el uso y colocación de los electrodos con el fin de obtener un mejor resultado [4]:

- El electrodo debe situarse entre un punto motor y en la inserción del tendón o entre dos puntos motores y de forma longitudinalmente de la línea media del musculo.

- No debe situarse en las proximidades o sobre un tendón del músculo, ya que las fibras musculares en la aproximación al tendón adoptan un tamaño menor, y el número de éstas decrece, lo que disminuye la amplitud de la señal.

Además, en esta región, el tamaño físico del músculo se reduce considerablemente, provocando un obstáculo en la colocación del electrodo y hacer que la señal sea propensa a la diafonía producida por un músculo antagonista cercano.

- No debe situarse sobre u punto motor, ya que la señal obtenida sería muy inestable y ruidosa, ya que es un punto sensibilizado a cualquier activación muscular.

- No colocarlo en los bordes del músculo, ya que es una zona donde el electrodo es susceptible a detectar diafonías producidas por los músculos adyacentes.

- El electrodo de referencia, necesario para establecer una referencia común a la entrada diferencial del preamplificador, debe situarse lo más alejado posible y sobre un tejido neutro, normalmente sobre el codo o un hueso fácilmente palpable.

6.4.1.3. Advertencia

El defecto producido en los instrumentos electrónicos, que hagan contacto galvánico directo o indirecto sobre la piel del sujeto. Este riesgo es menos significativo en dispositivos alimentados con baterías de un voltaje bajo (3V-15V). Para afianzar la seguridad, el sujeto debe estar eléctricamente aislado de la fuente de poder, mediante la línea de tierra. [4]

6.4.2. *Pre-procesamiento*

La señal obtenida a través de los electrodos es una señal muy débil y saturada de ruido, la cual requiere un tratamiento previo a su procesado. Parte de este tratamiento consta de la correcta elección de los sistemas de adquisición y buenas especificaciones del hardware empleado con el objeto de mejorar la calidad de las señales EMG en relación señal-ruido (SNR).glosario

Otras perturbaciones que afectan al SNR, en términos de frecuencia son las siguientes:

- Ruido inherente en el equipo electrónico: 0 Hz hasta miles de hercios.
- Ruido ambiental: radiación electromagnética a 50 Hz producida por fuentes de alimentación.
- Artefacto de movimiento: producida por la interface entre electrodo y piel y por el movimiento de los cables de 0 – 20 Hz.
- Inestabilidad: entre 0 – 20 Hz se ven afectadas por naturaleza cuasi aleatoria.

Por lo tanto, parte de este ruido puede ser reducido e incluso eliminado mediante un correcto sistema de adquisición.

Las SEMG serán obtenidas mediante uno o varios amplificadores operacionales (AOPS) en cadena caracterizados por su baja ruido y alta impedancia de entrada.

Los amplificadores de instrumentación son unas de las etapas de amplificación más usuales para este fin.

Algunos de los parámetros más importantes que ofrecen estos amplificadores son:

- Alta impedancia de entrada
- Baja impedancia de salida
- Rechazo en modo común entre 90 – 120 dB
- Alta ganancia modificable mediante resistencias hasta 10.000
- Ruido de voltaje de entrada entre 1 – 60 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ a 1 kHz.
- Ruido de la corriente impedancia electrodo piel entre 1 – 100 fA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ a 1 kHz.

Posterior a la amplificación, las SEMGS son sometidas a un sistema de filtrado constituido por hardware o software.

A continuación, se muestra una tabla informativa de la caracterización de cada filtro:

TIPO DE FILTRO	FRECUENCIA DE CORTE	ARTEFACTO
Filtro pasa altas	10 – 20 Hz	Movimiento e inestabilidad entre electrodo y piel
Filtro pasa bajas	450 – 500 Hz	Altas frecuencias
Filtro notch	50 Hz	Electromagnetismo provocado por fuentes de alimentación

Ilustración 13. Tipología de filtro, frecuencia de corte y artefacto

Para finalizar, es necesario el uso de un conversor analógico/digital, con unas frecuencias de muestreo de 1 o 2 KHz y con una resolución de 10, 12 o 16 bits en adelante.

6.4.3. Sistema de acondicionamiento

6.4.3.1. Sistema de rectificado de la señal analógica

Una vez obtenida la SEMG a través de los electrodos, su posterior amplificación y eficiente filtrado, dicha señal pasa a ser denominada como 'Raw EMG' (señal EMG en crudo). Las señales RAW recogen información muy valiosa con el inconveniente de que dicha señal varía en función del sujeto o incluso en la colocación y orientación de los electrodos.

El siguiente paso consiste en obtener el valor absoluto de la señal, realizando un rectificado. Trabajar con la señal rectificada permite un favorable análisis la amplitud.

El rectificado puede ser de dos tipos:

- Media onda: Descartando el semiciclo de la señal que adopta valores negativos y obteniendo a la salida el semiciclo positivo de la señal.
- Onda completa: Obteniendo el valor absoluto del semiciclo negativo de la señal, además del semiciclo positivo.

Otra de las aplicaciones del rectificado de la señal, atribuye a una mejor detección de las frecuencias bajas, correspondientes a la frecuencia de disparo de las UMS (Unidades Motoras).

Cabe destacar que muchos sistemas comerciales de ADC, solamente procesan a su entrada analógica señales positivas, ignorando las señales negativas, pudiendo a largo plazo provocar un mayor deterioro del componente.

A continuación se muestra la señal de entrada y de salida de un rectificador de media onda:

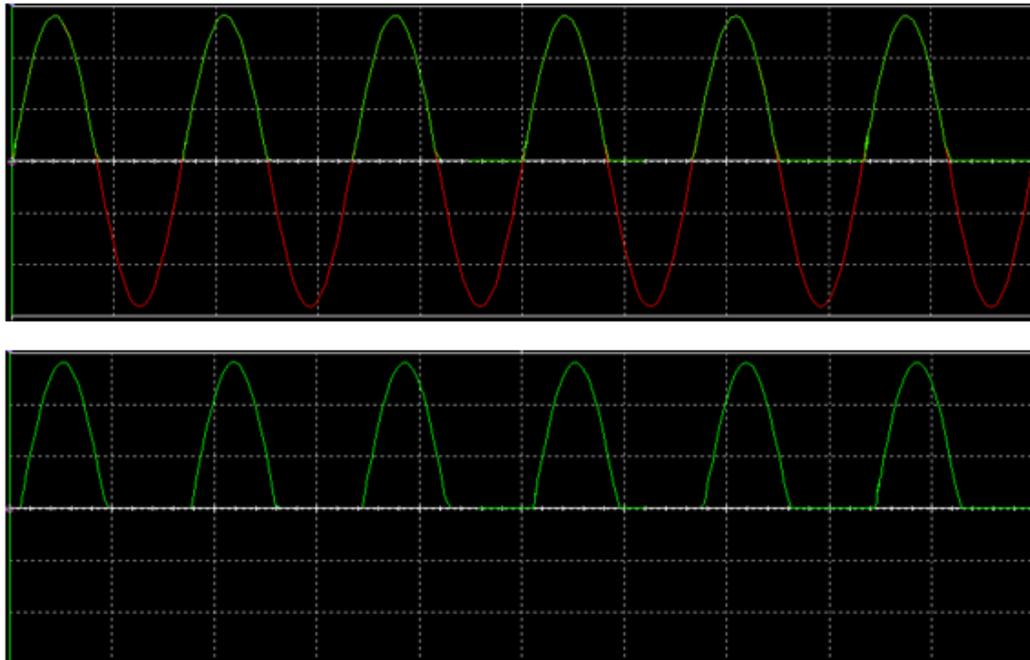


Ilustración 14. En la gráfica superior se muestra la señal de entrada y de salida; En la gráfica inferior se muestra únicamente la señal obtenida a la salida del rectificador de media onda.

6.4.3.2. Divisor de tensión

Dependiendo del fabricante, los ADC tienen su propia alimentación, limitando a su vez la tensión en sus entradas analógicas. Con el objeto de no dañar el componente se realiza un divisor de tensión, adaptando la señal de entrada a unos valores conocidos.

6.4.3.3. Suavizado de la señal

Para realizar un estudio de la amplitud de la señal, es útil realizar un suavizado de la señal con el objeto de suavizar o eliminar picos indeseados, extrayendo la tendencia primordial de esta o lo que es lo mismo, la envolvente de la señal.

6.4.4. Sistema de procesamiento

La dificultad proveniente de las magnitudes fisiológicas consiste en su difícil manipulación, almacenamiento y reproducción, por lo que se precisa del uso de un sistema de conversión A/D, facilitando su manipulación.

Cabe destacar el objetivo primordial de un conversor A/D, es obtener un valor digital equivalente a una señal analógica de entrada.

La caracterización de un conversor A/D difiere teniendo en cuenta ciertos parámetros relacionados con el componente y su aplicación; Algunos de ellos son citados a continuación: resolución, velocidad de conversión, número de canales de entrada, tensión de referencia, rangos de entrada... Una mayor resolución, se obtendrá una mayor precisión de los datos, presentando a su vez una mayor complejidad y mayor tiempo de procesado.



Ilustración 15. Diagrama de un ADC [2]

7. MARCO METODOLÓGICO

La implementación de un sistema básico de adquisición de datos de una señal electromiográfica (EMG), consta de diferentes etapas:

- Etapa de adquisición
- Etapa pre-procesamiento
- Etapa de acondicionamiento de la señal
- Etapa de procesamiento

7.1. DIAGRAMA DE BLOQUES

El presente diagrama representa las distintas etapas que comprenden el proceso analógico encargado de la adquisición y procesado de las señales obtenidas del músculo.

La señal mioeléctrica es tomada mediante electrodos superficiales a través de la piel, la cual será amplificada mediante un amplificador de instrumentación. Posteriormente pasará a través de un sistema de filtros limitándola entre unos valores eficientes de información, tratando de atenuar el ruido. Una vez filtrada, será rectificada y procesada a través de un conversor analógico digital.

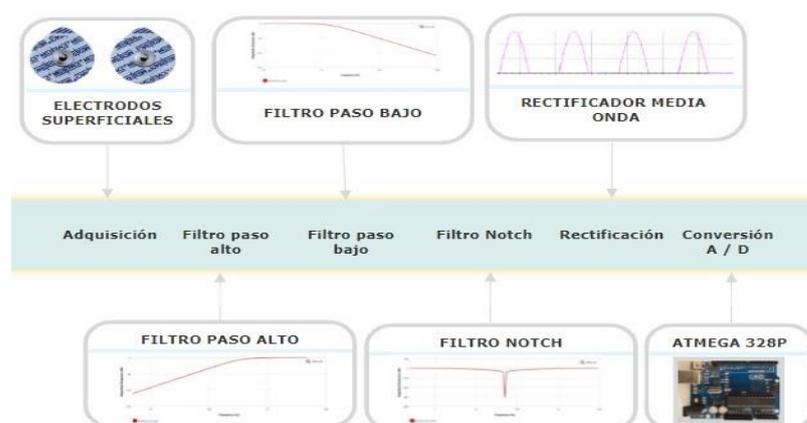


Ilustración 16. Diagrama de bloques representativos del proceso adquisitivo de la señal EMG.

7.2. ETAPA DE ADQUISICIÓN

7.2.1. Selección de los electrodos

La toma de señales musculares, fue realizada mediante electrodos superficiales. La elección entre los electrodos de superficie frente a electrodos de aguja, se debe a distintos aspectos como el simple hecho de no ser invasivos, confiriéndole una rápida y fácil colocación abarcando una mayor superficie y no una unidad motora en particular.

Los electrodos utilizados, atendiendo a los materiales y tecnologías actuales, son denominados electrodos húmedos, los cuales proporcionan interferencias de ruido menores, en comparación con los electrodos secos.

La marca de los electrodos a utilizar es Begamed:



Ilustración 17. Electrodos superficiales Ag/ClAg

7.3. ETAPA DE ADQUISICIÓN

La etapa pre-procesamiento está compuesta por las distintas etapas que consiguen una señal amplificada y libre de ruido.

7.3.1. Etapa de amplificación

Para la etapa amplificadora se tomó un amplificador instrumental 'INA 114' de la marca Burr-Brown, cuya elección radica en que, al igual que otros operacionales con características similares, presenta una alta impedancia de entrada, con el fin de minimizar la tensión diferencial, así como la influencia de la impedancia de la interface electrodo-piel y un alto rechazo en modo común para atenuar el espectro de ruido lo máximo posible.

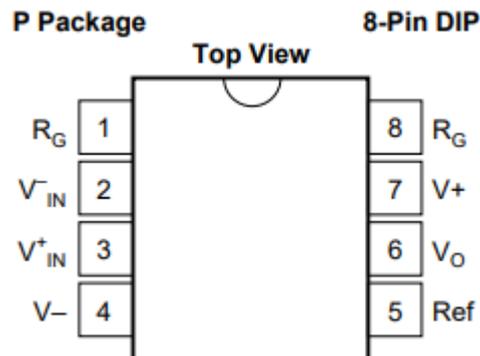


Ilustración 18. Configuración de pines del amplificador operacional INA 114

Origen: datasheet

Es necesario disponer de tres electrodos para obtener una correcta adquisición de la señal. Un par de ellos posicionados sobre el musculo a analizar, estableciendo una diferencia de potencial, siendo uno positivo (PIN 3), y otro negativo (PIN 2). Un tercero, posicionado sobre una zona fuera de activación muscular, en nuestro caso el codo, constituyendo un punto de referencia (PIN 5) de nuestra etapa amplificadora.

La ganancia del amplificador INA 114 dada por el fabricante, es expresada mediante la siguiente ecuación:

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G}$$

Siendo R_G la resistencia con la que se establece la ganancia deseada.

Dado que las señales mioeléctricas se encuentran en el orden de μV o escasos mV , se buscó alcanzar una ganancia cercana a 1000 veces. Para ello fue seleccionada una resistencia R_G de 50Ω .

Tras la resolución de la ecuación proporcionada por el fabricante, se obtuvo una ganancia de 1001.

7.3.1.1. Circuito de la etapa de amplificación

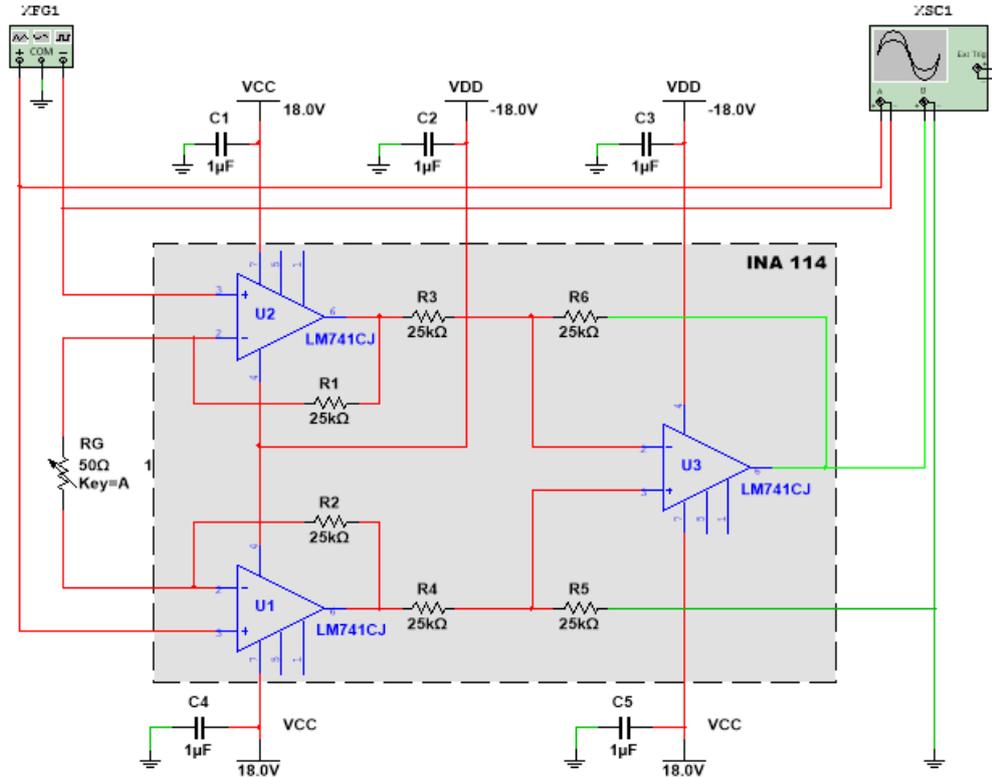


Ilustración 19. Circuito de la etapa de amplificación.

7.3.1.2. Simulación en NI multisim

Previo a la construcción física de cada circuito, se realizó la simulación correspondiente de este, con el objeto de comprobar el correcto funcionamiento del circuito.

A continuación, se representa la onda resultante obtenida de la simulación:

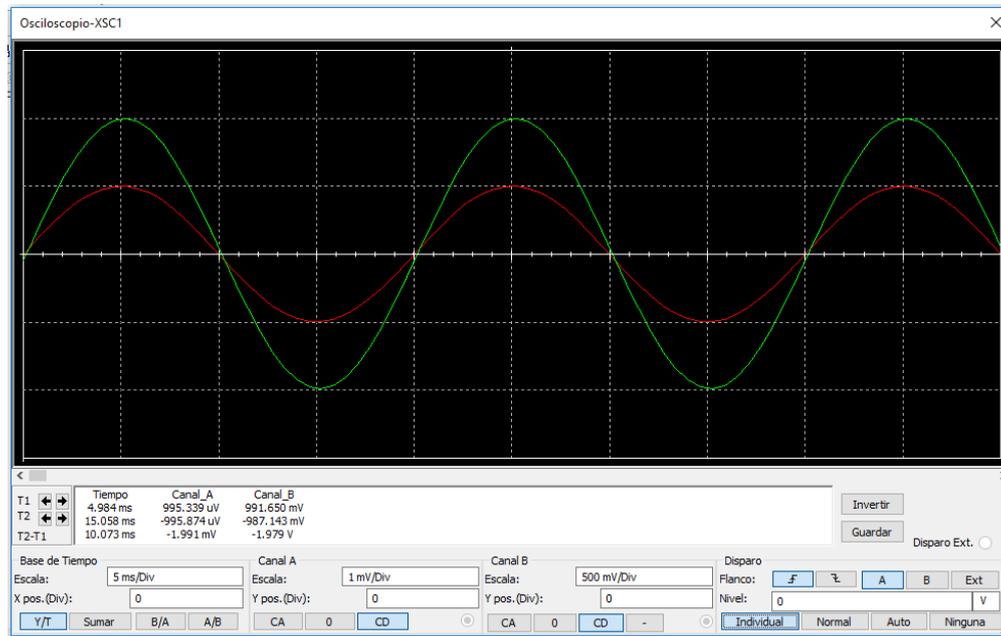


Ilustración 20. Simulación en multisim de la etapa de amplificación.

Como puede observarse, la onda resultante de la etapa de amplificación correspondiente al color verde, es amplificada 1000 veces, haciendo que una señal de entrada con un valor de 1 mv, tome valores cercanos a 1 voltio.

7.3.1.3. Simulación en osciloscopio

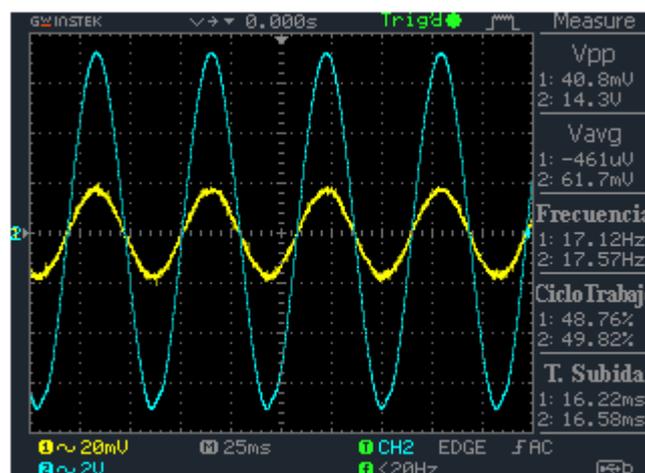


Ilustración 21. Ondas obtenidas en el osciloscopio de la etapa de amplificación.

Se observa que la señal de salida correspondiente a la señal azul es amplificada, respecto la señal de entrada 350 veces. También se observa que la señal de entrada contiene un nivel de ruido.

7.3.2. Filtro paso alto

Con el objeto de eliminar la componente de offset de continua, fue necesaria la implementación de un filtro paso alto con una frecuencia de corte entre 10 y 20Hz, preservando lo máximo posible las frecuencias que nos proporcionan mayor información de la señal mioeléctrica.

El filtro que se diseñó fue una implementación de dos filtros de grado dos en cascada con una frecuencia de corte de 20Hz y una ganancia de 1.5, basado en la tipología Sallen Key y con una aproximación butterworth, dando una respuesta plana en la banda pasante y una caída de -80 dB por década. Este circuito utilizó como AOP EL LM 324N.

El circuito es el siguiente:

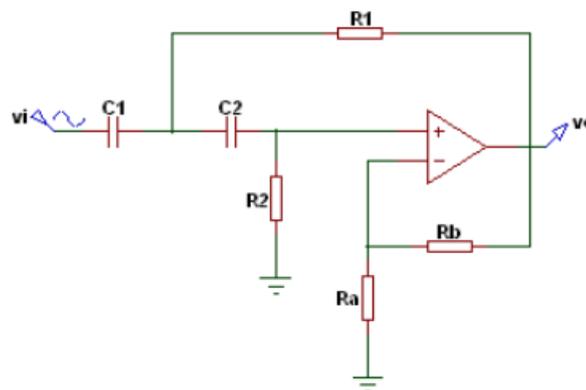


Ilustración 22. Filtro paso alto activo de segundo orden Sallen Key. [5]

7.3.2.1. Cálculos

La función de transferencia es la siguiente:

$$\frac{v_o}{v_i}(s) = \frac{\left(1 + \frac{R_b}{R_a}\right) s^2}{s^2 + s \left(\frac{1}{C_1 R_2} + \frac{1}{C_2 R_2} - \frac{R_b}{C_1 R_1 R_a}\right) + \frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_2}}$$

Donde $C_1 = C_2$, por lo que la ecuación quedará de esta manera:

$$\frac{v_0}{v_i}(s) = \frac{\left(1 + \frac{R_b}{R_a}\right) S^2}{S^2 + S \frac{1}{C} \left(\frac{2}{R_2} - \frac{R_b}{R_1 R_a}\right) + \frac{1}{C^2 R_1 R_2}}$$

Las ecuaciones de diseño del filtro son las siguientes:

$$m = \frac{1 + \sqrt{1 + 8Q^2(A - 1)}}{4Q}$$

$$R_1 = \frac{m}{2\pi k f_0 C}$$

$$R_2 = \frac{R_1}{m^2}$$

$$R_a = \frac{AR_2}{A - 1}$$

$$R_b = AR_2$$

Dependiendo de la aproximación a usar, el valor de la constante k y Q varían. Estos valores se muestran en la tabla siguiente:

Aproximación	Factor de calidad Q	Constante K
Butterworth	0.7071	1.0000
Chebyshev (cresta de 0.01db)	0.7247	1.0231
Chebyshev (cresta de 0.1db)	0.7673	1.0674
Chebyshev (cresta de 0.25db)	0.8093	1.0991
Chebyshev (cresta de 0.5db)	0.8638	1.1286
Chebyshev (cresta de 1db)	0.9564	1.1596
Bessel	0.5771	0.7840

Ilustración 23. Valores de las constantes Q y K para el diseño de filtros. [5]

Se tomó una aproximación butterworth, para obtener una respuesta lo más plana posible.

Para la realización de los cálculos, se tomaron unos valores libres:

- Factor $Q = 0.7071$
- Factor $k = 1$
- Frecuencia de corte = 20 Hz
- Valor de $C = 1 \text{ Uf}$
- Valor de ganancia = 1.5

Donde $R2 = R4$ y $R1 = R3$

El valor de la ganancia A debe ser mayor o igual a la unidad.

El valor de la frecuencia de corte f_c , del capacitor y la aproximación a usar es de elección libre.

Los valores obtenidos mediante las ecuaciones de diseño son los siguientes:

- Factor $m = 0.9659$
- $R1 = 7.69 \text{ k}\Omega$
- $R2 = 8.24 \text{ k}\Omega$
- $Ra = 24.71 \text{ k}\Omega$
- $Rb = 12.36 \text{ k}\Omega$

7.3.2.2. *Circuito*

Al sustituir los valores obtenidos de los componentes, por valores comerciales, el circuito queda de esta manera:

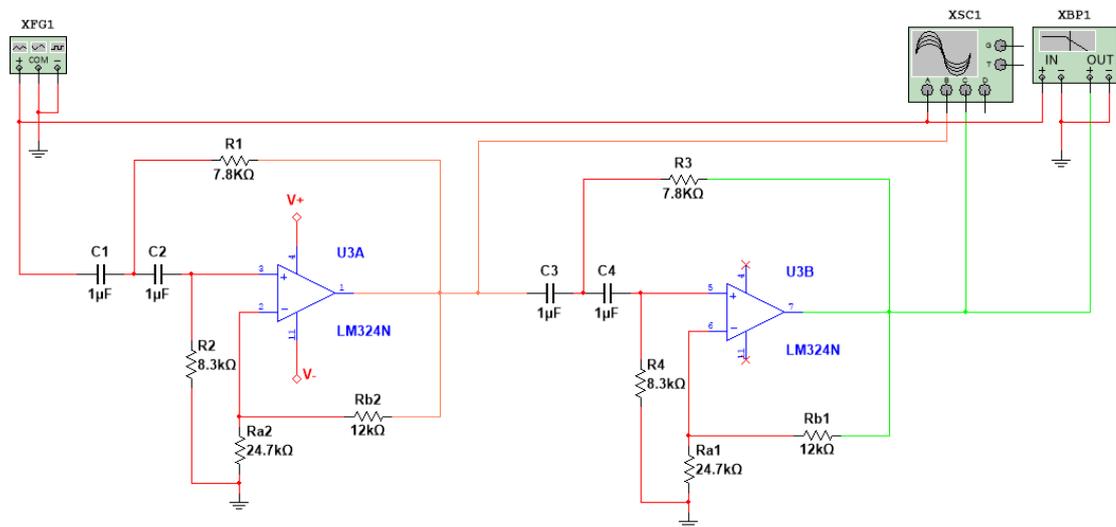


Ilustración 24. Filtro paso alto Sallen Key en cascada de cuarto orden.

7.3.2.3. Simulación NI multisim

Se realizaron tres simulaciones, una por encima de la frecuencia de corte, otra toma justo en la frecuencia de corte y otra por debajo de esta frecuencia.

El resultado obtenido es el siguiente:

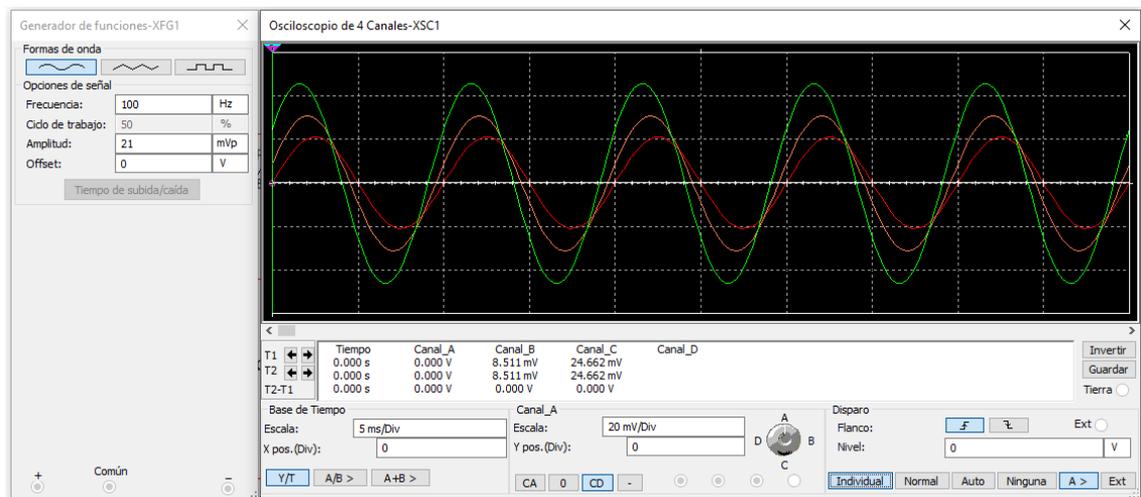


Ilustración 25. Señal de salida del filtro paso alto a 100Hz

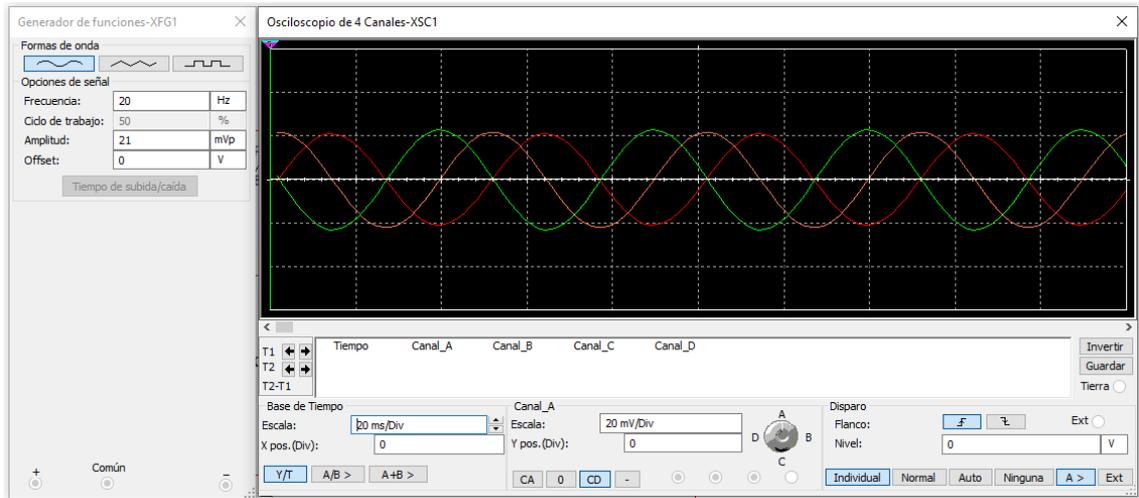


Ilustración 26. Señal de salida del filtro paso alto a 20Hz.

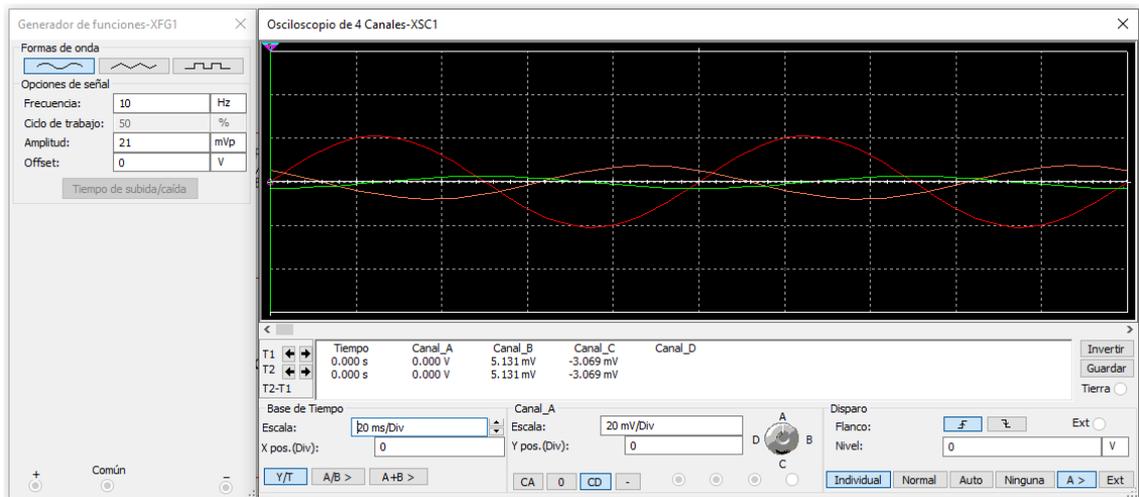


Ilustración 27. Señal de salida del filtro paso alto a 10Hz.

Se observa tanto que el filtrado de la señal es realizado correctamente, atenuando la señal de salida (señal verde), con forme la señal de entrada es inferior a la frecuencia de corte, que en este caso corresponde a 20 Hz. Además, se observa en frecuencias superiores a f_c , que la señal es amplificada.

7.3.2.4. Simulación en osciloscopio

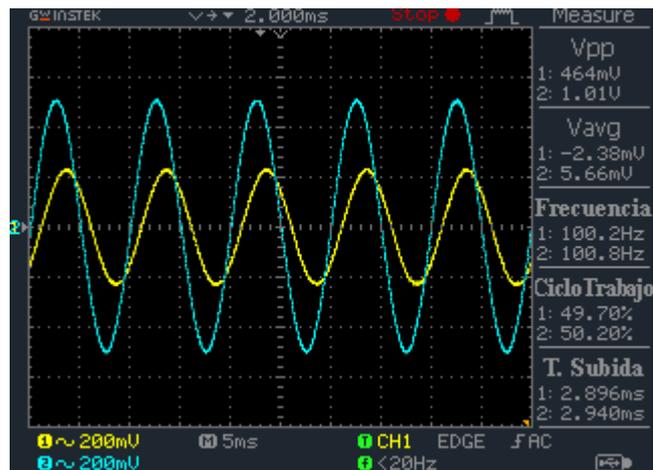


Ilustración 28. Señal de salida del filtro paso alto a 100Hz

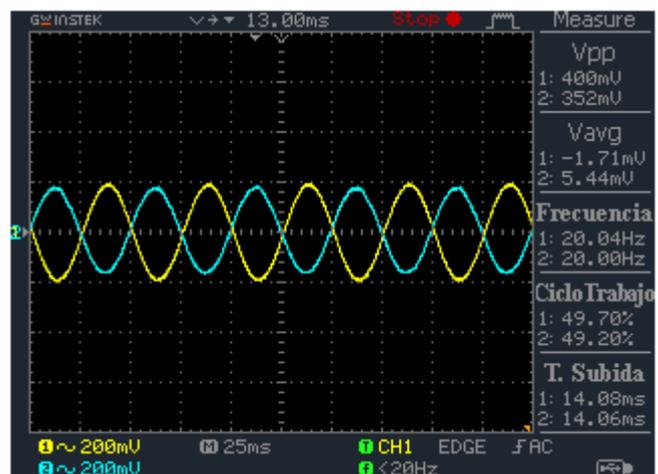


Ilustración 29. Señal de salida del filtro paso alto a 20Hz.

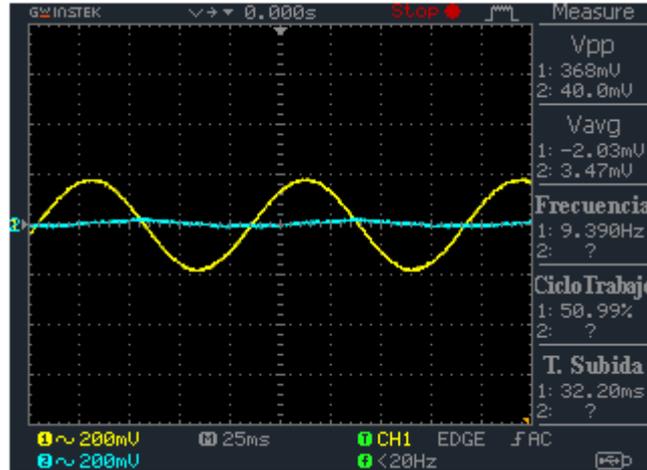


Ilustración 30. Señal de salida del filtro paso alto próximo a 10Hz.

Se observa tanto en las simulaciones mediante multisim, como mediante el osciloscopio, que el filtrado de la señal es realizado correctamente, atenuando la señal de salida (señal azul), con forme la señal de entrada es inferior a la frecuencia de corte, que en este caso corresponde a 20 Hz.

7.3.2.5. Diagrama de Bode

La respuesta del filtro es la representada en el siguiente diagrama de Bode:

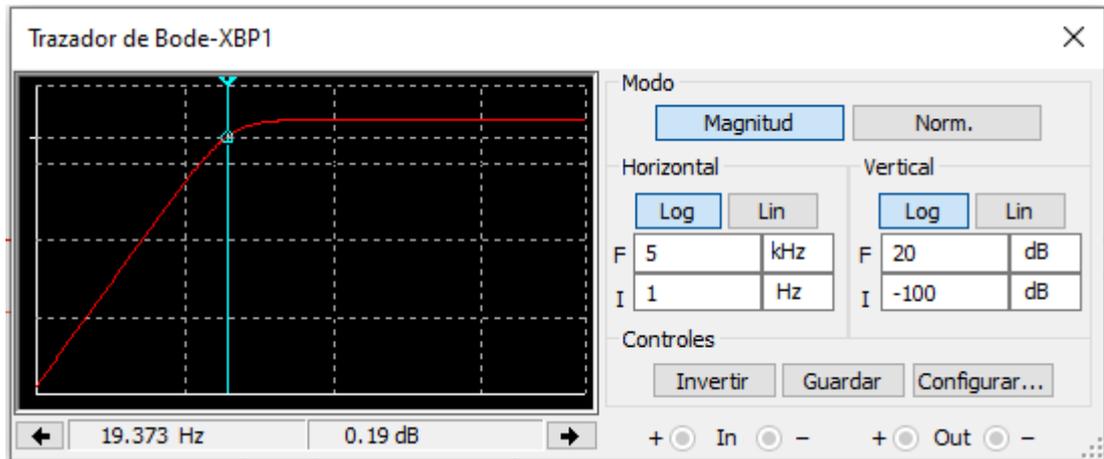


Ilustración 31. Diagrama de Bode correspondiente a un filtro paso alto.

Se observa una frecuencia de corte aproximadamente de 20 Hz. Conforme la señal de entrada presente una frecuencia inferior a la de corte f_c , la señal de salida será atenuada, presentando una atenuación de 80 db/década.

7.3.2.6. Diagrama de fase

A continuación, se muestra el diagrama de fase de Bode, el cual representa la fase de la función de transferencia en función de la frecuencia:

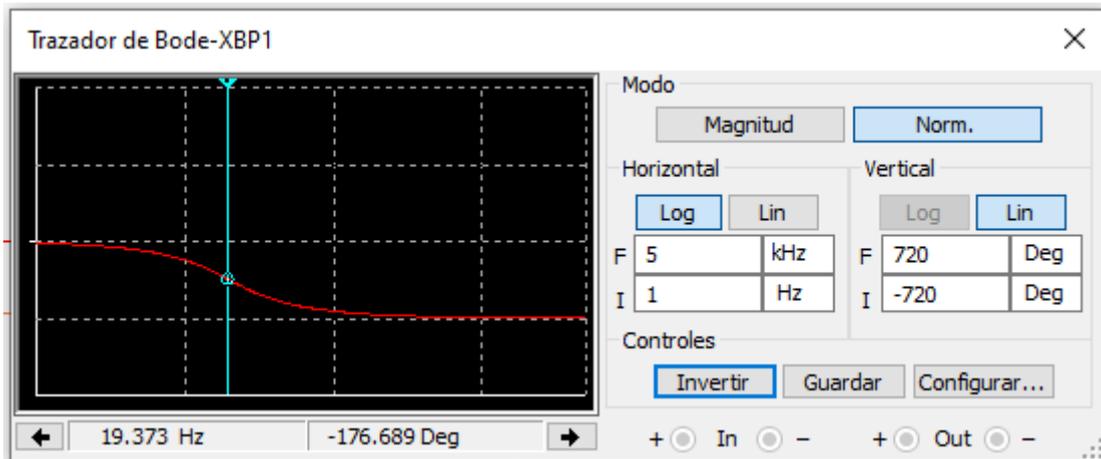


Ilustración 32. Diagrama de fase correspondiente a un filtro paso alto.

Podemos observar el desplazamiento en fase de -176.689 grados de la señal de salida del filtro, respecto a la señal de entrada, a una frecuencia de corte de aproximadamente 20 Hz.

7.3.3. Filtro pasa bajas

Con el fin de eliminar el acoplo de frecuencias elevadas, es necesario el uso de un filtro paso bajo con una frecuencia de corte entre 500 y 1000 Hz, con el fin de preservar lo máximo posible las frecuencias importantes de la señal mioeléctrica.

Nuevamente, el filtro que se diseñó fue la implementación de dos filtros de grado dos en cascada con una frecuencia de corte de 500Hz y una ganancia de 1.5 dB, basado en la tipología Sallen Key y con una aproximación butterworth, dando una respuesta plana en la banda pasante y una caída de -80 dB por década.

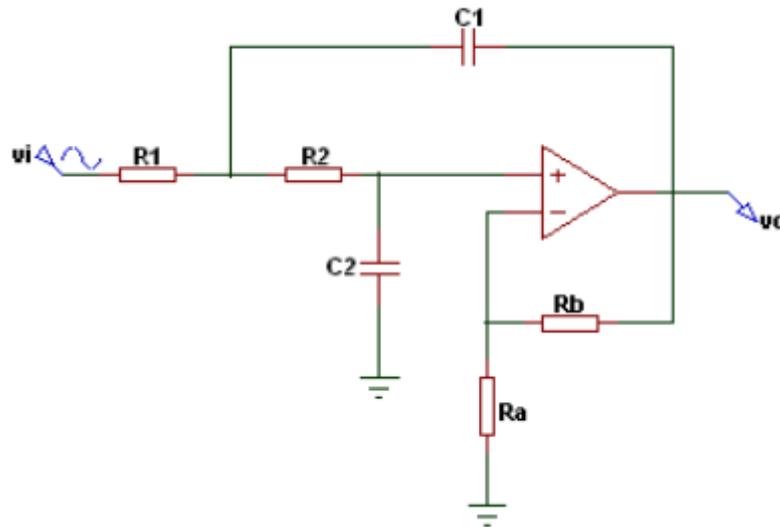


Ilustración 33. Filtro paso bajo activo de segundo orden Sallen Key. [5]

7.3.3.1. Cálculos

La función de transferencia es la siguiente:

$$\frac{v_0}{v_i}(s) = \frac{\left(1 + \frac{R_b}{R_a}\right) \frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_2}}{s^2 + s \left(\frac{1}{C_1 R_2} + \frac{1}{C_1 R_1} - \frac{R_b}{C_2 R_2 R_a} \right) + \frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_2}}$$

Donde $R_1 = R_2$, por lo que la ecuación quedará de esta manera:

$$\frac{v_0}{v_i}(s) = \frac{\left(1 + \frac{R_b}{R_a}\right) \frac{1}{R^2 C_1 C_2}}{s^2 + s \frac{1}{R} \left(\frac{2}{C_1} - \frac{R_b}{C_2 R_a} \right) + \frac{1}{R^2 C_1 C_2}}$$

Las ecuaciones de diseño del filtro son las siguientes:

$$m = \frac{1 + \sqrt{1 + 8Q^2(A - 1)}}{4Q}$$

$$R = \frac{1}{2\pi k f_0 m C_1}$$

$$R_a = \frac{2AR}{A - 1}$$

$$R_p = 2AR$$

$$C = m^2 C_1$$

Dependiendo de la aproximación a usar, el valor de la constante k y Q varían. Estos valores se muestran en la tabla 1, mostrada anteriormente.

Se tomó una aproximación butterworth, para obtener una respuesta lo más plana posible.

Para la realización de los cálculos, se tomaron de nuevo unos valores libres:

- Factor Q = 0.7071
- Factor k = 1
- Frecuencia de corte = 500 Hz
- Valor de C1 = 1 uF
- Valor de ganancia = 1.5

Donde R1 = R3 y R2 = R4.

El valor de la ganancia A debe ser superior o igual a la unidad.

El valor de la frecuencia de corte f_c , del capacitor y la aproximación a usar es de elección libre.

Los valores obtenidos mediante las ecuaciones de diseño son los siguientes:

- Factor m = 0.9659
- R = 329.53 Ω
- Ra = 1.98 k Ω
- Rb = 988.61 Ω
- C2 = 0.933 uF

7.3.3.2. Circuito

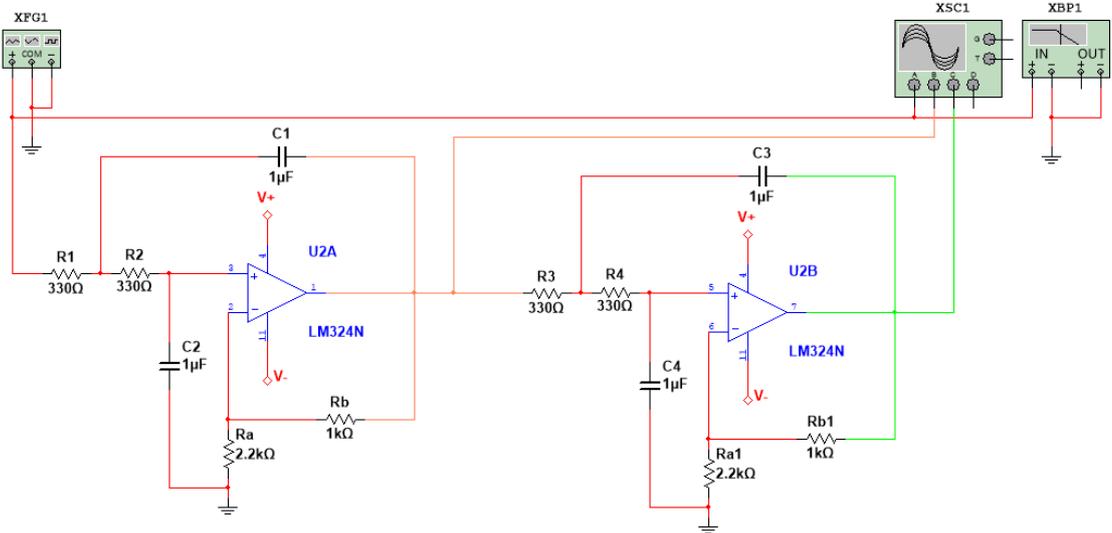


Ilustración 34. Filtro paso bajo Sallen Key en cascada de cuarto orden.

7.3.3.3. Simulación en NI multsim

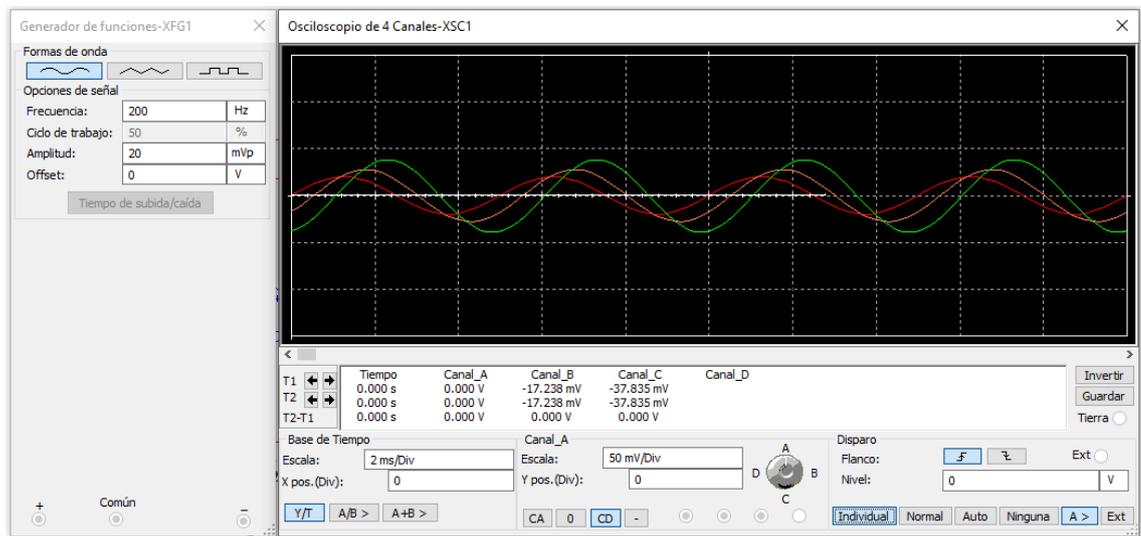


Ilustración 35. Señal de salida del filtro paso bajo a 200Hz.

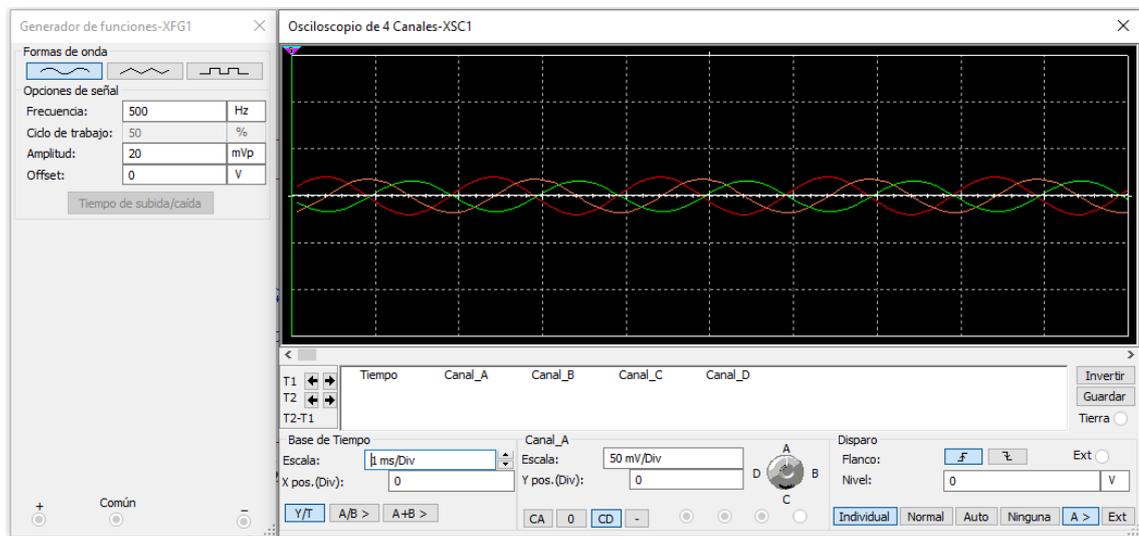


Ilustración 36. Señal de salida del filtro paso bajo a 500Hz.

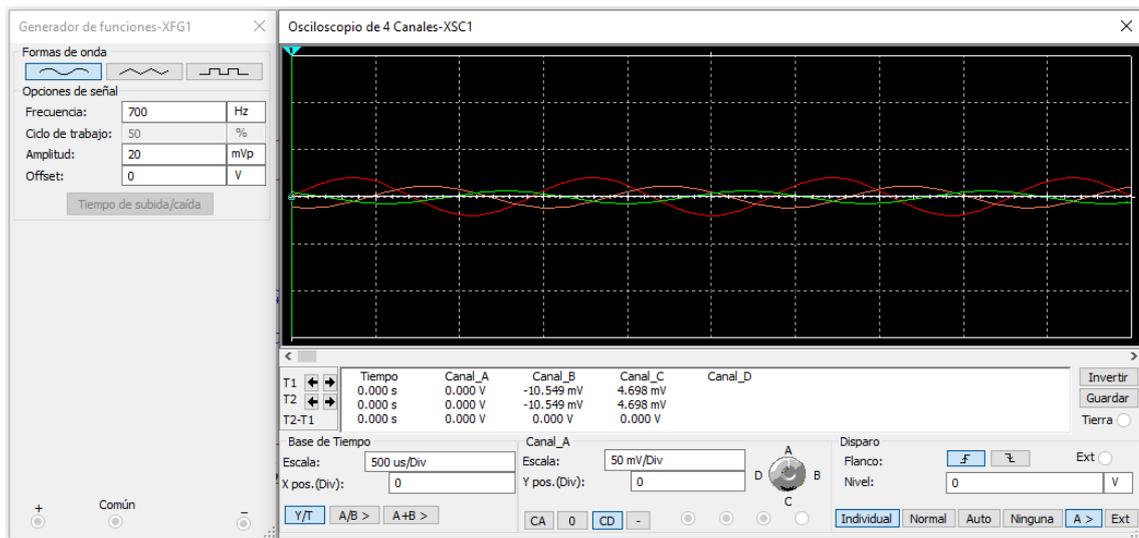


Ilustración 37. Señal de salida del filtro paso bajo a 700Hz.

Se observa que el filtrado de la señal es realizado correctamente, atenuando la señal de salida (señal verde), con forme la señal de entrada es superior a la frecuencia de corte, que en este caso corresponde a 500 Hz. Toda señal por debajo de f_c será amplificada, sin atenuación alguna.

7.3.3.4. Simulación en osciloscopio

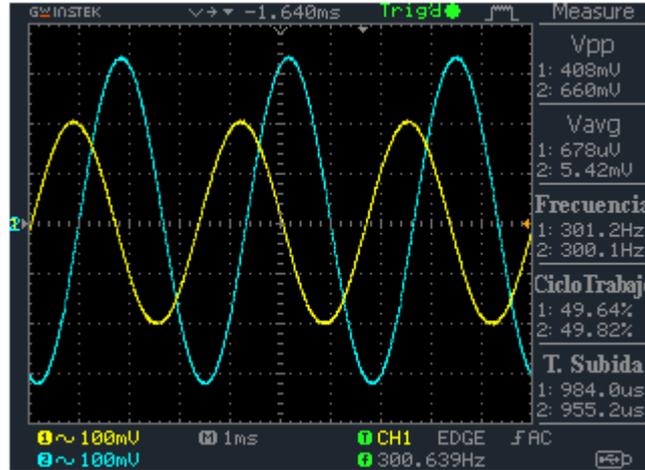


Ilustración 38. Señal de salida del filtro paso bajo a 300Hz.

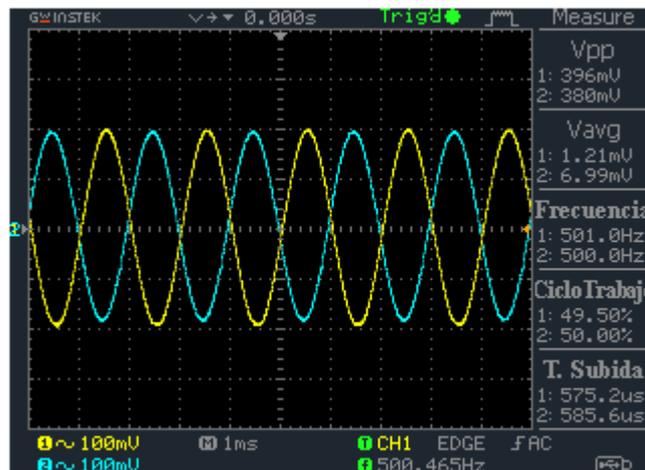


Ilustración 39. Señal de salida del filtro paso bajo a 500Hz.

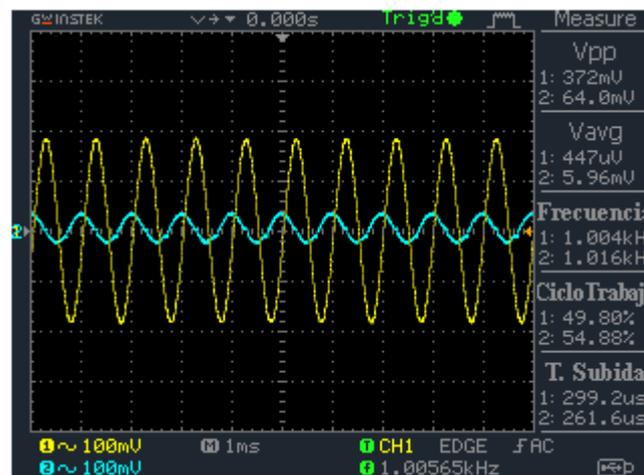


Ilustración 40. Señal de salida del filtro paso bajo a 1 KHz.

Nuevamente se observa que el filtrado de la señal es realizado correctamente, atenuando la señal de salida (señal azul), con forme la señal de entrada es superior a la frecuencia de corte, que en este caso corresponde a 500 Hz. En la práctica se puede observar que la atenuación no es tan rápida y exacta respecto el filtro anterior, debido a la diferencia en exactitud de los valores de los componentes activos a la hora del montaje el circuito.

7.3.3.5. Diagrama de Bode

La respuesta del filtro es la representada en el siguiente diagrama de Bode:

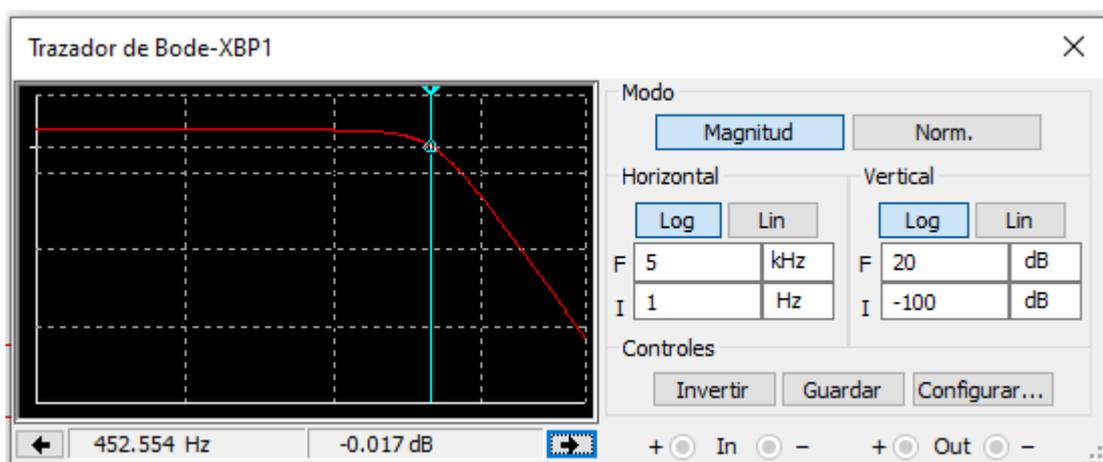


Ilustración 41. Diagrama de Bode correspondiente a un filtro paso bajo.

Se observa una frecuencia de corte cercana a 452 Hz. Haciendo que señales con frecuencias inferiores a f_c sean amplificadas, y por el contrario, señales con frecuencias que superen f_c sean atenuadas.

7.3.3.6. Diagrama de fase

A continuación, se muestra el diagrama de fase de Bode, el cual representa la fase de la función de transferencia en función de la frecuencia:

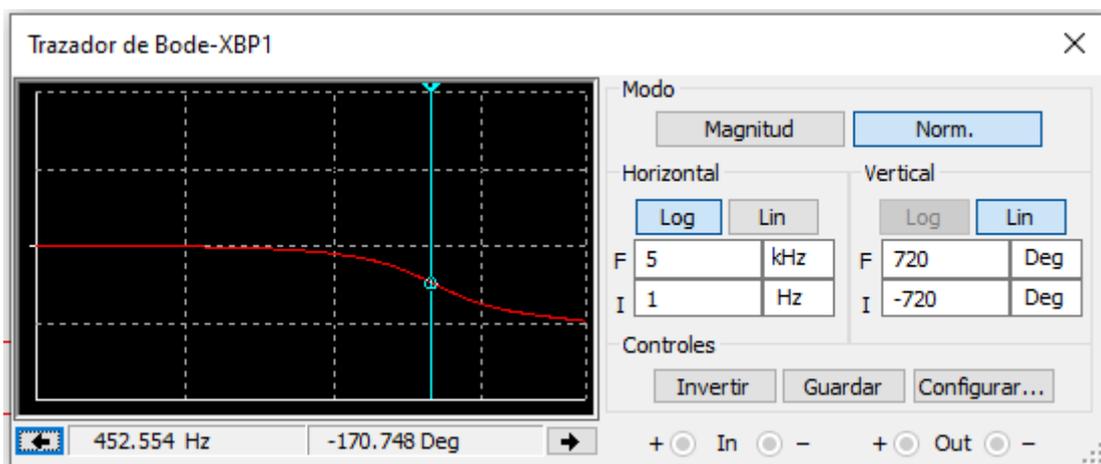


Ilustración 42. Diagrama de fase correspondiente a un filtro paso bajo.

Podemos observar el desplazamiento en fase de -17.748 grados de la señal de salida del filtro, respecto la señal de entrada, a una frecuencia de corte de aproximadamente 452 Hz.

7.1.2. Filtro Notch

Con el propósito de eliminar la componente de 50 Hz, Se diseñó un filtro Notch.
 El circuito es el siguiente:

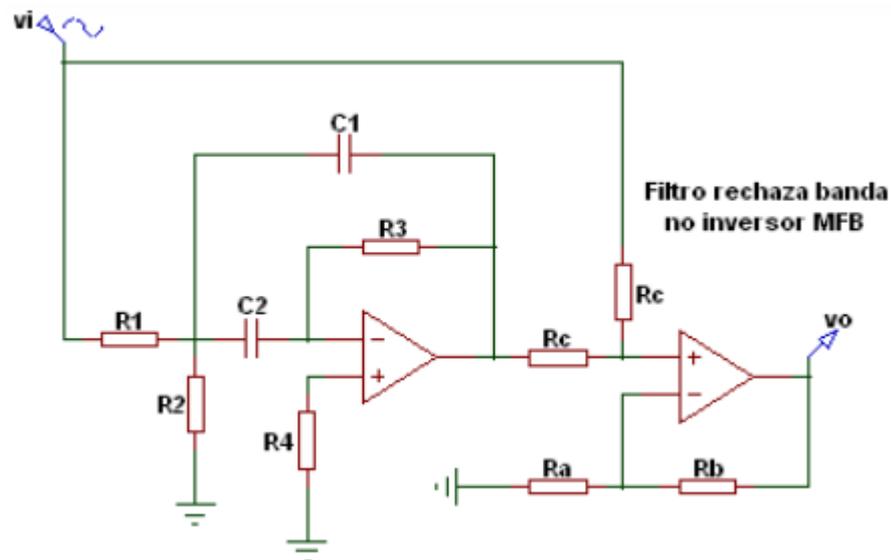


Ilustración 43. Filtro rechaza banda activo de segundo orden MFB. [5]

7.1.2.1. Cálculos

La función de transferencia es la siguiente:

$$\frac{v_0}{v_i}(s) = \pm A \left[\frac{s^2 + \frac{1}{C_1 C_2 R_3} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)}{s^2 + s \frac{1}{R_3} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) + \frac{1}{C_1 C_2 R_3} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)} \right]$$

Las ecuaciones de diseño del filtro son las siguientes:

$$R_a = \frac{AR_c}{2A - 1}$$

$$R_b = AR_c$$

$$R_1 = \frac{Q}{2\pi f_0 C_1}$$

$$R_2 = \frac{1}{4\pi f_0 Q C_1}$$

$$R_3 = R_4 = \left(\frac{Q^2}{Q^2 + 1} + 1\right) \frac{Q}{2\pi f_0 C_1}$$

$$C_2 = \left(\frac{1}{Q^2} + 1\right) C_1$$

Para la realización de los cálculos, se tomaron unos valores libres, donde el valor de la ganancia (A) es de 1.5, el factor de calidad Q es de 5, el valor del condensador C1 es de 1uf, la resistencia Rc es de 1 KΩ y la frecuencia central f0 es de 50 Hz.

- Factor Q = 5
- Frecuencia central = 50 Hz
- Valor de ganancia = 1.5
- Valor de Rc = 1 KΩ

Donde R3 = R4.

Los valores obtenidos mediante las ecuaciones de diseño son los siguientes:

- Ra= 750 Ω
- Rb = 1.5 KΩ
- R1 = 15.91KΩ
- R2 = 318.31 Ω
- R3 = R4 = 31.22 KΩ
- C2 = 1.040 uF

7.1.2.2. Circuito

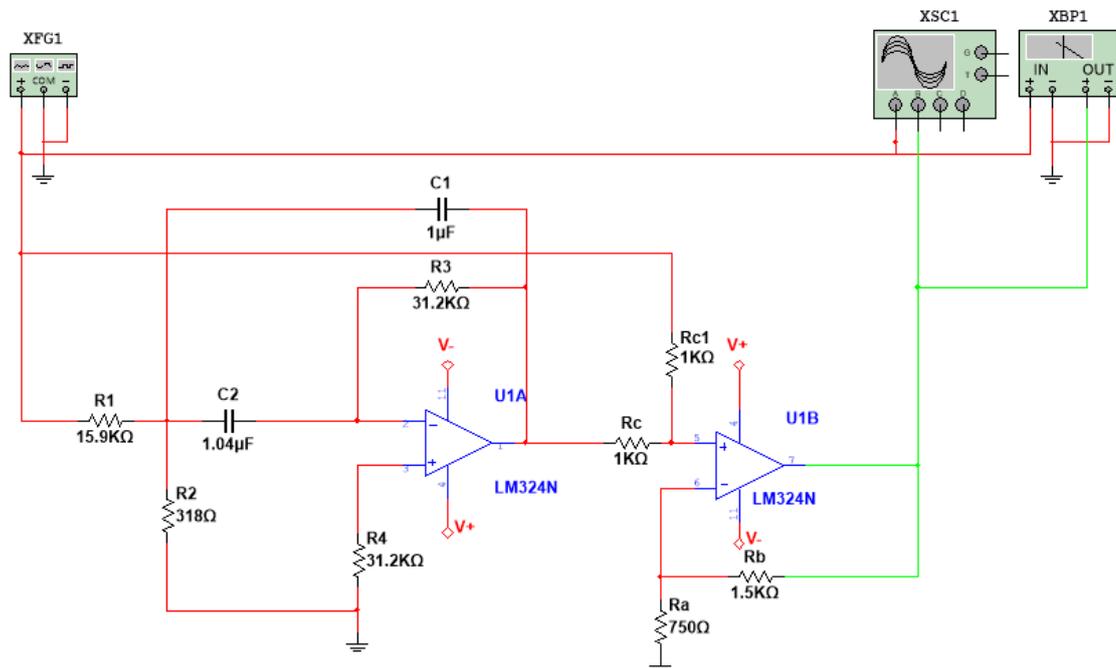


Ilustración 44. Filtro rechaza banda activo de segundo orden MFB.

7.1.2.3. Simulación en NI multisim

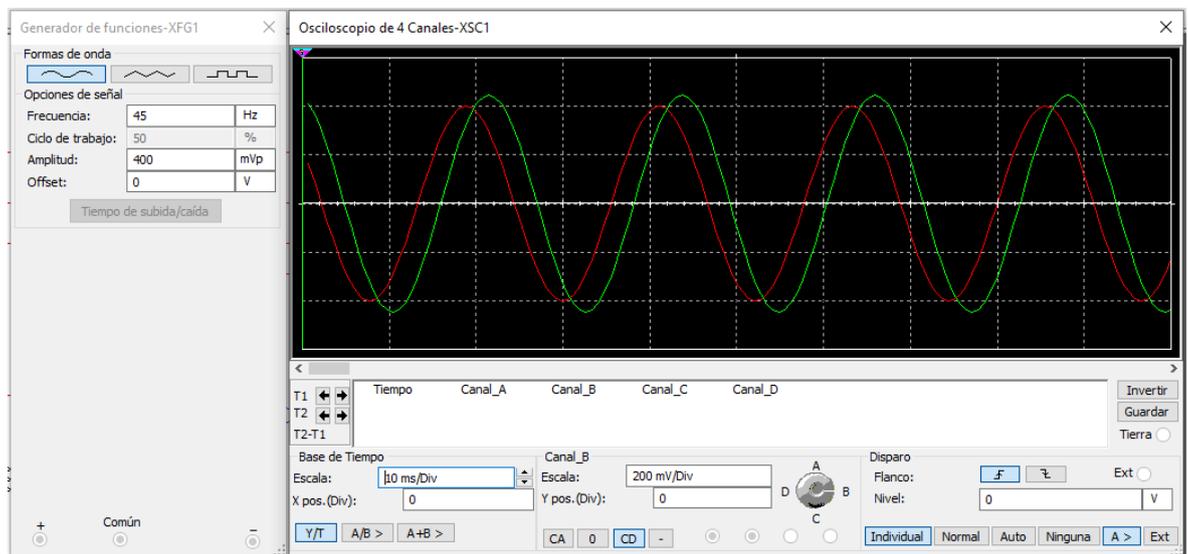


Ilustración 45. Señal de salida del filtro rechaza banda a 45 Hz.

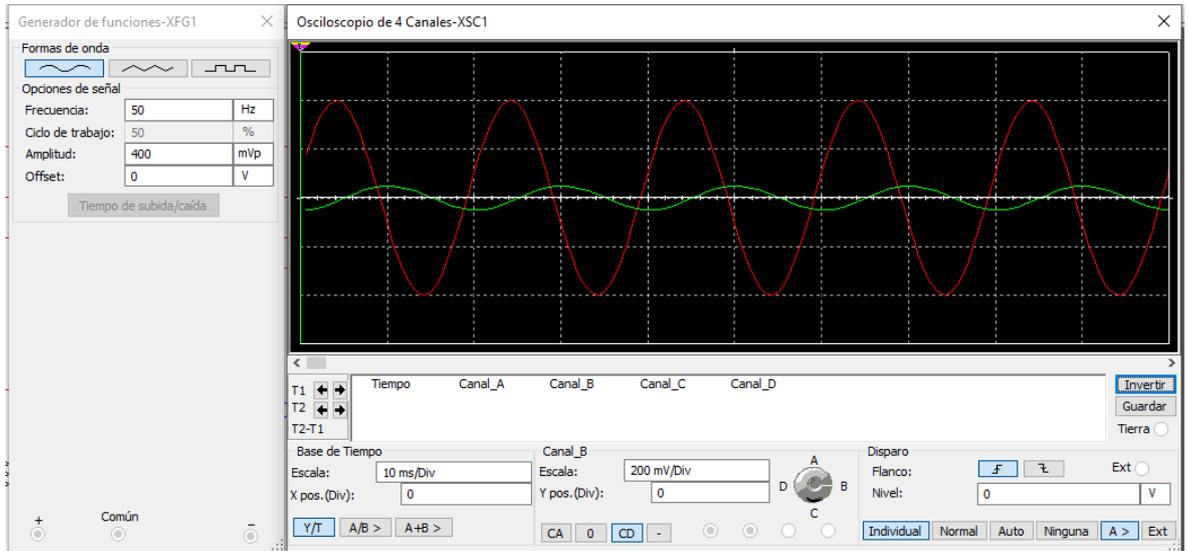


Ilustración 46 Señal de salida del filtro rechaza banda a 50 Hz.

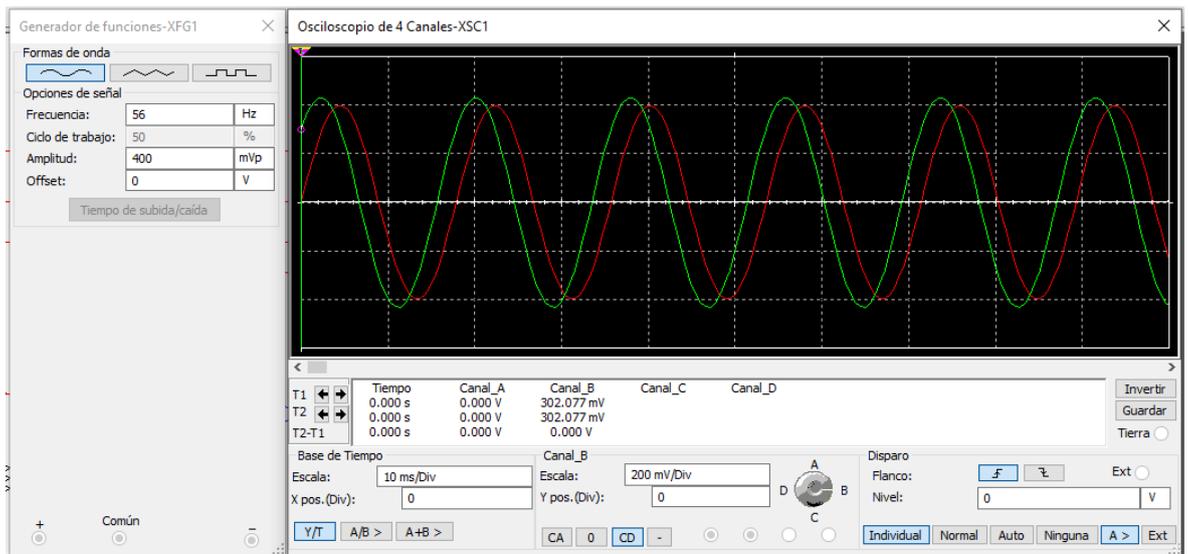


Ilustración 47. Señal de salida del filtro rechaza banda a 56 Hz.

Se observa nuevamente, la atenuación la se señal de entrada que coincide con la frecuencia de corte, que en este caso corresponde con 50 Hz. Superando o disminuyendo este valor, la señal irá siendo amplificada. A la frecuencia de 50 Hz de la señal de entrada (señal roja), la señal de salida (señal verde) es atenuada, completando el objetivo.

7.1.2.4. Simulación en osciloscopio

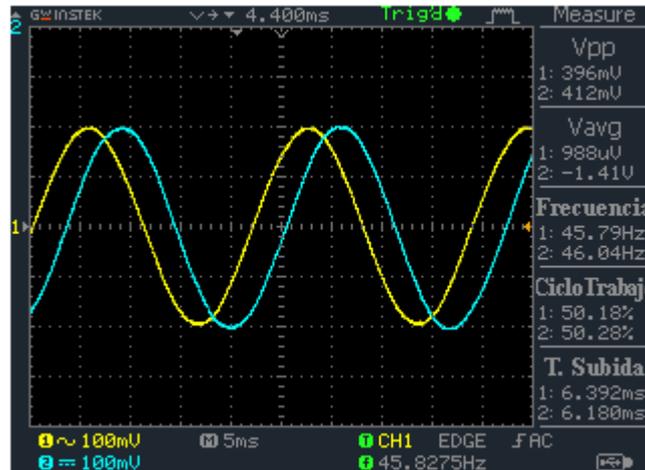


Ilustración 48. Señal de salida del filtro rechaza banda a 45 Hz.

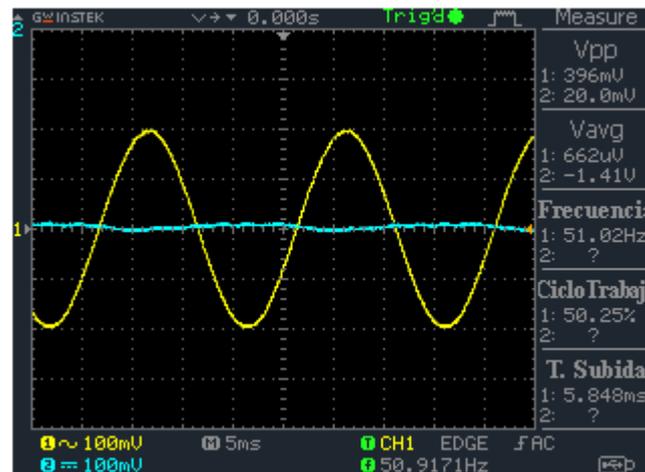


Ilustración 49. Señal de salida del filtro rechaza banda a 50 Hz.

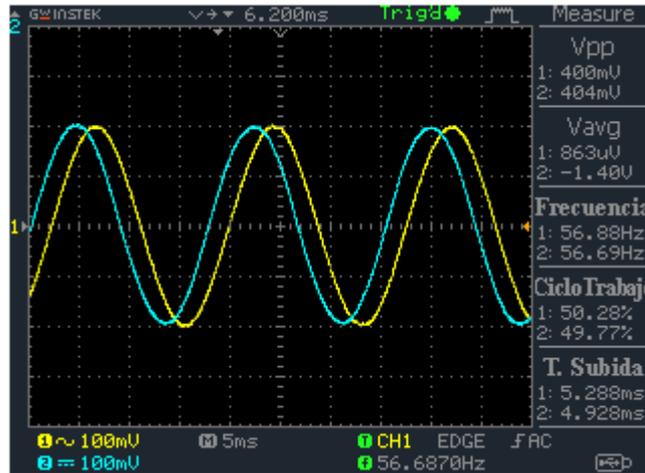


Ilustración 50. Señal de salida del filtro rechaza banda a 56 Hz.

Como resultado obtenemos la atenuación de la señal con frecuencias con valores de 50 Hz.

7.1.2.5. Diagrama de Bode

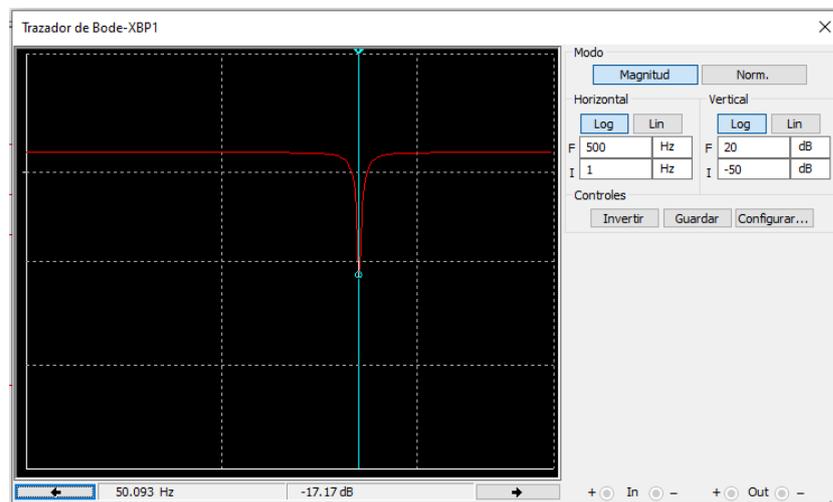


Ilustración 51. Diagrama de Bode de un filtro rechaza banda.

Se observa una atenuación de -17.17 Db para una frecuencia de corte de 50 Hz aproximadamente.

7.1.2.6. Diagrama de fase

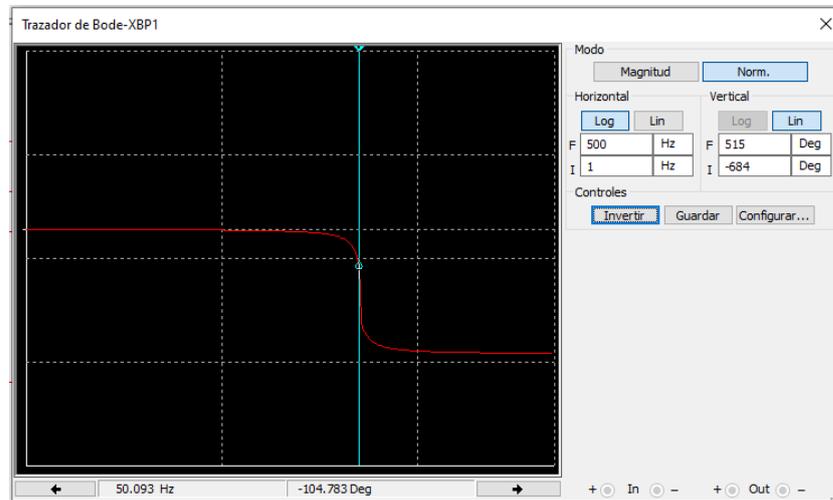


Ilustración 52. Diagrama de fase de un filtro rechaza banda.

Como se observa nuevamente, la señal de salida está desfasada respecto la señal de entrada -104.783 grados a una frecuencia de corte de 50 Hz aproximadamente.

7.2. Etapa de acondicionamiento

7.2.1. Rectificación de media onda

Se diseñó un rectificador de precisión de media onda positiva.

El rectificador de precisión difiere del rectificador mediante diodo, ya que el segundo obtiene a la salida una amplitud máxima equivalente a la amplitud de entrada menos la tensión umbral del diodo, destacando el rectificador de precisión por obtener una rectificación completa.

El circuito es el siguiente:

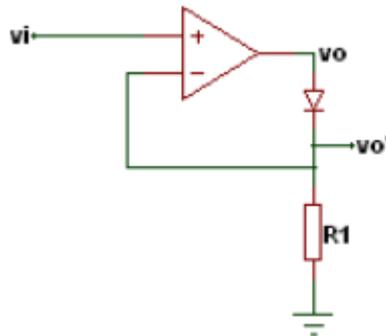


Ilustración 53. Rectificador de precisión de media onda. [5]

Cabe destacar que la salida donde obtenemos la señal de salida rectificadora, no se toma en v_0 sino en v_0' .

7.2.1.1. Cálculos

Durante el semiciclo positivo, el AOP se comporta como un amplificador seguidor.

A la salida del circuito v_0' se obtiene:

$$v_0' = v_i$$

Y a la salida del plicador v_0 se obtiene:

$$v_0 = v_i + v_d$$

Donde el voltaje del diodo v_d variará dependiendo del tipo.

Durante el semiciclo negativo de la señal, el diodo se comportará como un circuito abierto, haciendo que el AOP funcione como comparador, y por lo tanto la señal de salida será 0.

7.2.1.2. Circuito

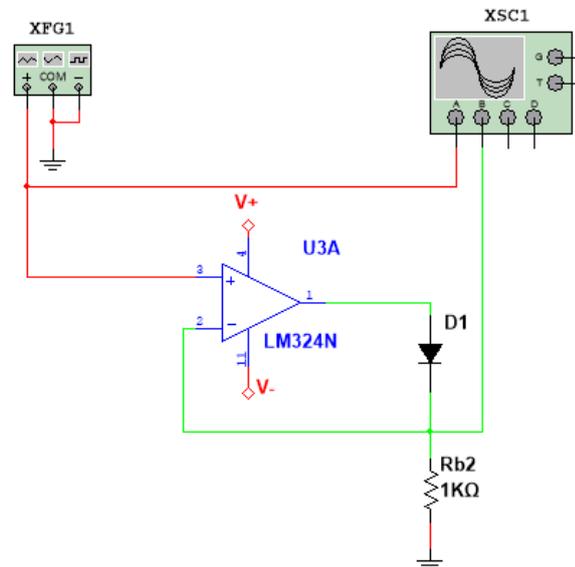


Ilustración 54. Circuito correspondiente a un rectificador de precisión de media onda positiva.

7.2.1.3. Simulación en multsim

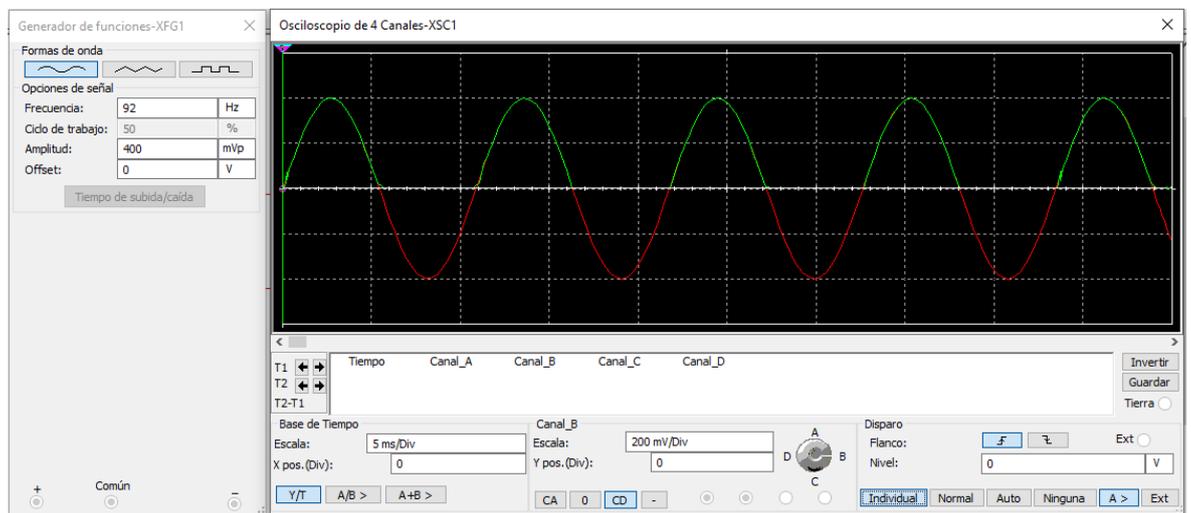


Ilustración 55. Señal de entrada y de salida correspondiente a un rectificador de precisión de media onda positivo.

7.2.1.4. Simulación en osciloscopio

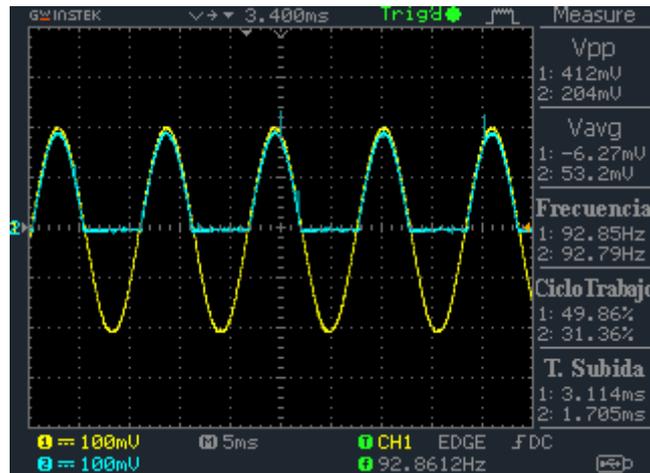


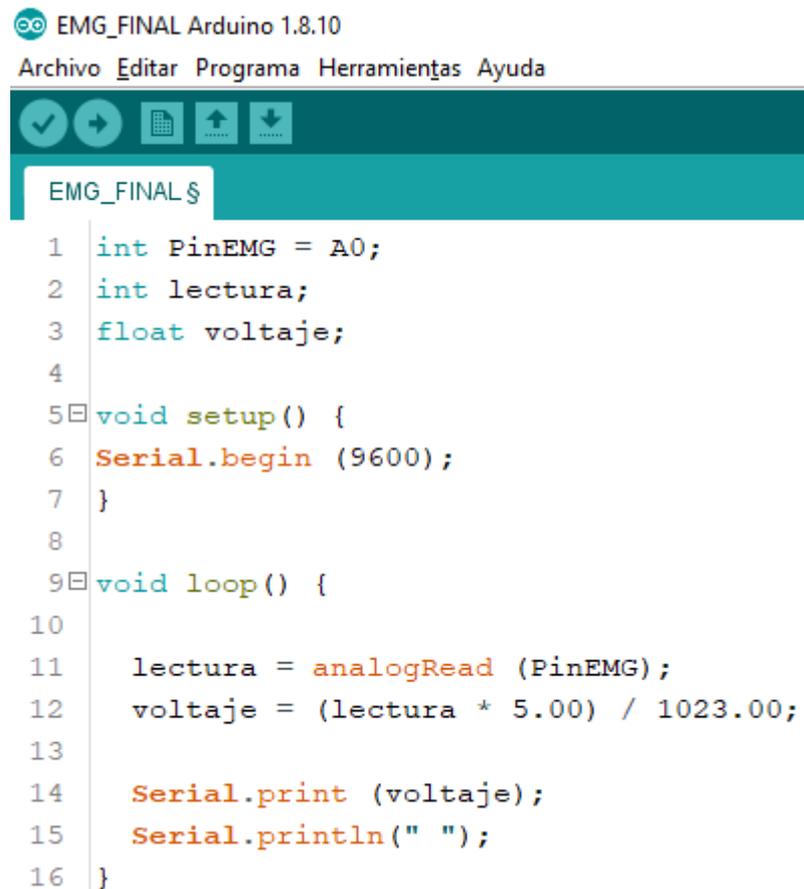
Ilustración 56. Señal de entrada y de salida correspondiente a un rectificador de precisión de media onda positivo, obtenidas mediante osciloscopio.

Se observa que la señal de entrada (señal amarilla), es rectificadada a la salida del sistema, eliminando por completo el semiciclo negativo de la señal.

7.3. ETAPA DE PROCESAMIENTO

7.3.1. Código de Arduino

Finalmente, El procesamiento fue realizado mediante el convertidor analógico digital ofrecido por Arduino, que nos proporciona una resolución de 10 bits, obteniendo enteros comprendidos entre 0 y 1023.



```
EMG_FINAL Arduino 1.8.10
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
EMG_FINAL $
1 int PinEMG = A0;
2 int lectura;
3 float voltaje;
4
5 void setup() {
6   Serial.begin (9600);
7 }
8
9 void loop() {
10
11   lectura = analogRead (PinEMG);
12   voltaje = (lectura * 5.00) / 1023.00;
13
14   Serial.print (voltaje);
15   Serial.println(" ");
16 }
```

Ilustración 57. Código en IDE Arduino, de la conversión a digital, de la señal analógica de entrada.

7.4. DISEÑO PCB

Para la realización de la PCB fue necesario utilizar un programa de diseño. En este caso fue utilizado un programa online ofrecido por EasyEDA.

7.4.1. Esquema electrónico

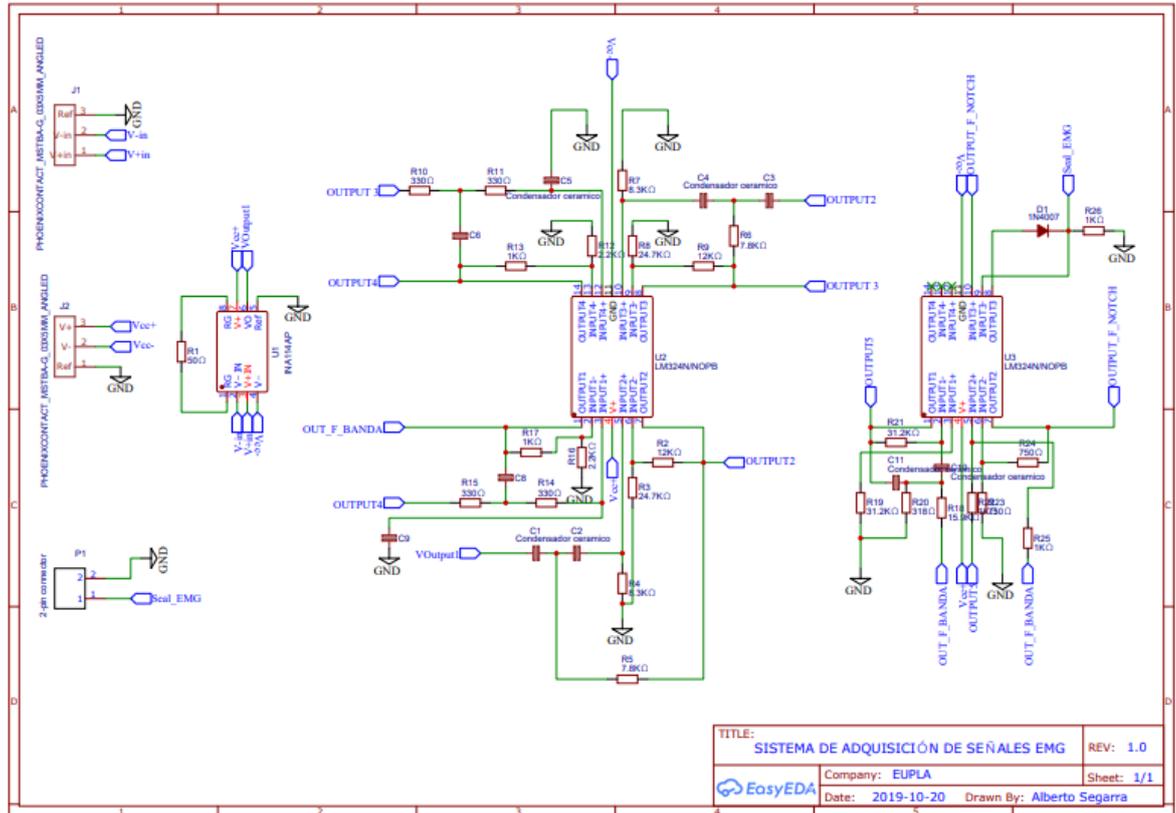


Ilustración 58. Circuito electrónico correspondiente al sistema completo de adquisición y pre-procesamiento de señales EMG.

7.4.2. Diseño de pistas

A continuación, se ofrece el diseño de la Top-Layer de la PCB, con la distribución de todos los elementos que componen el sistema:

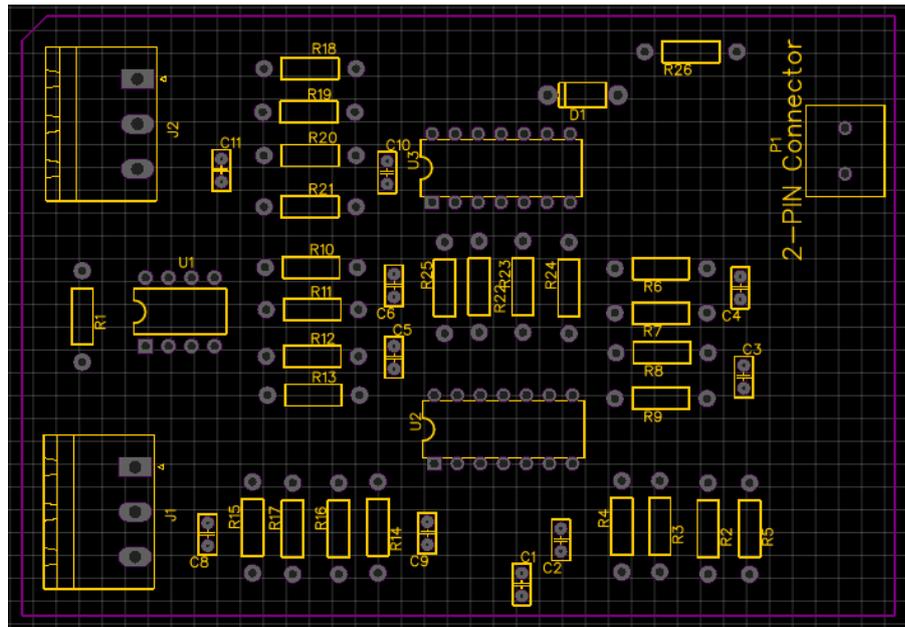


Ilustración 59. Distribución de los componentes sobre la placa.

A continuación, se ofrece el diseño de la Top-Layer de la PCB:

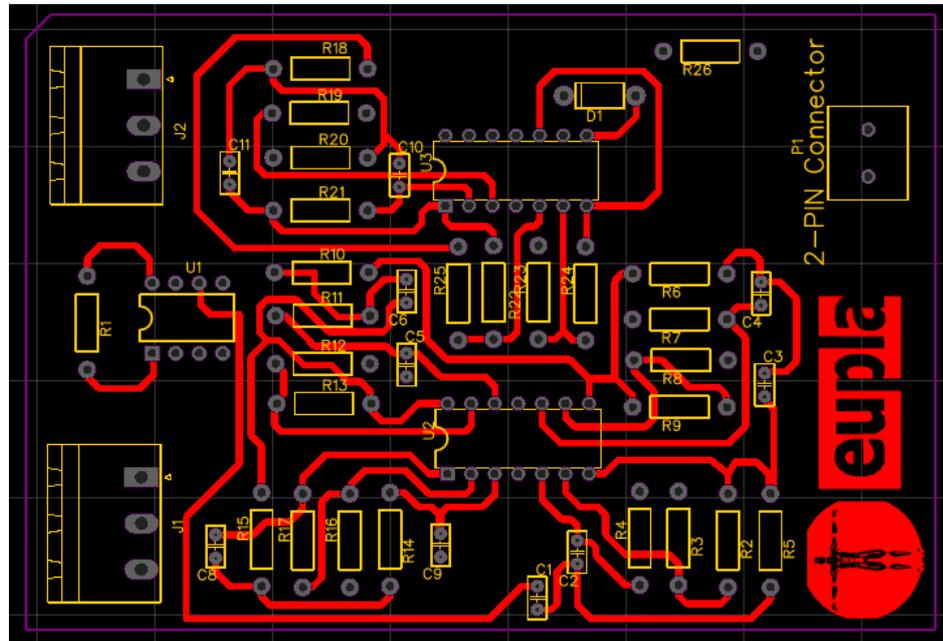


Ilustración 60. Top-Layer con las pistas conectadas.

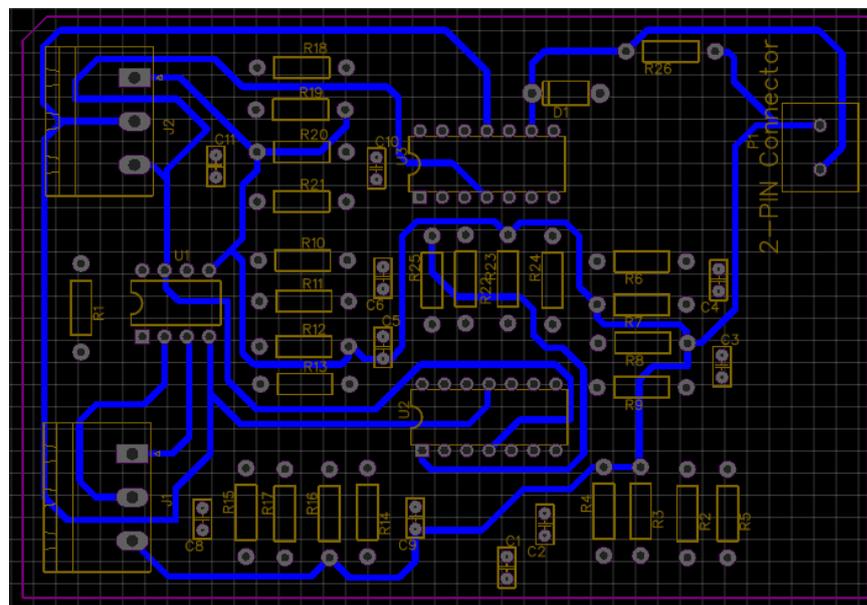


Ilustración 61. bottomLayer con las pistas de alimentación.

7.4.3. Diseño placa pcb

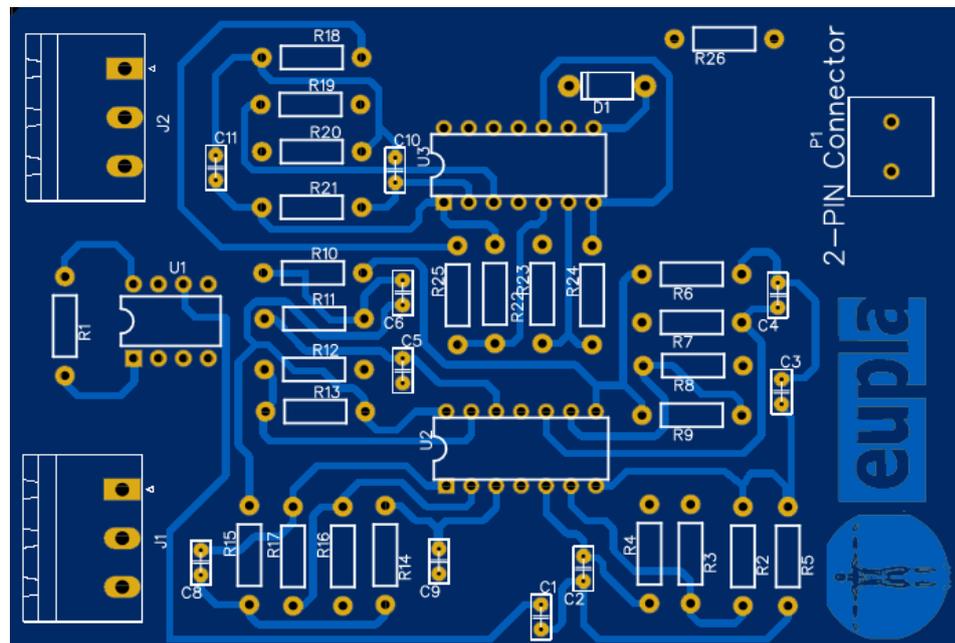


Ilustración 62. Top-Layer acabado final

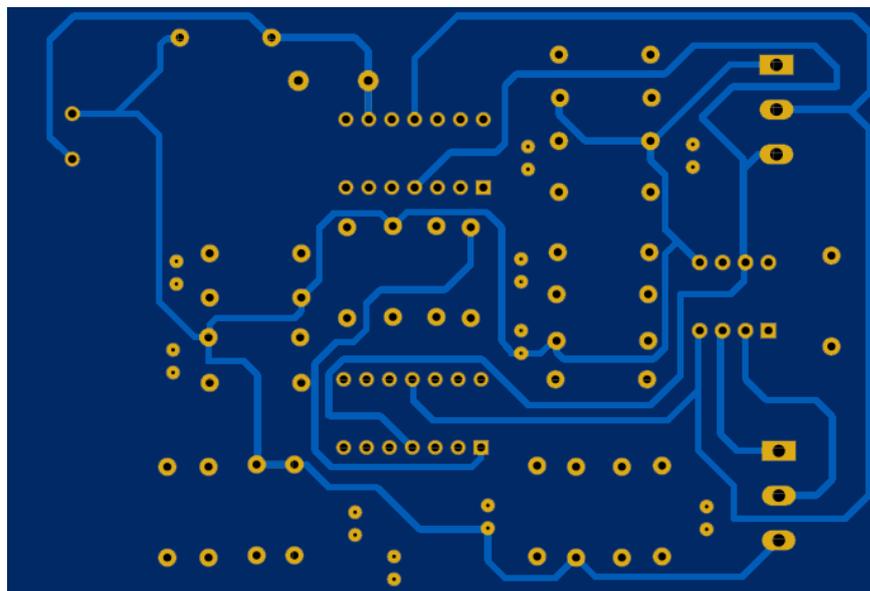


Ilustración 63. bottomLayer acabado final

7.4.4. PCB en 3D

El resultado obtenido, se muestra a continuación mediante una imagen de la placa pcb en 3D:

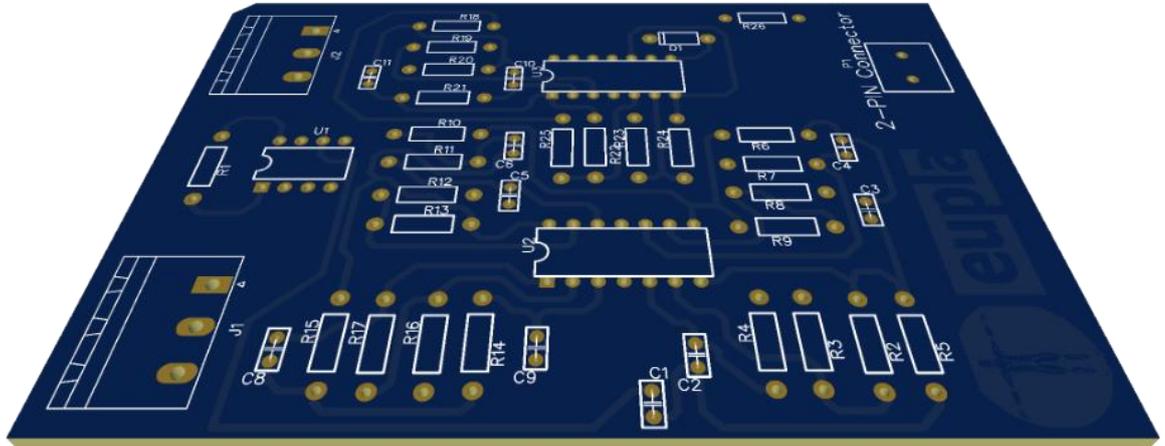


Ilustración 64. Placa PCB en 3D

8. RESULTADOS

Una vez se diseñó el prototipo, se realizaron pruebas de contracciones voluntarias mediante el osciloscopio del laboratorio.

En la siguiente imagen se pueden observar tres contracciones consecutivas, que muestran una amplitud V_{pp} de 8.56 V máximo.

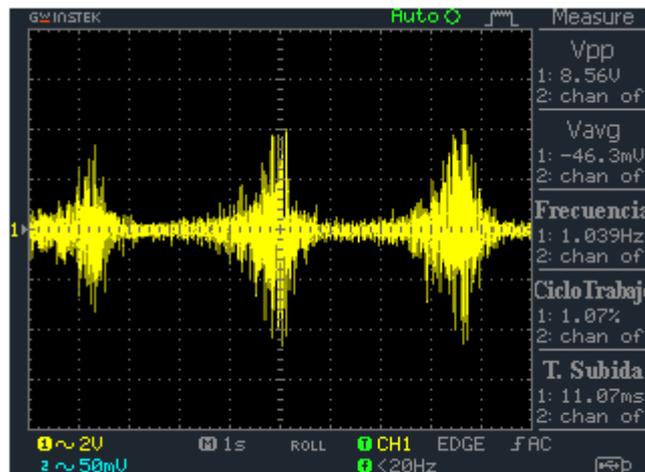


Ilustración 65. Representación de tres contracciones voluntarias mediante el osciloscopio.

La siguiente imagen fue tomada mediante el serial plotter de IDE Arduino, una vez realizó el tratamiento de la señal. Se muestran ocho contracciones voluntarias.

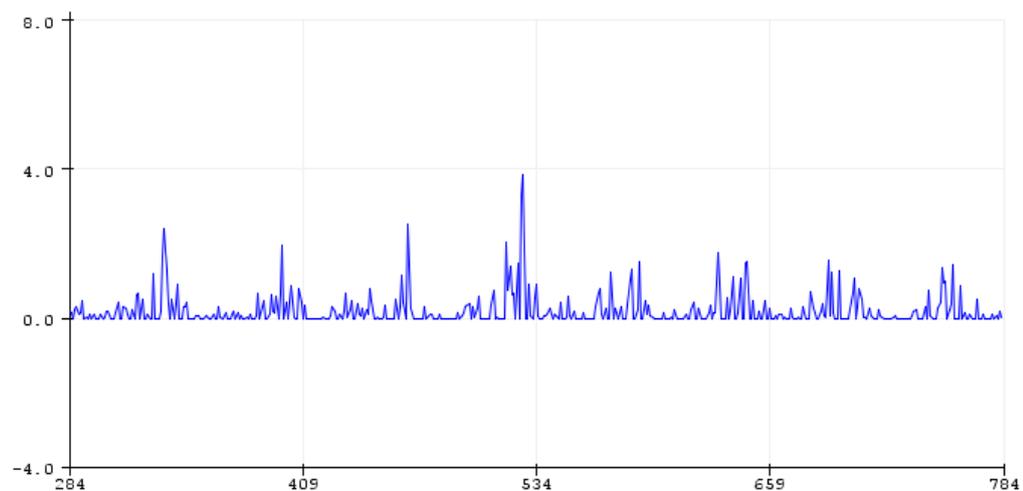


Ilustración 66. Contracciones musculares representadas en serial plotter de Arduino

9. LISTA DE MATERIALES

Nº	NOMBRE	DESIGNACIÓN	HUELLA	CANTIDAD	PARTE DEL FABRICANTE	FABRICANTE	Supplier	Supplier Part
1	INA114AP	U1	DIP-8	1	INA114AP	Texas Instruments	LSC	C38890
2	LM324N/NOPB	U2,U3	PDIP-14	2	LM324N/NOPB	Texas Instruments	LSC	C352847
3	2-pin connector	P1	2-PIN CONNECTOR	1	Phoenix Contact - MCV 1,5/ 2-G-5,08			
4	PHOENIXCONTACT_03X5MM	J1,J2	PHOENIXCONTACT_03X5.00MM	2			Element14	
5	24.7KΩ	R3,R8	AXIAL-0.4	2	CFR0W4/0102A50	UniOhm	LSC	G61293
6	8.3KΩ	R4,R7	AXIAL-0.4	2	CFR0W4/0102A50	UniOhm	LSC	G61293
7	12KΩ	R2,R9	AXIAL-0.4	2	CFR0W4/0102A50	UniOhm	LSC	G61293
8	7.8KΩ	R5,R6	AXIAL-0.4	2	CFR0W4/0102A50	UniOhm	LSC	G61293
9	330Ω	R10,R11,R14,R15	AXIAL-0.4	4	CFR0W4/0102A50	UniOhm	LSC	G61293
10	2.2KΩ	R12,R16	AXIAL-0.4	2	CFR0W4/0102A50	UniOhm	LSC	G61293
11	1KΩ	R13,R17,R22,R25,R26	AXIAL-0.4	5	CFR0W4/0102A50	UniOhm	LSC	G61293
12	15.9KΩ	R18	AXIAL-0.4	1	CFR0W4/0102A50	UniOhm	LSC	G61293
13	31.2KΩ	R19,R21	AXIAL-0.4	2	CFR0W4/0102A50	UniOhm	LSC	G61293
14	318Ω	R20	AXIAL-0.4	1	CFR0W4/0102A50	UniOhm	LSC	G61293
15	750Ω	R23,R24	AXIAL-0.4	2	CFR0W4/0102A50	UniOhm	LSC	G61293
16	50Ω	R1	AXIAL-0.4	1	CFR0W4/0102A50	UniOhm	LSC	G61293
17	1N4007	D1	DIODO	1	1N4007	LRC	LSC	C78540
18	Condensador ceramico	C1,C2,C3,C4,C5,C6,C8,C9,C10,C11	CONDENSADOR CERAMICO	10				

10. TRABAJOS FUTUROS

- Como complemento a este sistema, se puede considerar un giroscopio, con el objeto de conocer además de la contracción voluntaria del músculo biceps, la variación de giro del brazo.
- Posible inclusión de señales mioeléctricas en sistemas robóticos en la industria mejorando la seguridad de los operarios
- De aplicación como interface de control hombre-máquina, con el objeto de comandar distintos actuadores capaces de interpretar dicha señal.

11. CONCLUSIONES

Estudiar y realizar este proyecto ha ayudado a la comprensión de las funcionalidades que proporciona el cuerpo humano.

Cabe destacar que el presente proyecto fue llevado a cabo con el objeto de estudiar la intencionalidad de movimiento mediante contracción del biceps en un individuo sano en su totalidad. Sería interesante obtener resultados realizando pruebas a distintos pacientes con diferente anatomía o con daño neuromuscular, con el objeto de obtener más datos y más información útil, de cara a un futuro diseño de una implantación protésica.

No cabe duda de que la tecnología permite una significativa calidad de vida de las personas, en este caso, con alguna amputación o pérdida de movilidad de algún miembro del cuerpo.

Por lo tanto, el presente proyecto sienta las bases como herramienta de diagnóstico de reclutamiento de fibras musculares

12. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] J. Pauk, «419. Different techniques for EMG signal processing,» *JOURNAL OF VIBROENGINEERING*, vol. 10, pp. 571-575, Diciembre 2008.
- [2] DFROBOT, [En línea]. Available: https://wiki.dfrobot.com/Analog_EMG_Sensor_by_OYMotion_SKU_SEN0240.
- [3] H. «Fisiología,» 19 Febrero 2011. [En línea]. Available: <http://fisiologiajmv-hilda.blogspot.com/2011/02/unidad-iii-fisiologia-muscular.html>.
- [4] C. J. De Luca, «SURFACE ELECTROMYOGRAPHY: DETECTION AND RECORDING,» 2002. [En línea]. Available: <https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/semg-detection-and-recording.pdf>.
- [5] «Naturales con Andrea y Carlos,» 12 Marzo 2016. [En línea]. Available: <http://naturalesconandreycarlos.blogspot.com/2016/03/tema-4-sistema-nervioso-y-aparato.html>.
- [6] «Músculo esquelético,» 29 Abril 2013. [En línea]. Available: <http://omarpsiconauta.blogspot.com/2013/04/musculo-esqueletico.html>.
- [7] A. M. M. e. Español, *Contracción Muscular - Ciclo de Puentes Cruzados*. Alila Medical Media Español., 2016.