



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

TRABAJO FINAL DEL

REALIZADO POR

TUTORIZADO POR

CURSO ACADÉMICO: 2020/2021

Resumen

Entre los conocimientos aprendidos durante el grado de ingeniería electrónica industrial y automática, uno de los más importantes ha sido el tratado de señales a partir de amplificadores y filtros en la asignatura de instrumentación electrónica. Es por ello que el propósito de este trabajo de fin de grado es aplicar estos e implementarlos en uno de los instrumentos más comunes dentro de la medicina. Este instrumento es denominado electromiograma y es capaz de captar las señales musculares producidas por el ser humano al generar un movimiento desde una extremidad.

Por otra parte, debido a que el grado incorpora un gran número de asignaturas relacionadas con el control y la robótica, la señal tratada será utilizada para mover una pinza con la finalidad de imitar el funcionamiento de una prótesis.

Para realizar esta primera versión de prótesis biónica es necesario el estudio y cálculo del circuito, la simulación de este, la implementación del sistema y, por último, la aplicación de la señal muscular al sistema robotizado.

Así, en este trabajo se podrán encontrar los objetivos y limitaciones de la realización del proyecto, la explicación de los conceptos médicos, los conceptos teóricos electrónicos y las etapas previamente nombradas. Por último, se incorporarán los planos que forman el circuito, además del pliego de condiciones y el presupuesto para su desarrollo.

Palabras clave: Electromiograma, sistema robotizado, prótesis biónica.

Resum

Entre els coneixements apresos durant el grau d'enginyeria electrònica industrial i automàtica, un dels més importants ha sigut el tractat de senyals a partir d'amplificadors i filtres en l'assignatura d'instrumentació electrònica. És per això que el propòsit d'aquest treball de fi de grau és aplicar aquests coneixements prèviament nomenats i implementar-los en un dels instruments més comuns dins de la medicina. Aquest instrument és denominat electromiograma i és capaç de captar els senyals musculars produïdes per l'ésser humà al moure una extremitat.

D'altra banda, pel fet que el grau incorpora un gran nombre d'assignatures relacionades amb el control i la robòtica, la senyal tractada serà utilitzada per moure una pinça amb la finalitat d'imitar el funcionament d'una pròtesi.

Per realitzar aquesta primera versió de pròtesis biònica és necessari l'estudi i càlcul del circuit, la simulació d'aquesta, la implementació del sistema i, finalment, l'aplicació de la senyal muscular a un sistema robotitzat.

Així, en aquest treball es podran trobar els objectius i limitacions de la realització del projecte, l'explicació dels conceptes mèdics, els conceptes teòrics electrònics i les etapes prèviament esmentades. Finalment, s'incorporaran els plànols que formen el circuit, a més del plec de condicions i el pressupost per al seu desenvolupament.

Paraules clau: Electromiograma, sistema robotitzat, pròtesis biònica.

Abstract

Among the knowledge learned during the degree in industrial and automatic electronic engineering, one of the most important has been the treatment of signals from amplifiers and filters in the subject of electronic instrumentation. For this reason, the purpose of this final degree project is to apply this previously mentioned knowledge and implement it in one of the most common instruments in medicine. This instrument is called electromyogram and is capable of capturing the muscle signals produced by humans when moving a limb.

On the other hand, since the degree incorporates a large number of subjects related to control and robotics, the treated signal will be used to move a clamp in order to imitate the operation of a prosthesis.

To carry out this first version of bionic prosthesis, it is necessary to study and calculate the circuit, its simulation, the implementation of the system and, finally, the application of the muscle signal to the robotic system.

Thus, in this project can be found the objectives and limitations of carrying it out, the explanation of the medical concepts, the electronic theoretical concepts and the previously named stages. Finally, the plans that make up the circuit will be incorporated, as well as the specifications and the budget for its development.

Keywords: Electromyogram, robotic system, bionic prosthesis.

Agradecimientos

A mi familia y amigos por todo su apoyo durante todos estos años de Universidad, así como en cada una de las etapas de mi vida.

A mi tutor y profesor Salvador Coll Arnau por su ayuda durante la realización de este proyecto además de su dedicación y entusiasmo en las clases.

A la escuela de ingeniería superior del diseño por facilitarme los instrumentos y programas necesarios.

Y a mis compañeros de carrera por tantos buenos momentos durante el grado.

Índice

Resumen	1
Resum	2
Abstract	3
Agradecimientos	4
Tabla de Figuras.....	8
Documento 1: Memoria	11
1. Objeto e introducción	11
1.1 Introducción y necesidades.....	11
1.2 Objeto.....	12
1.3 Limitaciones	13
2. Conceptos médicos	14
2.1 Contracción muscular.....	14
2.2 Potencial de acción	16
2.3 Electromiograma	18
3. Etapas EMG	24
3.1 Amplificación diferencial.....	24
3.2 Filtrado de la señal	25
3.2.1 Filtro paso alto.....	26
3.2.2 Filtro rechaza banda	28
3.2.3 Filtro paso bajo.....	30
3.3 Segunda amplificación	33
3.4 Rectificador de precisión de onda completa.....	35
3.5 Integrador.....	39
3.6 Detector de envolvente.....	40
3.7 Conversor analógico-digital (ADC)	41
4. Cálculo etapas EMG.....	42
4.1 Amplificación diferencial.....	43
4.2 Filtro paso alto.....	48
4.3 Filtro rechaza banda.....	52
4.4 Filtro paso bajo.....	54
4.5 Segunda amplificación	56
4.6 Rectificador de onda completa	58
4.7 Integrador.....	61
4.8 Detector de envolvente.....	63

4.9	Convertor analógico-digital.....	64
4.9.1	ESP32-D0WDQ6.....	64
4.9.2	ATMEGA2560	65
5.	Simulación	67
5.1	Señal de entrada	68
5.2	Amplificación de instrumentación	70
5.3	Filtro paso alto.....	72
5.4	Filtro Notch.....	74
5.5	Filtro paso bajo.....	76
5.6	Segunda amplificación	78
5.7	Rectificador onda completa e integrador	79
5.8	Detector de envolvente.....	80
6.	Implementación	82
6.1	Amplificador de instrumentación	83
6.2	Filtro paso alto.....	84
6.3	Filtro rechaza banda.....	86
6.4	Filtro paso bajo.....	87
6.5	Segunda amplificación	89
6.6	Rectificador de onda completa y detector de envolvente.....	90
7.	Sistema robotizado.....	91
7.1	Alternativas	92
7.1.1	Brazo robótico de 4 grados de libertad.....	92
7.1.2	Brazo robótico de 6 grados de libertad.....	93
7.2	Solución adoptada.....	94
7.3	Montaje	95
7.4	Circuito	97
7.5	Código.....	98
8.	Ensayos.....	101
8.1	Ensayo I - Señal EMG	102
8.1.1	Prueba I	103
8.1.2	Prueba II	105
8.2	Ensayo II – Apertura y cierre de la pinza	107
8.3	Ensayo III – Cierre de la pinza sosteniendo objeto	109
9.	Discusión	110
9.1	Análisis de resultados – Ensayo I.....	110
9.2	Análisis de resultados – Ensayo II.....	111

9.3	Análisis de resultados – Ensayo II.....	111
10.	Conclusión	112
	Documento 2: Planos	114
	Documento 3: Presupuestos	124
1.	Introducción	124
2.	Mano de obra.....	124
3.	Equipo y Software utilizado.....	125
4.	Prótesis biónica	126
4.1	Coste elemental de los componentes.....	126
4.2	Coste descompuesto	127
4.3	Coste unitario	128
4.4	Coste mediciones	128
4.5	Valoración	129
5.	Síntesis.....	129
	Documento 4: Pliego de condiciones.....	130
1.	Introducción	130
2.	Condiciones componentes electrónicos	130
2.1	Componentes pasivos	130
2.2	Componentes activos.....	132
2.3	Alimentación	132
3.	Condiciones de funcionamiento	132
4.	Condiciones legales	134
	Bibliografía.....	135

Tabla de Figuras

Figura 1: transmisión del potencial de acción.....	14
Figura 2: liberación de iones	15
Figura 3: relajación y contracción muscular.....	15
Figura 4: fases del potencial de acción	17
Figura 5: electrodo de placas metálicas.....	18
Figura 6: electrodos flotantes	19
Figura 7: electrodos flexibles	19
Figura 8: electrodo de aguja aislado	20
Figura 9: electrodo coaxial bipolar.....	20
Figura 10: microelectrodo vista externa	21
Figura 11: microelectrodo vista interna.....	21
Figura 12: electrodo marca Lessa.....	21
Figura 13: posición de los electrodos en el brazo	22
Figura 14: señal EMG en reposo y actividad	22
Figura 15: diagrama de bloques del circuito EMG	24
Figura 16: circuito teórico amplificador de instrumentación	25
Figura 17: comportamiento ganancia filtro paso alto.....	26
Figura 18: filtro paso alto estructura Sallen-key	27
Figura 19: filtro paso alto estructura MFB	28
Figura 20: comportamiento ganancia filtro Notch.....	28
Figura 21: filtro Notch estructura Twin-T.....	29
Figura 22: comportamiento ganancia filtro paso bajo.....	30
Figura 23: filtro paso bajo estructura sallen-key.....	31
Figura 24: filtro paso bajo estructura MFB	32
Figura 25: amplificador no inversor	33
Figura 26: amplificador inversor	34
Figura 27: circuito puente de diodos	35
Figura 28: semiciclos positivo y negativo del rectificador.....	36
Figura 29: rectificación de la onda	36
Figura 30: circuito rectificador de precisión onda completa	37
Figura 31: etapas rectificación onda	38
Figura 32: circuito integrador.....	39
Figura 33: señal rectificada tras el filtro.....	39
Figura 34: circuito detector envolvente.....	40
Figura 35: funcionamiento circuito detector de envolvente	40
Figura 36: fases ADC.....	41
Figura 37: circuito interno INA129P	44
Figura 38: ilustración real INA129P	44
Figura 39: circuito interno AD620	45
Figura 40: ilustración real AD620	46
Figura 41: amplificador diferencial calculado	47
Figura 42: ilustración real ADA4666- 2.....	48
Figura 43: pines ADA4666-2	48
Figura 44: pines ADA4692-2	49
Figura 45: ilustración real ADA4692-2	49

Figura 46: filtro paso alto calculado	51
Figura 47: filtro Notch calculado	53
Figura 48: filtro paso bajo calculado	55
Figura 49: segunda amplificación calculada.....	57
Figura 50: símbolo diodo rectificador	58
Figura 51: símbolo diodo Zener	59
Figura 52: ilustración real diodo.....	59
Figura 53: rectificador onda completa calculado.....	60
Figura 54: integrador calculado	62
Figura 55: rectificador junto a integrador	62
Figura 56: detector de envolvente calculado.....	63
Figura 57: ilustración real ESP32-D0WDQ6.....	64
Figura 58: ilustración real ESP32-WROOM-32	65
Figura 59: ilustración real ATMEGA2560	65
Figura 60: ilustración real Arduino Mega.....	66
Figura 61: entrada amplificador diferencial simulación.....	68
Figura 62: señal base de datos	69
Figura 63: señal diferencial pre-amplificación diferencial	69
Figura 64: circuito interno INA129P	70
Figura 65: amplificador de instrumentación en simulación.....	70
Figura 66: señal simulada tras amplificador de instrumentación	71
Figura 67: filtro paso alto simulado	72
Figura 68: señal simulada tras filtro paso alto	72
Figura 69: transformada de Fourier tras filtro paso alto.....	73
Figura 70: diagrama de bode del filtro paso alto	73
Figura 71: filtro Notch simulado.....	74
Figura 72: señal simulada tras filtro Notch	74
Figura 73: transformada de Fourier tras filtro Notch.....	75
Figura 74: diagrama de bode del filtro Notch	75
Figura 75: filtro paso bajo simulado.....	76
Figura 76: señal simulada tras filtro paso bajo	76
Figura 77: transformada de Fourier tras filtro paso bajo.....	77
Figura 78: diagrama de bode tras filtro paso bajo	77
Figura 79: segunda amplificación simulada	78
Figura 80: señal simulada tras segunda amplificación.....	78
Figura 81: diagrama de bode segunda amplificación.....	79
Figura 82: rectificador precisión onda completa simulado.....	79
Figura 83: señal simulada tras rectificador	80
Figura 84: detector de envolvente simulado	80
Figura 85: señal simulada tras el detector de envolvente	81
Figura 86: circuito EMG implementado	82
Figura 87: amplificación diferencial implementada.....	83
Figura 88: filtro paso alto implementado	84
Figura 89: filtro Notch implementado.....	86
Figura 90: filtro paso bajo implementado.....	87
Figura 91: segunda amplificación implementada	89
Figura 92: rectificador de onda completa implementado	90
Figura 93: onda rectificada osciloscopio	90

Figura 94: onda sin rectificar osciloscopio	90
Figura 95: ilustración real robot 4 GDL	92
Figura 96: ilustración real robot 6 GDL	93
Figura 97: robot de 4 GDL utilizado.....	94
Figura 98: servomotores utilizados	94
Figura 99: base del robot	95
Figura 100: parte lateral robot.....	95
Figura 101: cuerpo completo robot	96
Figura 102: pinza robot	96
Figura 103: robot completo	96
Figura 104: circuito robot simulado	97
Figura 105: código completo.....	98
Figura 106: librerías código	99
Figura 107: interrupciones código	99
Figura 108: parte principal del código.....	100
Figura 109: código Matlab.....	102
Figura 110: mano abierta paciente 1	103
Figura 111: mano cerrada paciente 1	103
Figura 112: mano abierta paciente 2	104
Figura 113: mano cerrada paciente 2	104
Figura 114: mano abierta con objeto paciente 1	105
Figura 115: mano cerrada con objeto paciente 1	105
Figura 116: mano abierta con objeto paciente 2	106
Figura 117: mano cerrada con objeto paciente 2	106
Figura 118: pinza abierta ensayo II	107
Figura 119: pinza cerrada ensayo II.....	107
Figura 120: pinza cerrada ensayo III.....	109
Figura 121: pinza cerrada ensayo III.....	109
Figura 122: gráficas señales musculares	110

Tabla de Gráficas

Gráfica 1: ganancia del amplificador diferencial.....	83
Gráfica 2: diagrama de bode del filtro paso alto implementado	85
Gráfica 3: diagrama de bode del filtro Notch implementado	86
Gráfica 4: diagrama de bode del filtro paso bajo implementado	88
Gráfica 5: diagrama de bode tras los filtros implementados.....	88
Gráfica 6: ganancia segunda amplificación implementada	89
Gráfica 7: pulsos ensayo I paciente 1	103
Gráfica 8: pulsos ensayo I paciente 2.....	104
Gráfica 9: fuerza constante ensayo I paciente 1	105
Gráfica 10: fuerza constante ensayo I paciente 2	106
Gráfica 11: representación gráfica señal EMG y señal servo	108

Documento 1: Memoria

1. Objeto e introducción

1.1 Introducción y necesidades

Existe una gran preocupación por parte de la Administración de Seguridad y Salud Ocupacional española respecto al reciente aumento de accidentes en el trabajo, que suponen la amputación de extremidades y miembros. Más de 20.000 trabajadores españoles sufren cada año una amputación o pérdida de la integridad física de una extremidad, según la Oficina de Estadística Laborales. Sin embargo, no son solamente los trabajadores los que padecen este tipo de pérdidas, sino que el número de personas que sufren de amputación por enfermedad o accidente no laboral, se extiende hasta los 59.000 anuales [1].

Este tipo de accidentes genera en muchas de las víctimas un impacto psicológico muy significativo. La mayoría de pacientes deben hacer frente a fases de negación, rabia e incluso depresión. Incluso, tal y como es mencionado en varios artículos, “el problema psicológico puede ser tan significativo como los desafíos físicos” [2].

Es por ello que este proyecto puede ser un primer paso a cubrir los problemas previamente mencionados. Gracias a las prótesis biónicas los trabajadores podrían tanto reincorporarse a la actividad laboral, como disfrutar de su vida de la misma manera que lo hacían previamente a la pérdida del miembro. Mediante esta clase de dispositivos, la calidad de vida de los pacientes se vería altamente mejorada.

1.2 Objeto

El objetivo de este proyecto es desarrollar un prototipo de prótesis biónica a través del diseño e implementación de un circuito EMG capaz de captar las señales musculares. A pesar de que su amplitud se haya visto reducida por la pérdida de la extremidad o de la capacidad muscular, estas pueden ser tratadas y utilizadas en prótesis biónicas. De esta manera, el usuario será capaz de abrir y cerrar una pinza robótica en función del movimiento que realice con su mano.

Además, uno de los principales objetivos es que el circuito EMG pueda ser utilizado a su vez como elemento de diagnóstico, ya que permite evaluar la cantidad de fuerza que el usuario es capaz de ejercer, lo que permite evaluar la calidad del músculo. Para conseguir captar las señales serán necesarias varias etapas entre las que se incluyen la amplificación, el filtrado, la integración y la conversión.

Se trata de la primera parte de un sistema más complejo donde se profundizaría en el tratamiento digital de la señal y el estudio de patrones de movimiento mediante redes neuronales. Con ello, se pretende colaborar en la investigación de las prótesis biónicas, cuyo precio actual supone un verdadero esfuerzo para las personas afectadas; así como facilitarles el retorno a muchas de las actividades que podían desarrollar anteriormente con total normalidad.

1.3 Limitaciones

A pesar de que el objetivo del proyecto sea realizar un prototipo de prótesis donde la señal muscular tratada y amplificada sea aplicada a un sistema robótico, existen una serie de limitaciones en su desarrollo. Las prótesis biónicas son sistemas muy complejos ya que su finalidad es imitar, con la mayor precisión posible, el comportamiento del cuerpo humano. Para ello, a pesar de que el sensor muscular desarrollado es capaz de obtener con gran precisión la señal muscular, se debe tener en cuenta que el propio diseño del sistema robotizado, englobaría otro proyecto.

Otra de las principales limitaciones de este proyecto ha sido el presupuesto utilizado, que posteriormente se explicará en detalle. Aunque los instrumentos de medida utilizados han sido clave y suficientes para realizar el proyecto, existe una limitación en cuanto al modelo utilizado, debido a que no era capaz de generar señales de tan baja amplitud como la muscular. De nuevo, como consecuencia del bajo presupuesto, la calidad de los materiales utilizados para el desarrollo del brazo robótico no es lo suficientemente precisa como para simular una prótesis real, por lo que se limita al prototipado de estudio.

Por último, a causa de la falta de un equipo médico que valore la calidad de las señales tomadas, no ha sido posible las pruebas con electrodos percutáneos, los cuales contendrían un menor ruido en la señal y permitirían un mejor análisis.

No obstante, las limitaciones mencionadas en los epígrafes anteriores no impiden que este proyecto sirva como prototipado para el posible desarrollo de futuras prótesis más complejas y dotadas de un mayor presupuesto.

2. Conceptos médicos

2.1 Contracción muscular

Los músculos se contraen y relajan para mover mecánicamente el cuerpo. A este proceso mecánico se le denomina mecanismo de contracción muscular [3]. Este proceso se puede dividir en tres fases:

- 1- La señal generada por el sistema nervioso es un impulso denominado *potencial de acción* el cual viaja al sistema muscular a través de un tipo de célula nerviosa llamada *neurona motora*. Las células musculares se conectan con las neuronas motoras a través de la unión neuromuscular. Así, cuando la señal llega a la unión muscular, la neurona motora libera un mensaje químico (Figura 1). Este mensaje químico es un neurotransmisor llamado *acetilcolina*, lo que inicia la reacción química en el músculo.

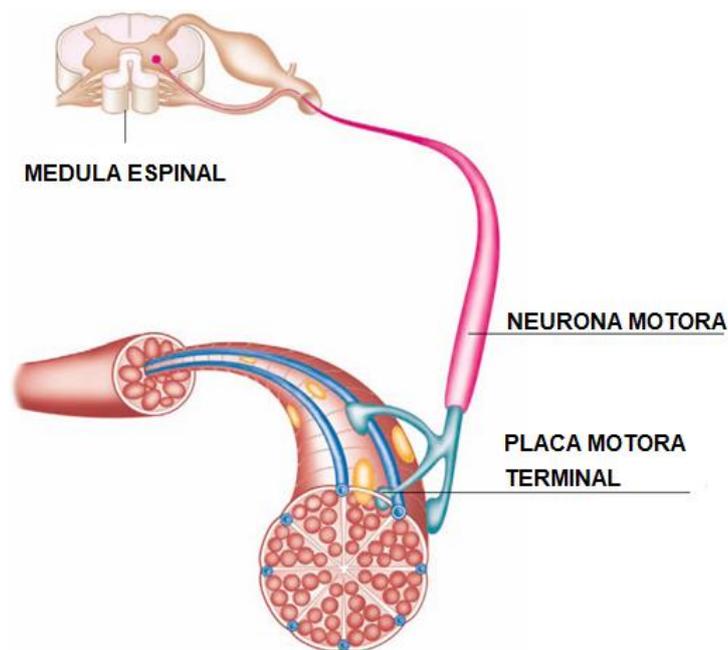


Figura 1: transmisión del potencial de acción

- 2- Una vez liberado el neurotransmisor, este se une a los receptores de la membrana muscular. Se produce un proceso molecular de varias fases en la fibra muscular, donde las proteínas del músculo se pueden reorganizar entre sí para acortarse o relajarse. Esto se debe a que cuando llega la acetilcolina a la membrana de las fibras musculares, estas se abren para permitir la entrada de iones de sodio al citoplasma de la fibra muscular para liberar los iones de calcio almacenados (Figura 2), lo que, en última instancia, produce un cambio entre las cadenas de proteínas dando lugar a la contracción.

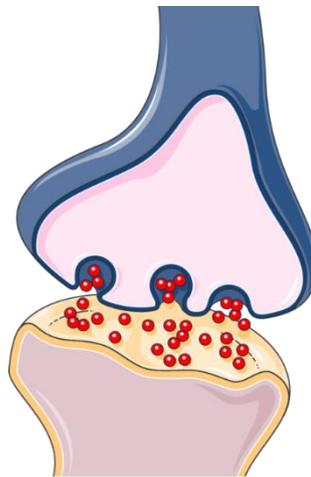


Figura 2: liberación de iones

- 3- Por último, se produce una fase de relajación una vez la señal del sistema nervioso ya no está presente. Se detiene la estimulación de la neurona motora se interrumpe la reacción química revirtiendo la reacción y relajando el músculo (Figura 3).

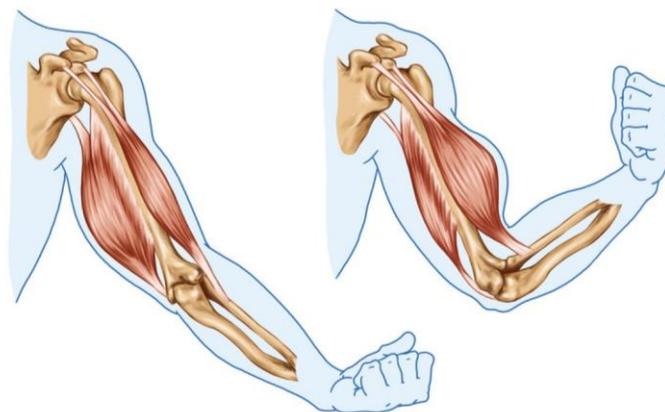


Figura 3: relajación y contracción muscular

2.2 Potencial de acción

El potencial de acción hace referencia a una onda de descarga eléctrica que viaja a lo largo de la membrana celular modificando la distribución de la carga eléctrica. Estos potenciales eléctricos son utilizados por el cuerpo humano para transportar información de un tejido a otro. Las células del sistema nervioso son las más activas en el uso de estos potenciales eléctricos y lo utilizan para enviar mensajes entre las sinapsis (células nerviosas) a otros tejidos entre ellos los músculos [4].

Esta onda eléctrica se genera en el cono axónico y se transmite a lo largo de toda la membrana celular hasta llegar al final del axón. Una vez aquí, provoca la emisión de neurotransmisores a la membrana de la neurona postsináptica generando en ella otro potencial de acción que acabará resultando en una orden de contracción muscular. Además, sigue la ley de todo o nada, es decir, se produce o no se produce, no existen posibilidades intermedias.

Este potencial de acción tiene seis fases (Figura 4):

- 1- *Potencial de reposo*: no se han producido alteraciones que generen un potencial en acción y la membrana tiene una carga eléctrica base de -70 mV.
- 2- *Despolarización*: la estimulación genera un cambio en la neurona suficiente como para que los canales del final del axón se abran. Como mínimo debe ser -65 mV, aunque en algunas neuronas puede llegar hasta los -40 mV. Además, en esta fase, las bombas de sodio y calcio se desactivan. En este momento se ha generado una onda que no puede volver hacia atrás.
- 3- *Repolarización*: fase en el que la membrana y el potencial son cada vez más negativos.

- 4- *Hiperpolarización*: como cada vez es más negativo, llega a un punto donde la membrana y el potencial se hiperpolarizan llegando a un nivel de carga incluso inferior al del potencial de reposo. En este momento, las bombas de sodio y potasio previamente desactivadas en la despolarización vuelven a activarse.
- 5- *Potencial de reposo*: con la desactivación de las bombas de sodio y potasio, finalmente la membrana y el potencial vuelven a un estado de potencial de reposo con una carga de -70 mV.
- 6- *Potencial de acción y la liberación de neurotransmisores*: como se ha mencionado anteriormente, el potencial de acción se transmite desde el cono axónico por el axón hasta los botones terminales los cuales tienen canales de calcio. Esto provoca que las vesículas que contienen los neurotransmisores se abran y emitan su contenido expulsándolo al espacio sináptico.

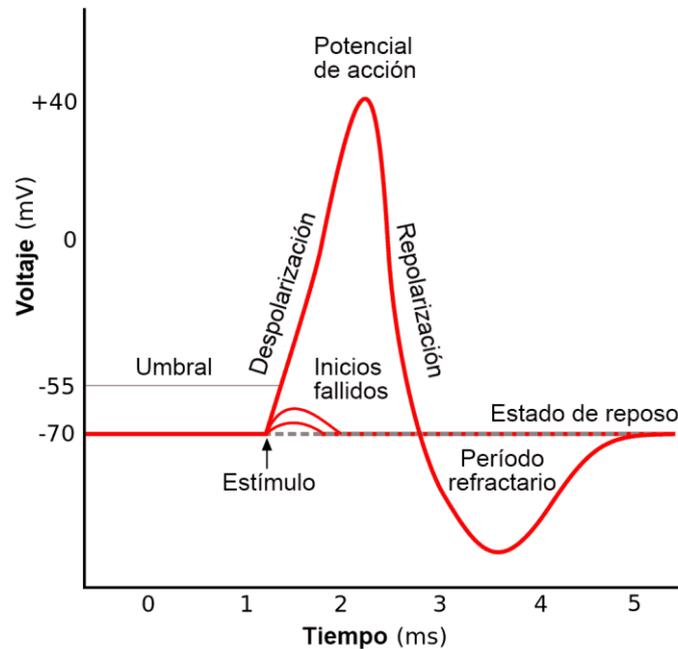


Figura 4: fases del potencial de acción

2.3 Electromiograma

El electromiograma es una prueba diagnóstica utilizada para estudiar el funcionamiento del sistema nervioso periférico y los músculos [5]. Gracias al electromiograma se pueden diagnosticar enfermedades neuromusculares e identificarlas según su intensidad a partir de las señales musculares que el sistema EMG es capaz de captar. Para obtener dichas señales es necesario el uso de electrodos. Se trata de unas pequeñas placas adheridas a la piel en diferentes partes del cuerpo. Generalmente, estos se colocan sobre los nervios que se quieren estudiar y sobre los músculos que reciben el impulso nervioso de dichos nervios. Se debe tener en cuenta que la piel ofrece una resistencia de 4 kOhm si se trata de piel seca y de 1.5 kOhm si es una piel sudorosa.

Existen varios tipos de electrodos utilizados en la electromiografía [6]:

Electrodos de superficie: aquellos que se colocan para estar en contacto con la piel. Presentan un diámetro que oscila entre los 0,3 hasta 0,5 cm de diámetro. Se denominan no intrusivos, ya que no necesitan introducirse en la piel para captar las señales musculares. Existen varios tipos de sensores superficiales:

- *Placas metálicas:* consiste en un botón metálico de contacto hecho a partir de cloruro de plata, el cual se rellena con gel o pasta conductiva. Normalmente son los electrodos más empleados (Figura 5).



Figura 5: electrodo de placas metálicas

- *Electrodos flotantes:* este tipo de electrodos eliminan el contacto directo con la piel. La parte metálica está formada por una pequeña bola recubierta con cloruro de plata al igual que las placas metálicas. Además, contiene una pasta electrolítica que se encuentra en su cavidad (Figura 6). Este tipo de electrodos son útiles para múltiples usos.



Figura 6: electrodos flotantes

Electrodos flexibles: son un tipo de electrodos que se adaptan a la superficie del cuerpo (Figura 7). Tiene mayor contacto con la piel, más firme y mayor área de contacto. Consiste en un adhesivo sobre el cual se coloca una malla de alambres flexibles de plata. La pasta electrolítica se coloca sobre la malla.



Figura 7: electrodos flexibles

Electrodos internos: se trata de unos electrodos insertados en el cuerpo humano. El electrodo interno es típicamente un catéter aislado, delgado y largo, con un contacto metálico expuesto al final.

- *Electrodos percutáneos:* los más utilizados son los de aguja, para registrar desde una unidad motora hasta varias unidades motoras. Hay una amplia variedad de electrodos de aguja. Entre los percutáneos más utilizados están:

- Electrodos de aguja aislados: consiste en una aguja rígida, normalmente de acero inoxidable recubierta de un barniz aislante excepto la punta (Figura 8). Este tipo de electrodo es utilizado tanto en el EMG como en el ECG.



Figura 8: electrodo de aguja aislado

- Electrodo coaxial bipolar: este tipo de electrodos miden la diferencia de potencial entre las puntas descubiertas de dos conductores (Figura 9). Puesto que la señal se mide entre sus conductores, no es necesario el electrodo de referencia. Se utiliza para detectar las señales de las fibras musculares individuales del tejido.

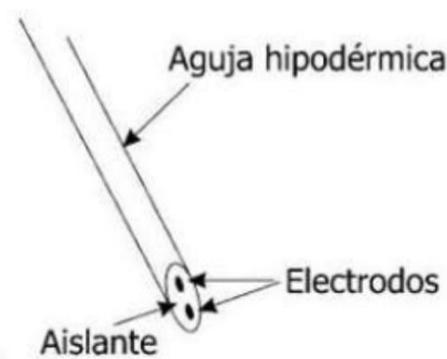


Figura 9: electrodo coaxial bipolar

Microelectrodos: miden la diferencia de potencial entre la parte interna y externa de la membrana celular (Figuras 10 y 11). Esta medida permite analizar el comportamiento de la membrana en función de los potenciales. Las puntas del microelectrodo deben ser pequeñas con respecto a la célula. Existen varios tipos de microelectrodos: los metálicos, los metálicos no reforzados y los de pipeta.

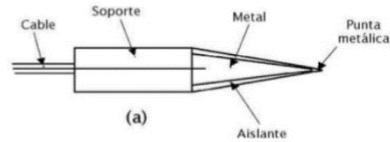


Figura 10: microelectrodo vista externa

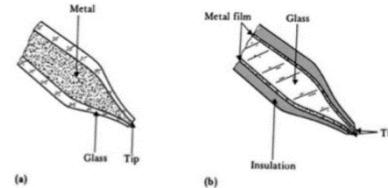


Figura 11: microelectrodo vista interna

Concretamente para este proyecto se han utilizado unos electrodos de superficie, ya que tanto los electrodos internos como los percutáneos solo pueden ser utilizados por personal médico. Además, debido a su bajo coste se han seleccionado los electrodos de placas metálicas de la marca Lessa (Figura 12).



Figura 12: electrodo marca Lessa

Son necesarios tres electrodos, dos de ellos como sensores bipolares y el restante como referencia (Figura 13). Los electrodos deben ser colocados adecuadamente ya que, de lo contrario, esto podría suponer un error en la captación de la señal.

Debido a que se busca captar la señal muscular que permite abrir y cerrar la palma de la mano, los electrodos son posicionados en el antebrazo, más concretamente en el flexor profundo de los dedos el cual se contrae cuando se cierra la palma de la mano. La distancia entre los electrodos no debe ser mayor de dos centímetros ya que la máxima amplitud de la señal se consigue a esta distancia. Deben colocarse paralelamente a la fibra muscular [7].

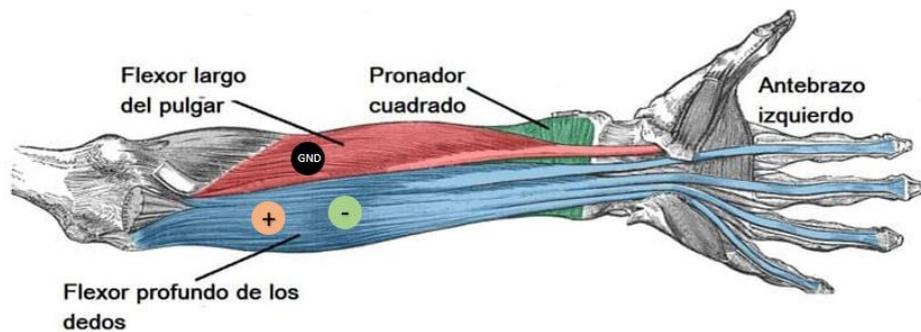


Figura 13: posición de los electrodos en el brazo

Cabe destacar que, aunque el flexor profundo de los dedos es el encargado de cerrar la palma de la mano, la flexión del dedo pulgar viene dada por el flexor largo del pulgar. A pesar de ello, para este proyecto será suficiente con el flexor profundo de los dedos.

La amplitud de la señal EMG se caracteriza por ser de naturaleza estocástica (aleatoria) y puede representarse por una función de distribución gaussiana. La amplitud de la señal puede variar entre 50 μV y 5 mV pico a pico o de 0 a 1.5 mV rms (Figura 14). La energía utilizable de la señal está en un rango de 0 a 500 Hz aunque el rango dominante se encuentra entre los 50 y 150 Hz [7].

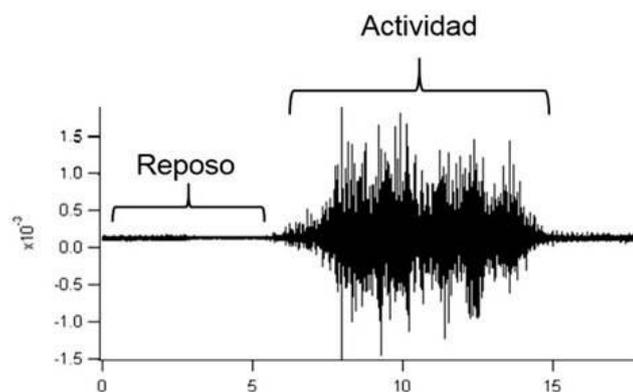


Figura 14: señal EMG en reposo y actividad

Esta señal viene caracterizada además por el ruido que incluye. Se destacan varios tipos de ruidos:

Ruido inherente de los componentes electrónicos: se trata de un ruido desde 0 Hz hasta varios miles de Hz. Este ruido no puede ser eliminado, solamente puede ser reducido utilizando componentes de alta calidad.

Ruido ambiental: este ruido proviene de otros dispositivos electrónicos como la televisión, teléfonos, etc. La frecuencia predominante en la radiación de ruido ambiental es de 50 Hz.

Artefactos de movimiento: Existen dos fuentes principales que pueden generar ruido por el movimiento, una de ellas son los propios electrodos y la otra los cables que conecta los electrodos con el amplificador.

Inestabilidad inherente de la señal: como se ha mencionado, se trata de una señal aleatoria por lo que los componentes se verán afectados por esta naturaleza y tendrá de manera inherente un ruido entre los 0-20 Hz.

Sin embargo, la señal dependerá de la intensidad y el tiempo de duración de la contracción muscular y de la persona que esté realizándola. Tras explicar la parte medica del electromiograma, se realizará el diseño electrónico del sensor biomédico.

3. Etapas EMG

Como se ha mencionado anteriormente (Sección 2.3), la señal captada por electromiograma tiene una amplitud máxima de 5 mV, por lo que esta deberá ser aumentada para que posteriormente pueda ser tratada. A su vez, debido a los múltiples ruidos que incluye, deben incorporarse una serie de filtros con tal de atenuarlos y obtener una señal lo más clara posible. El EMG constará de las siguientes fases: amplificación diferencial, filtrado, segunda amplificación, circuito integrador, suavizado de la señal y la conversión analógico-digital (Figura 15).



Figura 15: diagrama de bloques del circuito EMG

3.1 Amplificación diferencial

La primera etapa del electromiograma es la amplificación diferencial. Este tipo amplificación es comúnmente utilizada, ya que elimina parte del ruido mientras aplica una ganancia a la señal introducida. Esta eliminación se consigue tomando la señal muscular entre dos puntos, se restan entre si amplificando finalmente la diferencia, consiguiendo así que cualquier señal común (ruido) se elimine, mientras que las señales que son diferentes se amplifican.

La señal común provendrá de partes más lejanas al punto de detección, mientras que las más cercanas a la superficie de contacto, serán diferentes y por tanto se amplificarán [8].

Solución adoptada: Para conseguir esta amplificación diferencial será necesario el uso de un amplificador de instrumentación. Este componente electrónico está formado por tres amplificadores operacionales y siete resistencias. Los dos primeros amplificadores operacionales (A1 y A2) son dos buffers de entrada no inversores los cuales alimentan a A3, un amplificador sumador restador [8]. La ganancia del amplificador vendrá determinada por la siguiente ecuación:

$$V_{OUT} = (V_2 - V_1) * \left(1 + \frac{2 * R_1}{R_G}\right) * \left(\frac{R_3}{R_2}\right) \rightarrow \frac{V_{OUT}}{(V_2 - V_1)} = \left(1 + \frac{2 * R_{FB}}{R_G}\right) * \left(\frac{R_2}{R_1}\right)$$

Los valores de las resistencias $R_2 = R_1$ por lo que la ganancia vendrá totalmente condicionada de los valores de R_{FB} y R_G .

En la Figura 16, se muestra el diseño electrónico del amplificador de instrumentación.

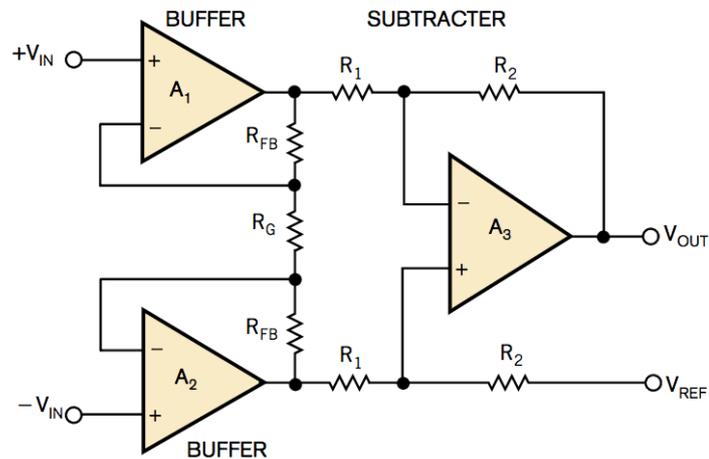


Figura 16: circuito teórico amplificador de instrumentación

Como se observa, tanto la entrada positiva como la negativa de los electrodos, se conectan a las entradas positivas de los amplificadores. A su vez, la señal amplificada se tomará en la salida del tercer amplificador operacional.

3.2 Filtrado de la señal

La segunda etapa es la de filtrado. En esta están incluidos tres tipos de filtros. Cada uno de ellos tiene un propósito en el tratado de la señal. Una de las principales características de los filtros es que estos pueden ser pasivos o activos. La diferencia entre estos dos tipos es el tipo de componentes que utilizan. Por otra parte, los filtros pueden ser de primer orden, segundo orden u orden superior. El orden de un filtro viene determinado por la cantidad de componentes reactivos (condensadores) que lo formen. La principal diferencia entre los filtros de primer y segundo orden es la ganancia que el filtro es capaz de aplicar. Mientras que los filtros de primer orden con componentes pasivos su ganancia máxima es la unidad, en los de segundo orden que cuentan con componentes activos como el amplificador operacional la ganancia mínima es 1 y se puede aumentar en función de los componentes.

3.2.1 Filtro paso alto

El filtro paso alto únicamente permite el paso de señales cuya frecuencia sea superior a la de corte. Además, atenúa las frecuencias por debajo de la de corte. El comportamiento de la ganancia del filtro paso alto se muestra en la Figura 17.

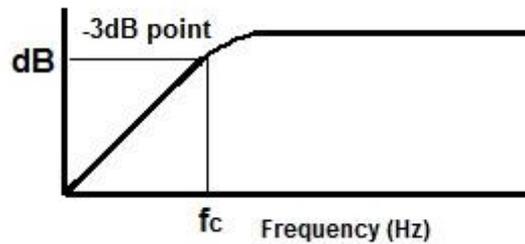


Figura 17: comportamiento ganancia filtro paso alto

Como se observa, la frecuencia de corte queda situada a -3 db del punto de ganancia, por lo que todas las frecuencias menores que f_c quedarán atenuadas, mientras que las superiores se verán amplificadas por la ganancia del filtro.

Alternativas: se pueden diferenciar varios tipos de filtros paso alto en función de los componentes que lo formen, así como de la estructura del filtro. Como filtros paso alto de primer orden, existen los filtros RC y RL. Por otra parte, también existen filtros paso alto de segundo orden tanto pasivos como activos al igual que de orden superior a 2. Entre los filtros de segundo orden destacan dos estructuras:

- Estructura Sallen-Key: está compuesta por siete elementos, dos condensadores, cuatro resistencias y un amplificador operacional (Figura 18). La entrada es por el primer condensador y la salida se toma en la salida del amplificador [9]. Las ecuaciones que caracterizan esta estructura son las siguientes:

$$\text{Funcion de transferencia: } \frac{V_o}{V_i} = \frac{K \cdot (RCj\omega)^2}{1 + (3 - K) \cdot RCj\omega + (RCj\omega)^2}$$

$$\text{Frecuencia de corte: } \omega_o = \frac{1}{RC} \qquad \text{Ganancia: } K = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

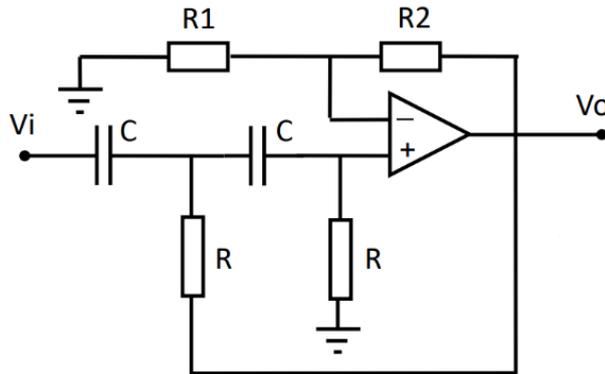


Figura 18: filtro paso alto estructura Sallen-key

- Estructura MFB: esta estructura está formada por seis elementos, tres condensadores, dos resistencias y un amplificador operacional (Figura 19). La entrada es por la primera resistencia y la salida se toma por la salida del amplificador operacional. Las ecuaciones que caracterizan a la estructura MFB son:

$$\text{Funcion de transferencia: } \frac{V_o}{V_i} = \frac{K \cdot C_1 \cdot C_3 \cdot R_2 \cdot R_5 \cdot (j\omega)^2}{1 + (C_1 + C_3 + C_4) \cdot R_2 + C_1 \cdot C_3 \cdot R_2 \cdot R_5 \cdot (j\omega)^2}$$

$$\text{Frecuencia de corte: } \omega_o = \frac{1}{\sqrt{C_4 \cdot C_3 \cdot R_2 \cdot R_5}} \qquad \text{Ganancia: } K = -\frac{C_1}{C_4}$$

Debido a que normalmente $C_1 = C_3 = C_4$ la ganancia $K = -1$.

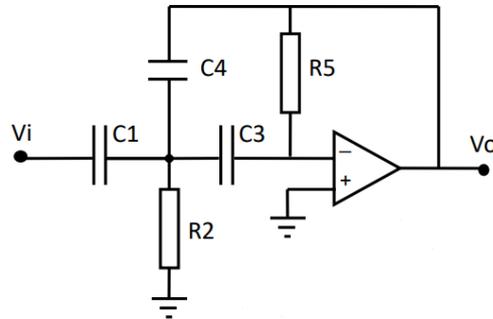


Figura 19: filtro paso alto estructura MFB

Solución adoptada: Para este proyecto se ha elegido un filtro activo de segundo orden para poder aumentar la ganancia de la señal captada por los electrodos. Como se han mencionado, entre las principales estructuras de filtros activos de segundo grado se encuentran las estructuras Sallen-Key y MFB. Debido a que se busca una ganancia positiva y el cálculo es más sencillo, para este proyecto será utilizada una estructura Sallen-Key.

3.2.2 Filtro rechaza banda

Este filtro es utilizado para rechazar una frecuencia en concreto. La frecuencia de rechazo vendrá definida por un potenciómetro. Este filtro elimina banda, también conocido como Notch, vendrá determinado por un factor de calidad Q. Sin embargo, a pesar de que el filtro tenga un factor de calidad alto, no implica que sea un filtro ideal. La Figura 20 muestra el comportamiento de la ganancia del filtro Notch.

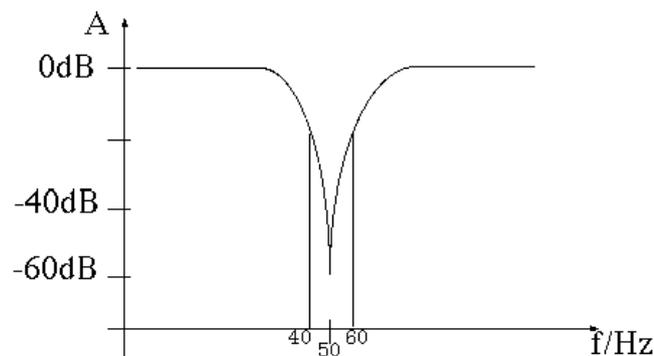


Figura 20: comportamiento ganancia filtro Notch

Como se puede observar en la imagen, la frecuencia de corte del ejemplo utilizado es de 50 Hz. Sin embargo, la atenuación no queda limitada a esta frecuencia, sino que también recoge aquellas frecuencias que se encuentran en un ancho de banda de 3db desde la frecuencia de corte.

Alternativas: se pueden diferenciar varios tipos de filtros Notch al igual que en el filtro paso alto. Principalmente se diferencian por el tipo de componentes que usan, así como su estructura. En este filtro, a diferencia del anterior no existe una estructura de orden inferior a 2. Esto es debido a que es un filtro de respuesta resonante y necesita al menos de esta complejidad. Los más utilizados son de los Notch activos de segundo orden RC o los de estructura Sallen-Key. Sin embargo, también los hay de orden superior.

La estructura más utilizada de los filtros Notch es la Twin-T:

- Estructura Twin-T: se trata de un filtro rechaza banda activo formado por dos amplificadores operacionales, tres condensadores, tres resistencias y un potenciómetro (Figura 21). Este potenciómetro será utilizado para establecer el factor de calidad [9]. Las ecuaciones que caracterizan a este tipo de filtro son las siguientes:

$$\text{Funcion de transferencia: } \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{K \cdot \left(1 + \left(\frac{j\omega}{\omega_0}\right)\right)^2}{1 + 2a \cdot \frac{j\omega}{\omega_0} + \left(\frac{j\omega}{\omega_0}\right)^2}$$

$$\text{Selectividad: } Q = \frac{1}{4(1-a)} \quad \text{Frecuencia de corte: } \omega_0 = \frac{1}{RC}$$

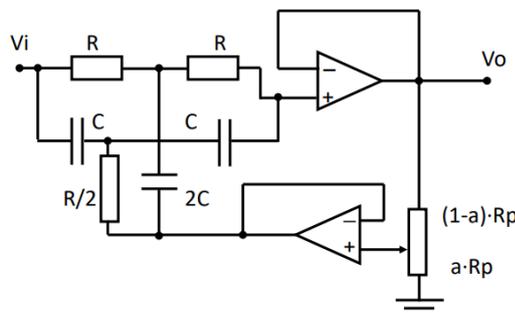


Figura 21: filtro Notch estructura Twin-T

Solución adoptada: La estructura Twin-T ha sido la elegida para este proyecto debido a que permite manejar valores altos de selectividad y la frecuencia central con relativa facilidad. Además, en comparación con otras alternativas mencionadas como la Sallen-Key, el cálculo de los componentes en la estructura Twin-T se puede llevar a cabo con mayor facilidad. Cabe añadir que esta estructura ha sido utilizada durante el grado para realizar el cálculo de los filtros tipo Notch.

3.2.3 Filtro paso bajo

A diferencia del filtro paso alto, el paso bajo atenúa las frecuencias altas a partir de la frecuencia de corte para dejar pasar las frecuencias bajas. El comportamiento de la ganancia del filtro paso bajo se muestra en la Figura 22.

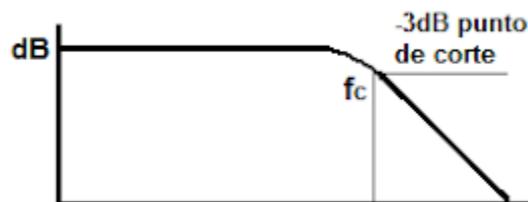


Figura 22: comportamiento ganancia filtro paso bajo

Al igual que en el filtro paso alto, la frecuencia de corte se encuentra a -3 db del punto de amplificación. Por ello, todas las frecuencias mayores que la de corte serán atenuadas.

Alternativas: como en los anteriores filtros, más concretamente como el filtro paso alto, se distinguen varios tipos de filtros paso bajo. Las principales diferencias entre estos son los componentes utilizados, así como la estructura que siguen. Si son de primer orden y utilizan componentes pasivos, se destacan los filtros de primer orden RC y RL formados únicamente por componentes pasivos. Por otra parte, están los filtros paso bajo activos tanto de primer orden, segundo orden y orden superior. Además, se pueden diferenciar en función de la estructura que sigan estos filtros:

- Estructura Sallen-Key: está compuesta por siete elementos, dos condensadores, cuatro resistencias y un amplificador operacional (Figura 23). La entrada de la señal es por la primera resistencia y la salida se toma de la salida del amplificador operacional [9]. Las ecuaciones que caracterizan al filtro paso bajo activo de segundo orden Sallen-Key son las siguientes:

$$\text{Funcion de transferencia: } \frac{V_o}{V_i} = \frac{K}{1 + (3 - K) \cdot RCj\omega + (RCj\omega)^2}$$

$$\text{Frecuencia de corte: } \omega_o = \frac{1}{RC} \quad \text{Ganancia: } K = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

Como se ha visto anteriormente en el filtro paso alto, la frecuencia de corte viene determinada por la resistencia R y el condensador C.

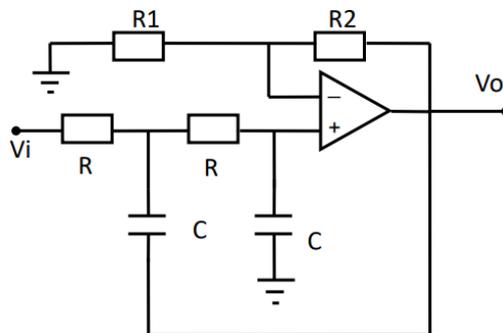


Figura 23: filtro paso bajo estructura sallen-key

- Estructura MFB: está compuesta por seis elementos, dos condensadores, tres resistencias y un amplificador operacional (Figura 24). La señal se introduce por la resistencia R_1 y la señal de salida tras el filtro se toma en la salida del amplificador. Las ecuaciones que caracterizan al filtro paso bajo activo de segundo grado con estructura MFB son:

$$\text{Funcion de transferencia: } \frac{V_o}{V_i} = \frac{K \cdot \frac{R_4}{R_1}}{1 + \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_4}\right) \cdot R_3 \cdot R_4 \cdot C_5 \cdot jw + C_5 \cdot C_2 \cdot R_3 \cdot R_4 \cdot (jw)^2}$$

$$\text{Frecuencia de corte: } w_o = \frac{1}{\sqrt{C_2 \cdot C_5 \cdot R_3 \cdot R_4}} \quad \text{Ganancia: } K = -\frac{R_4}{R_1}$$

Normalmente, todas las resistencias que forman el filtro, tienen el mismo valor. Por ello, si $R_3 = R_4 = R_1$, la ganancia es negativa $K = -1$.

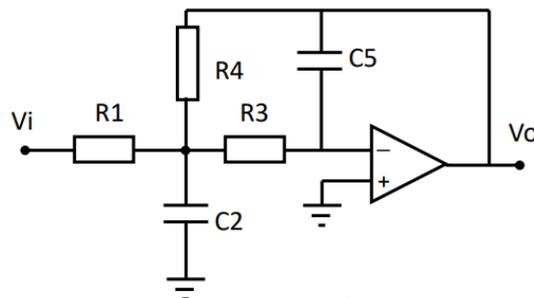


Figura 24: filtro paso bajo estructura MFB

Solución adoptada: tal y como se ha mencionado previamente para el filtro paso alto, para este proyecto se ha elegido un filtro activo de segundo orden para poder aumentar la ganancia de la señal captada por los electrodos. Entre las principales estructuras de filtros activos de segundo grado, se encuentran las estructuras Sallen-Key y MFB. Ya que se busca una ganancia positiva y el cálculo es más sencillo, para este proyecto será utilizada una estructura Sallen-Key.

3.3 Segunda amplificación

Una vez realizada la amplificación diferencial y el filtrado con la finalidad de eliminar el máximo ruido posible de la señal, es necesario realizar una segunda amplificación para obtener una señal con una amplitud suficiente para ser analizada y utilizada en una aplicación específica. Se debe tener en cuenta el valor máximo de la ganancia para no superar la amplitud de voltaje máxima del microcontrolador.

Alternativas: existen varias formas de amplificación anteriormente se ha utilizado una amplificación diferencial con la finalidad de reducir la mayor cantidad de ruido externo. Sin embargo, en esta etapa, la señal ya ha tenido un filtrado previo por lo que no será necesario utilizar un amplificador de instrumentación. En este caso, las alternativas planteadas son más sencillas:

- Amplificador no inversor: como su nombre indica, se trata de un amplificador que no invierte la señal de entrada. Se trata de un amplificador activo ya que cuenta con un amplificador operacional. Presenta una ganancia mayor o igual que 1 en función de los valores que tengan las resistencias que lo conforman. Tiene una alta impedancia de entrada con lo que se garantiza una baja potencia de entrada y la no distorsión [8]. Este amplificador viene formado por dos resistencias y un amplificador operacional (Figura 25).

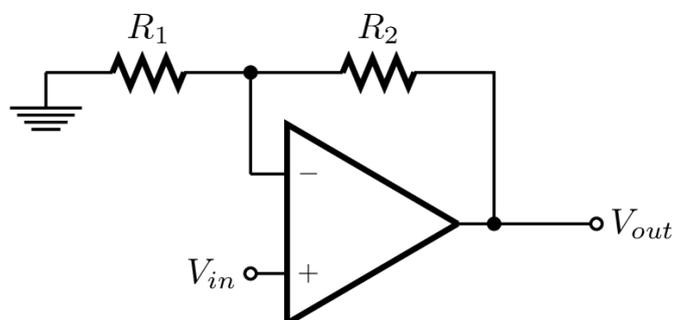


Figura 25: amplificador no inversor

Como se observa, la señal de entrada será introducida en el terminal negativo del amplificador operacional, mientras que la señal de salida se tomará en la salida de amplificador operacional. La ganancia de dicho amplificador vendrá en función de la relación entre $\frac{R_2}{R_1}$.

Así, la ecuación que define la ganancia del amplificador no inversor es la siguiente:

$$\text{Ganancia: } \frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + \frac{R_F}{R_{in}}$$

- Amplificador inversor: a diferencia del anterior, este amplificador sí que invierte la ganancia y le da un valor en función del valor de las resistencias. La impedancia de entrada es igual a R_{in} , por lo que la impedancia de entrada no es óptima [8]. Al igual que en el amplificador no inversor, este circuito está formado por dos resistencias (Figura 26).

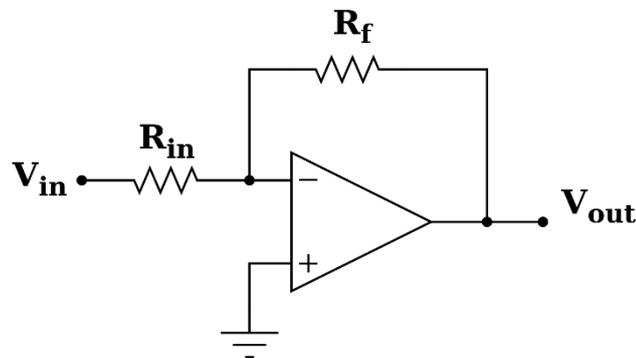


Figura 26: amplificador inversor

Por otra parte, al igual que en el amplificador inversor, la ganancia viene definida por la relación entre las resistencias que conforman el amplificador. La ecuación que define la ganancia es la siguiente:

$$\text{Ganancia: } \frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{R_F}{R_{in}}$$

Solución adoptada: debido a que se requiere una ganancia positiva con la finalidad de aumentar la amplitud del voltaje de la señal EMG el amplificador no inversor ha sido el seleccionado. Debido a que la masa muscular de los usuarios no es la misma, R_F vendrá determinada por una resistencia variable (potenciómetro) con el fin de variar la ganancia en función del usuario que esté haciendo uso del sistema.

3.4 Rectificador de precisión de onda completa

Como se ha aludido en el apartado de introducción (Sección 1.2), el objetivo de este proyecto es aplicar la señal muscular a un sistema robótico que consiste en una pinza capaz de coger objetos. Por ello, debido a que el microcontrolador solo capta señales positivas, existen dos opciones para solucionar este problema. La primera es añadir un offset a la señal elevándola así a valores positivos. Sin embargo, no es viable ya que el filtro paso alto atenuaría frecuencias bajas además de eliminar voltajes de corriente continua. Por otra parte, la segunda opción consiste en añadir un rectificador de onda completa tras el segundo amplificador.

Alternativas: existen diferentes formas de obtener un rectificador de onda completa. Principalmente, caben destacar dos alternativas:

- **Puente rectificador de diodos:** se trata de un rectificador encargado de rectificar la corriente alterna. Está formado por cuatro diodos, dispuestos de forma específica (Figura 27). Antes de conocer cómo funciona un puente de diodo es necesario cómo funciona un único diodo. Un diodo se comporta como un interruptor el cual deja pasar o no la corriente en función del voltaje que se le aplique. Por lo general, el voltaje de polarización de un diodo es de 0,7 V.

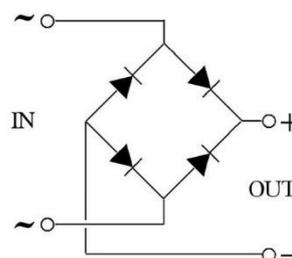


Figura 27: circuito puente de diodos

El funcionamiento del puente de diodos se divide en dos partes (Figura 28):

- Semionda positiva: durante la semionda positiva de la señal de corriente alterna, los diodos D1 y D2 dejan pasar la corriente mientras que los diodos D3 y D4 quedan abiertos.
- Semionda negativa: durante el semiciclo de semionda negativa, los diodos que dejan pasar la corriente son los diodos D3 y D4, mientras que D1 y D2 quedan abiertos.

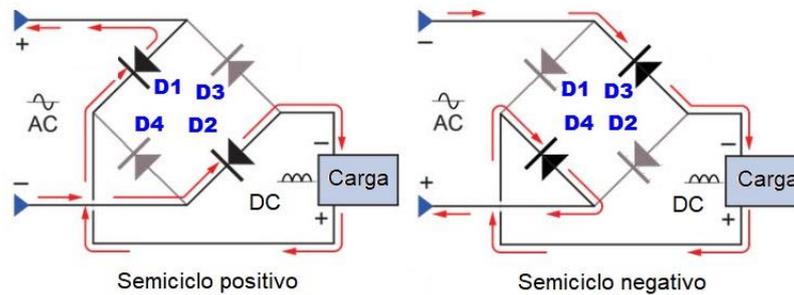


Figura 28: semiciclos positivo y negativo del rectificador

Cabe destacar que los diodos consumen voltaje debido a la polarización de los mismos por lo que $V_{out} = V_{in} - 1,4$. La Figura 29 muestra la rectificación.

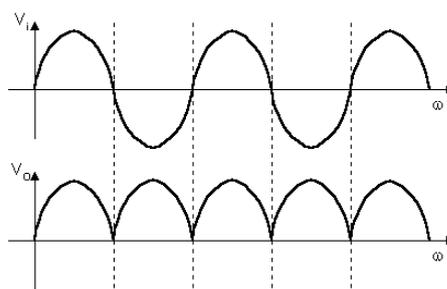


Figura 29: rectificación de la onda

- Rectificador de precisión: El rectificador de precisión de onda completa está formado por dos amplificadores operacionales, dos diodos y 5 resistencias (Figura 30). Con el fin de que la ganancia sea unitaria, los valores de las resistencias $R_1=R_2=R_4=R_5$. Sin embargo, como el circuito sumador necesita realizar una doble amplificación, el valor de R3 deberá ser la mitad que el de R5 [10].

Su funcionamiento se divide principalmente en dos etapas:

1- Semionda positiva: durante este periodo se introduce la señal de entrada por V_{in} , dando una salida del primer amplificador operacional negativa. En consecuencia, el diodo D1 se polariza y la señal negativa llega a P2. Estas medias ondas negativas son desfasadas por el sumador y amplificadas dos veces obteniendo semiondas positivas cuya amplitud es del doble que V_{in} . Estas dos ondas llegan al sumador el cual resta las ondas formadas por $V_{out-in} - V_{out-P2}$ obteniendo una semionda positiva.

2- Semionda negativa: debido a que en este ciclo el diodo 1 esta polarizado en sentido inverso, haciendo que la tensión de P2 sea 0. Esto hace que D2 ponga en cortocircuito a R2 y por tanto la ganancia en esta etapa sea 0. Durante la onda negativa la contribución de P2 al voltaje de salida es 0 por lo que nos quedamos solo con el valor de V_{out-in} que representa V_{in} desfasada 180° y por tanto es una semionda positiva.

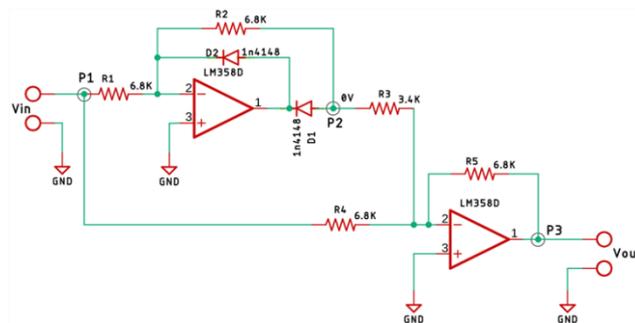


Figura 30: circuito rectificador de precisión onda completa

Etapas del rectificador de precisión de onda completa:

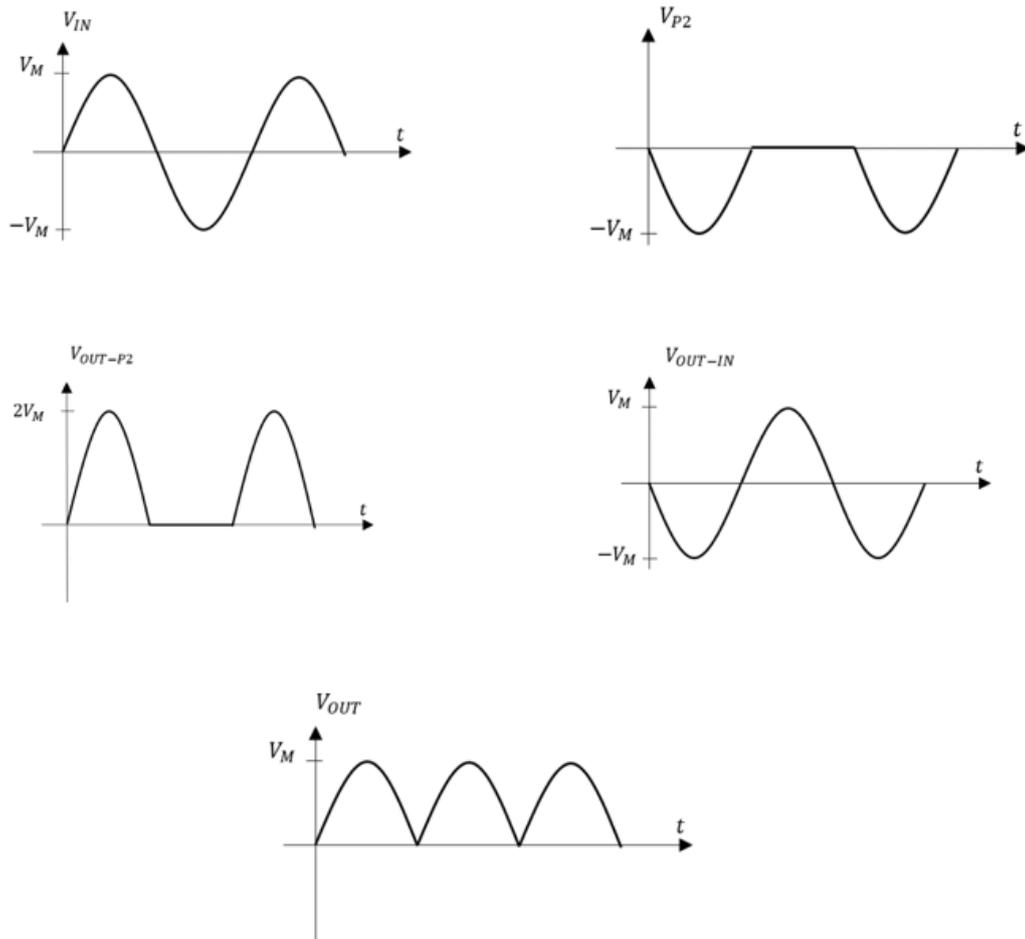


Figura 31: etapas rectificación onda

Solución adoptada: En este caso, debe ser utilizado el rectificador de precisión ya que el puente rectificador de diodos no es lo ideal para señales que tienen una amplitud de voltaje baja del orden de milivoltios. Como se ha mencionado previamente, en un puente rectificador, el voltaje consumido por los diodos es de 1.4 V por lo que introducir una señal con una amplitud de voltaje similar o inferior a la consumida por los diodos no funcionaría. Cabe destacar, que el puente rectificador suele ser utilizado en señales con una amplitud de voltaje de 230 V.

3.5 Integrador

Con la finalidad de poder utilizar la señal de una manera más sencilla en el sistema robotizado, se utilizará un circuito integrador (Figura 32) que a su vez es un filtro paso bajo [8]. Este circuito está enfocado en recoger el área de las señales enviadas por el musculo. La manera más sencilla de obtener este integrador es incluyendo un condensador en la etapa previa de rectificación (Sección 3.4). Este nuevo componente es añadido en paralelo a la resistencia del último amplificador operacional.

La ecuación por la que se rige el integrador es la siguiente:

$$\text{Voltaje de salida: } V_{OUT} = -\frac{1}{R_1 C} \cdot \int V_{in} dt$$

$$\text{Frecuencia de corte: } \omega_o = \frac{1}{R_1 C}$$

Como se puede observar, cuanto mayor es el producto de $R_1 C$ menor será la frecuencia de corte y por tanto más redondeada será la señal.

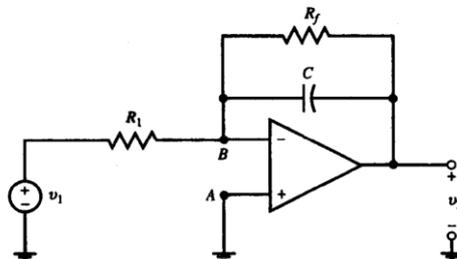


Figura 32: circuito integrador

En la siguiente imagen (Figura 33) se muestra una señal EMG tras aplicar el circuito EMG donde se incluye el rectificador de onda completa. Como se observa, la gráfica recoge el área de la señal rectificada, por lo que es más sencillo delimitar los valores de amplitud cuando se está realizando la contracción muscular.



Figura 33: señal rectificada tras el filtro

3.6 Detector de envolvente

Una de las últimas etapas es el detector de envolvente (Figura 34). Este circuito es el encargado de suavizar la señal tras el rectificador de onda completa y el integrador. El detector de envolvente viene formado por tres componentes: un diodo, un condensador y una resistencia [11]. Para su funcionamiento, habrá que tener en cuenta el ancho de banda de la señal filtrada. Así, los componentes del detector de envolvente vendrán definidos por la siguiente ecuación:

$$BW = \frac{1}{R \cdot C}$$

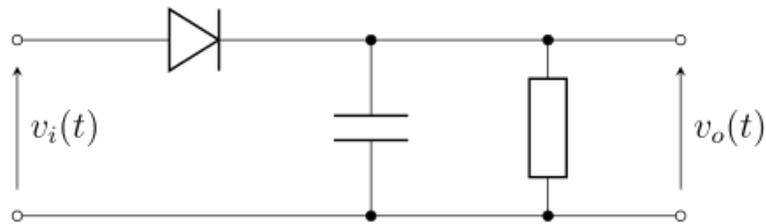


Figura 34: circuito detector envolvente

El condensador del circuito almacena carga cuando la señal de entrada crece y se descarga muy lentamente a través de la resistencia cuando la señal decrece (Figura 35). El diodo conectado en serie asegura que la corriente no circula en sentido contrario.

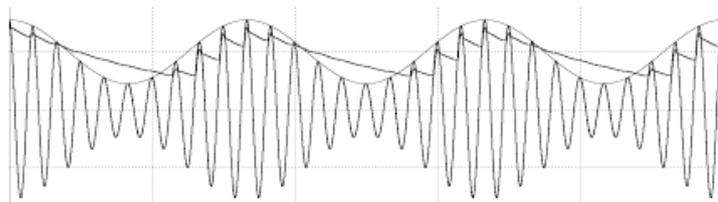


Figura 35: funcionamiento circuito detector de envolvente

3.7 Conversor analógico-digital (ADC)

Como se ha explicado anteriormente, la señal tratada y amplificada será aplicada a un microcontrolador. Sin embargo, para poder tratar estas señales con microcontrolador será necesario el uso de un conversor analógico digital.

Un conversor analógico-digital es un dispositivo electrónico capaz de convertir una señal analógica, ya sea de corriente o de voltaje, en una señal digital mediante un cuantificador y codificándose en la mayoría de casos en código binario. Es necesario definir la exactitud del conversor, lo cual vendrá dado en función de su resolución [12].

La ecuación que define la resolución del convertidor es la siguiente:

$$\text{Resolución} = \frac{V_{in\ max}}{(2^n - 1)}$$

Como se observa, la resolución vendrá determinada por el voltaje máximo del conversor y el número de bits que tiene.

Consta de varias etapas (Figura 36): muestreo, cuantificación y codificación. El muestreo es el proceso de tomar muestras de la señal en intervalos de periódicos. La cuantificación es una operación no lineal la cual aproxima una señal continua a una señal discreta. Por último, el codificador es el proceso de conversión de cada valor de la señal discreta a digital.

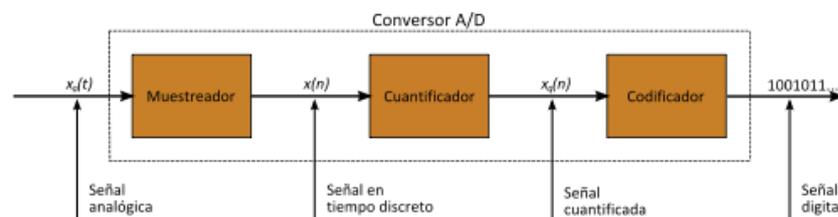


Figura 36: fases ADC

4. Cálculo etapas EMG

Una vez explicados los principales conceptos teóricos que compondrán el proyecto, se desarrollará y calculará el circuito electrónico. Para ello, se seguirán las fases mencionadas en el anterior punto (Sección 3), explicando detalladamente los componentes escogidos para cada una de ellas.

Antes de calcular cada una de las fases que componen el circuito EMG, será necesario tener en cuenta la amplitud de entrada de la señal y la amplitud de voltaje máxima que el microcontrolador es capaz de tolerar. Retomando lo mencionado en la Sección 3, la amplitud de voltaje máximo generado por la contracción muscular es de 5 mV. A su vez, el microcontrolador seleccionado, el cual posteriormente será tratado, permite una amplitud de entrada máxima en sus pines analógicos de 5 V. Es por ello que la ganancia máxima del EMG no debe superar los 1000 V/V. Sin embargo, a pesar de que se fijará una ganancia para el desarrollo del proyecto, esta podrá variarse en función del usuario.

Aunque la entrada máxima del microcontrolador es de 5 V, con la finalidad de no alcanzar en ningún momento dicho voltaje, se fijará el voltaje máximo a 4,5 V. Por lo tanto, la ganancia máxima entre todas las fases será de 900 V/V.

4.1 Amplificación diferencial

La primera fase del circuito es la encargada de la primera amplificación de la señal muscular. Se trata de una pequeña amplificación de unos pocos voltios con la finalidad de reducir el máximo ruido posible de la señal captada. Como se ha justificado, para esta fase será utilizado un amplificador de instrumentación (Sección 3.1).

Alternativas: existe una gran variedad de amplificadores de instrumentación que pueden ser utilizados en este proyecto. Sin embargo, se destacan dos productos muy similares entre sí, los cuales entre sus principales usos esta la captación de señales biomédicas.

- INA 129P: se trata de un amplificador de instrumentación de precisión y bajo consumo fabricado por la empresa Texas Instruments [13]. Es utilizado comúnmente en sensores termopares, en adquisición de datos y en instrumentos médicos. Sus principales características son:
 - Bajo voltaje offset: 50 uV (máximo)
 - Entradas protegidas hasta +- 40 V
 - Amplio rango de fuente: +- 2.25 V hasta +- 18 V
 - Precio: 8,13 €

La ecuación que caracteriza la ganancia de este amplificador de instrumentación es la siguiente:

$$G = 1 + \frac{49.4 k}{R_G}$$

Cabe destacar que la ganancia está totalmente relacionada con el valor de la resistencia R_G , así, cuanto mayor sea el valor de esta, menor será el valor de la ganancia.

Por otra parte, el circuito interno simplificado del INA 129P viene formado por tres amplificadores operacionales, los cuales A1 y A2 son dos buffers encargados de la amplificación, mientras que A3 es un sumador restador (Figura 37).

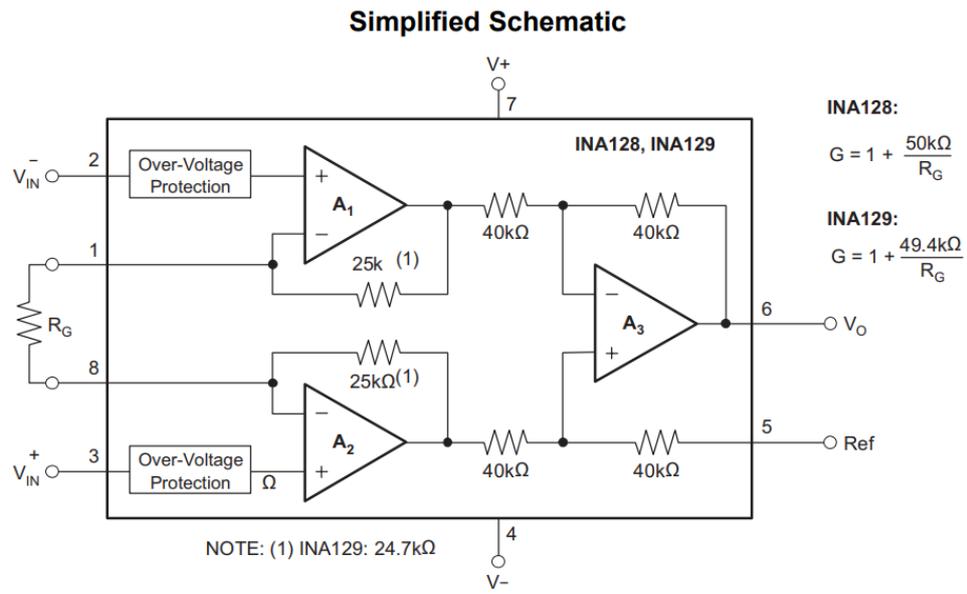


Figura 37: circuito interno INA129P

Consta de ocho pines (Figura 38) de los cuales todos será utilizados. En las entradas 2 y 3 se conectan los electrodos. Entre los pines 1 y 8 se conecta la resistencia R_G que como se ha visto, marcará la ganancia del componente. En los pines 4 y 7 se introducirá la alimentación. La referencia (conectada al pin 5) se conectará a tierra. Finalmente, el pin 6 será la salida del amplificador con una señal amplificada y con menor ruido.

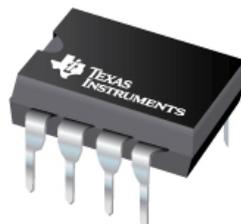


Figura 38: ilustración real INA129P

- AD620: este amplificador operacional de baja potencia y bajo coste, es fabricado por la empresa Analog Devices. Es utilizado principalmente en sistemas ECG e instrumentación médica, en sistemas de adquisición de datos y en equipos portátiles. Sus principales características son:
 - Rango de ganancia desde 1 hasta 10000
 - Amplio rango de fuente: desde +- 2.3 V hasta +- 18 V
 - Máxima corriente de entrada 1.3 mA
 - Bajo voltaje offset: 50 uV (máximo)
 - Precio: 12,63 €

Al igual que en la alternativa anterior, la ecuación que caracteriza a este amplificador de instrumentación es la siguiente:

$$G = 1 + \frac{49.4 k}{R_G}$$

Tal y como se ha mencionado en el INA 129P, la ganancia viene en función escogido de la resistencia R_G y consta de 8 pines (Figura 39).

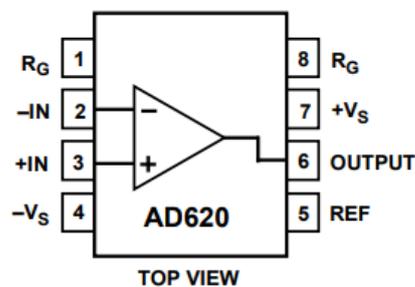


Figura 39: circuito interno AD620

A pesar de que en la imagen no se muestra, el AD620 está formado por tres amplificadores operacionales como la anterior alternativa. En la Figura 40 se muestra una imagen real del AD620.



Figura 40: ilustración real AD620

Solución adoptada: cómo se puede observar, se trata de dos componentes muy similares, por lo que ambas alternativas serían adecuadas para el proyecto. Sin embargo, debido a su menor coste y a su uso previo durante el grado, ha sido escogido el INA 129P por lo que los cálculos se harán teniendo en cuenta sus características.

Cálculo

Tras seleccionar el amplificador de instrumentación, se realizará el cálculo de la fase de amplificación diferencial. Como se ha mencionado previamente, se trata de una pequeña amplificación por lo que, la ganancia será de 6 V/V. Sabiendo esto y recordando la ecuación de la ganancia del INA 129P:

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ k}}{R_G} \rightarrow R_G = \frac{49.4 \text{ k}}{6 - 1} = \frac{49.4 \text{ k}}{5} = 9880 \Omega$$

Debido a que las resistencias deben ser comerciales, la resistencia escogida para el amplificador de instrumentación será de $R_G = 10\text{ k}\Omega$. Por lo tanto, la ganancia real de esta primera fase será de:

$$G = 1 + \frac{49.4\text{ k}}{R_G} = 1 + \frac{49.4\text{ k}}{10\text{ k}} = 5.94\text{ V/V}$$

Finalmente, el amplificador diferencial calculado se muestra en la Figura 41.

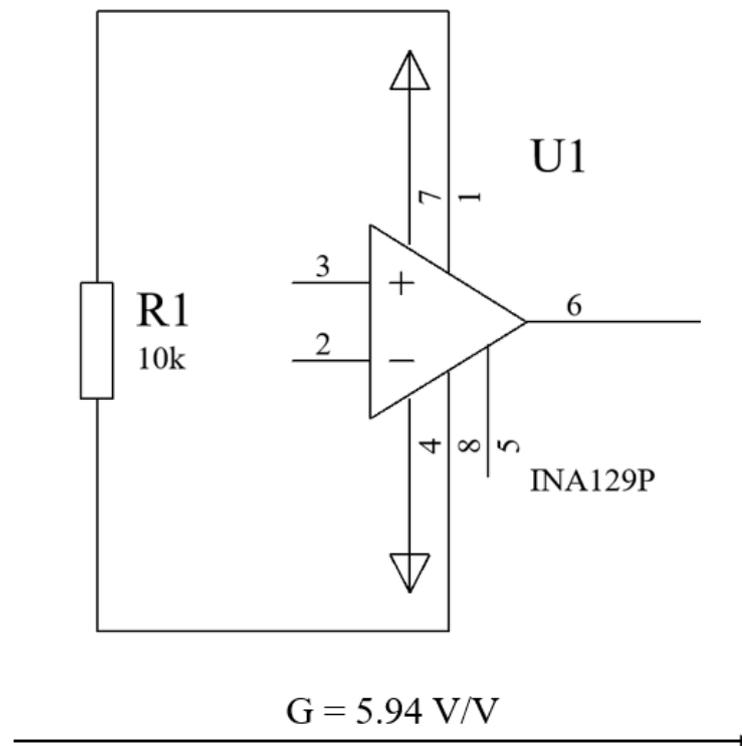


Figura 41: amplificador diferencial calculado

4.2 Filtro paso alto

Tal y como se ha concluido en la sección 3.2, se ha seleccionado un filtro paso alto activo de segundo orden con estructura Sallen-Key. Este filtro está formado por siete elementos entre los cuales se encuentra un amplificador operacional. Por ello, previamente al cálculo de los valores de los componentes pasivos, es necesario establecer que amplificador operacional será utilizado tanto en los filtros como en la segunda amplificación.

Alternativas: debido a los múltiples usos del amplificador operacional, existe una gran variedad en el mercado entre los que seleccionar. Sin embargo, se ha seleccionado un tipo de amplificador operacional rail-to-rail ya que, por un precio similar al resto, asegura que el circuito no sature en caso de que la batería se descargue. Por ello, se considerarán principalmente dos opciones:

- ADA4666-2: es un componente fabricado por Analog Devices y formado por dos amplificadores operacionales [14]. Es rail-to-rail tanto de entrada como salida y optimizado para aplicaciones de baja potencia. Es utilizado principalmente en filtros activos y en equipos médicos portátiles. Por otra parte, sus principales características son las siguientes:
 - Única fuente de alimentación: desde 3 V hasta 18 V.
 - Doble fuente de alimentación: desde +- 1.5 V hasta +- 9V.
 - Bajo voltaje offset: 2.2 mV en modo común.
 - Precio: 2.35 €



Figura 43: pines ADA4666-2



Figura 42: ilustración real ADA4666- 2

Como se observa en la Figura 42, este encapsulado tiene ocho pines. En la parte izquierda se encuentra el amplificador operacional A y en la parte derecha el B. Los pines 2 y 3 son la entrada del amplificador A mientras que los pines 5 y 6 son las entradas del amplificador B. Por otra parte, los pines 1 y 7 son las salidas de los amplificadores A y B respectivamente. Finalmente, en los pines 4 y 8 se conectarán las fuentes de alimentación. Por otro lado, en la Figura 43 se muestra una imagen real del componente.

- ADA4692-2: también es un componente fabricado por Analog Devices y muy similar a la alternativa anterior. Está formado igualmente por dos amplificadores operacionales, donde tanto las entradas como las salidas, son rail-to-rail. Comúnmente se utiliza en dispositivos de audio portátiles, instrumentos médicos portátiles y en filtros activos. Entre sus principales características se encuentran:
 - Única fuente de alimentación: desde 2.7 V hasta 5 V.
 - Doble fuente de alimentación: desde +- 1.35 V hasta +- 2.5V.
 - Voltaje offset típico: 500 uV en modo común.
 - Precio: 1.92 €

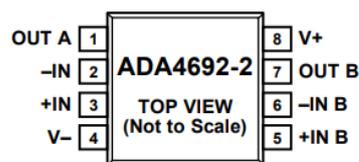


Figura 44: pines ADA4692-2



Figura 45: ilustración real ADA4692-2

Como se puede observar en la Figura 44, la distribución de los pines es la misma que en la alternativa anterior. Por otra parte, en la Figura 45 se muestra una imagen real del componente.

Solución adoptada: tras considerar ambas alternativas, se utilizarán los amplificadores operacionales ADA4666-2. Esto es debido a que, a pesar de que tienen unas características muy similares, e incluso el precio del ADA4692-2 es menor, el rango del voltaje de alimentación es algo limitado, ya que se pretende utilizar la misma fuente de alimentación para todas las fases y el amplificador de instrumentación requiere de un voltaje mínimo de ± 2.3 V.

Cálculo filtro paso alto

Previamente a calcular el valor de los componentes, es necesario establecer cuál será la frecuencia de corte del filtro. Como se ha explicado en anteriores puntos, la mayor parte del ruido captado por los electrodos tiene una frecuencia de 50 Hz, por lo que se el filtro paso alto se limitará a valores más bajos. Por lo tanto, la frecuencia de corte escogida es $f_o = 40$ Hz

Retomando las ecuaciones y el diseño del filtro paso alto, la frecuencia de corte viene determinada por el condensador y la resistencia. Por ello:

$$f_o = \frac{1}{2\pi RC} \rightarrow RC = \frac{1}{2\pi f_o}$$

Se debe establecer el valor de la resistencia o del condensador. Con la finalidad de utilizar los mismos condensadores para todos los filtros, se ha establecido que su valor sea de 224 nF. Así:

$$R = \frac{1}{2\pi f_o \cdot C} = \frac{1}{40 \cdot 2\pi \cdot 224 \times 10^{-9}} = 17762.82 \Omega$$

La resistencia debe adecuarse a un valor comercial, por lo que la finalmente seleccionada será $R = 18$ k Ω . Por lo tanto, la frecuencia de corte pasa a ser de

$$f_o = \frac{1}{2\pi \cdot 224 \times 10^{-9} \cdot 18 \times 10^3} = 39.47 \text{ Hz}$$

Por otra parte, en los filtros activos se puede establecer la ganancia en función de los valores de las resistencias. Por ello, con el objetivo de aumentar la amplitud de la señal fase por fase, la ganancia del filtro paso alto será de 1.55 V/V. Teniendo en cuenta la ecuación que define esta ganancia, los valores de las resistencias serán:

$$K = 1 + \frac{R_2}{R_1} = 1.55 \frac{V}{V} \rightarrow \frac{R_2}{R_1} = 0.55$$

Si se establece un valor de $R_1 = 2.7 \text{ k}\Omega \rightarrow R_2 = 2.7 \text{ k} \cdot 0.55 = 1.5 \text{ k}\Omega$

Finalmente, una vez obtenidos los valores de los componentes, la estructura del filtro paso alto con los componentes calculados se muestra en la Figura 46.

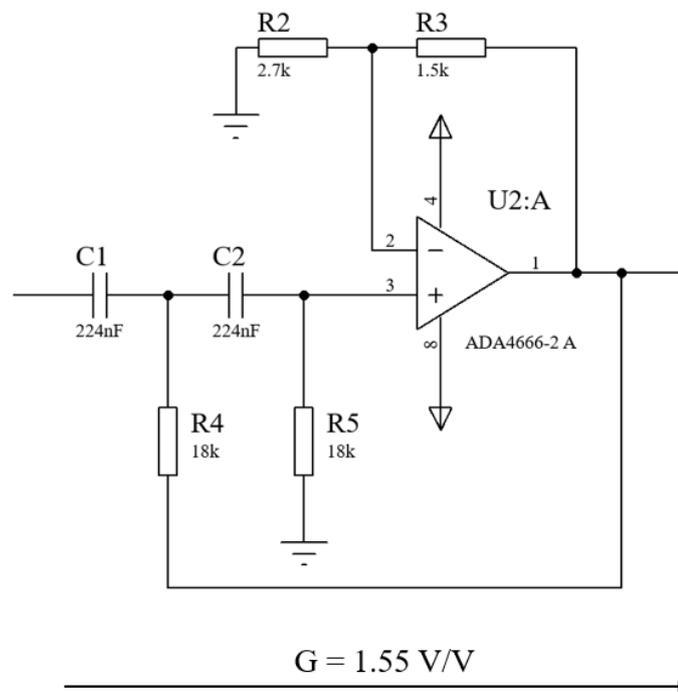


Figura 46: filtro paso alto calculado

4.3 Filtro rechaza banda

Como se ha mencionado anteriormente, para el filtro rechaza banda será utilizada una estructura RC Twin-T (Sección 3.3). Estará formada por dos amplificadores operacionales, tres resistencias, tres condensadores y un potenciómetro. Se ha de recordar que la principal finalidad de este tipo de filtros es reducir el voltaje cuya frecuencia sea la establecida en el filtro rechaza banda.

Al igual que en el filtro paso alto, la solución adoptada para los amplificadores operacionales serán los ADA4666-2 fabricados por Analog Devices.

Cálculo filtro rechaza banda

Este filtro es utilizado en el circuito EMG para eliminar principalmente el ruido muscular de 50 Hz. Es por ello que esta será la frecuencia que determinará los componentes de esta fase. Las ecuaciones que determinan este filtro son las siguientes:

$$\text{Frecuencia de corte: } \omega_0 = \frac{1}{RC}$$

Como en este caso la frecuencia de corte es de 50 Hz, se deberá escoger un valor para la resistencia o el condensador siendo el otro dependiente del escogido y la frecuencia de corte. Con la finalidad de mantener el mismo valor para todos los condensadores que conforman el circuito, tal y como se ha utilizado en el filtro paso alto, el valor de los condensadores será de 224 nF. Por lo que:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \rightarrow R = \frac{1}{2\pi f_0 C} \rightarrow R = \frac{1}{2\pi \cdot 50 \cdot 224 \times 10^{-9}} = 14210.26 \Omega$$

Debido a que tanto las resistencias escogidas como los condensadores deben ser valores comerciales, se ha seleccionado una resistencia de $R = 15 \text{ k}\Omega$. Por lo tanto, la frecuencia de corte real será:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \cdot 15 \times 10^3 \cdot 224 \times 10^{-9}} = \mathbf{47.36 \text{ Hz}}$$

Por otra parte, otra característica que se ha de tener en cuenta es la selectividad ya que define la calidad del filtro.

$$\text{Selectividad: } Q = \frac{f_0}{BW} = \frac{1}{4(1-a)}$$

Tal y como se puede observar la selectividad depende de la frecuencia de corte y el ancho de banda. Por ello, cuanto menor sea el ancho de banda mayor será la selectividad y por tanto mayor será la calidad del filtro, ya que el rango de frecuencias que corta será menor. Por lo tanto, para definir la calidad del filtro será necesario variar la resistencia del potenciómetro, tal y como se muestra en la ecuación.

Se ha seleccionado como resistencia del potenciómetro $R = 330 \Omega \rightarrow a = 0.967$

$$\text{Por lo tanto } Q = \frac{1}{4(1-0.967)} = 7.57 \rightarrow Q = \frac{f_0}{BW} \rightarrow BW = \frac{f_0}{Q} = \frac{47.36}{7.57} = 6.25$$

A diferencia de los otros filtros, en este caso la ganancia del filtro rechaza banda es unitaria. La amplitud de la señal de entrada solo se verá reducida entre el rango de frecuencias calculado previamente. La estructura del filtro tras el cálculo de los componentes se muestra en la Figura 47.

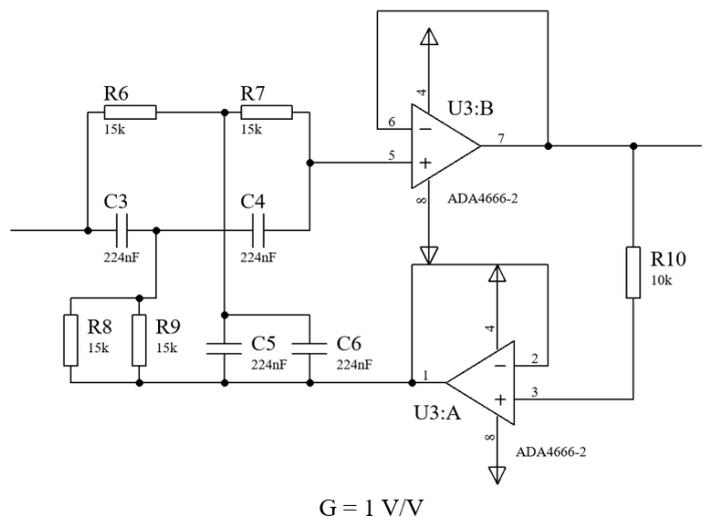


Figura 47: filtro Notch calculado

4.4 Filtro paso bajo

Tras calcular el filtro paso alto y el filtro rechaza banda, el último filtro a tener en cuenta es el filtro paso bajo, cuya función es atenuar señales de frecuencias superiores a la de corte establecida. Como se ha explicado en la Sección 3.4, está conformado por siete elementos. Entre ellos se encuentran cuatro resistencias, dos condensadores y un amplificador operacional, el cual será el mismo modelo utilizado en los anteriores filtros (ADA4666-2).

Para calcular el valor de las resistencias y de los condensadores, será necesario recordar las ecuaciones que caracterizan al filtro paso bajo. Tanto la ecuación de la frecuencia de corte como de la ganancia, son esenciales para el cálculo de los componentes.

$$\text{Frecuencia de corte: } f_o = \frac{1}{2\pi \cdot RC}$$

Tal y como se ha dicho, el valor de los condensadores será el mismo para todos los filtros por lo que $C = 224 \text{ nF}$. Por otra parte, se ha establecido la frecuencia de corte del filtro paso bajo a $f_o = 600 \text{ Hz}$. Así, la resistencia necesaria será:

$$f_o = \frac{1}{2\pi \cdot RC} \rightarrow R = \frac{1}{2\pi \cdot f_o \cdot C} = \frac{1}{2\pi \cdot 600 \cdot 224 \times 10^{-9}} = 1184.18 \Omega$$

El valor de la resistencia debe ajustarse a uno de los valores comerciales por lo que la resistencia comercial seleccionada ha sido de $R = 1.2 \text{ k}\Omega$. Es por ello que finalmente la frecuencia de corte será:

$$f_o = \frac{1}{2\pi \cdot RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 224 \times 10^{-9} \cdot 1.2 \times 10^3} = \mathbf{592.09 \text{ Hz}}$$

También es necesario calcular la ganancia del filtro paso bajo. La ganancia viene determinada por la siguiente ecuación la cual ya se ha definido previamente:

$$\text{Ganancia: } K = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

Como se observa, no podrá ser menor de la unidad y vendrá determinada por la relación de R_1 y R_2 . Con la finalidad de tener la misma ganancia tanto en el filtro paso alto como en el filtro paso bajo, los valores de las resistencias de las que depende la ganancia serán los mismo que en el filtro paso alto. Así, $R_1 = 2.7 \text{ k}\Omega$ y $R_2 = 1.5 \text{ k}\Omega$, por lo que la ganancia:

$$K = 1 + \frac{R_2}{R_1} = 1 + \frac{1.5 \times 10^3}{2.7 \times 10^3} = 1 + 0.55 = \mathbf{1.55 \text{ V/V}}$$

La Figura 48 muestra la estructura del filtro paso bajo tras el cálculo de los componentes.

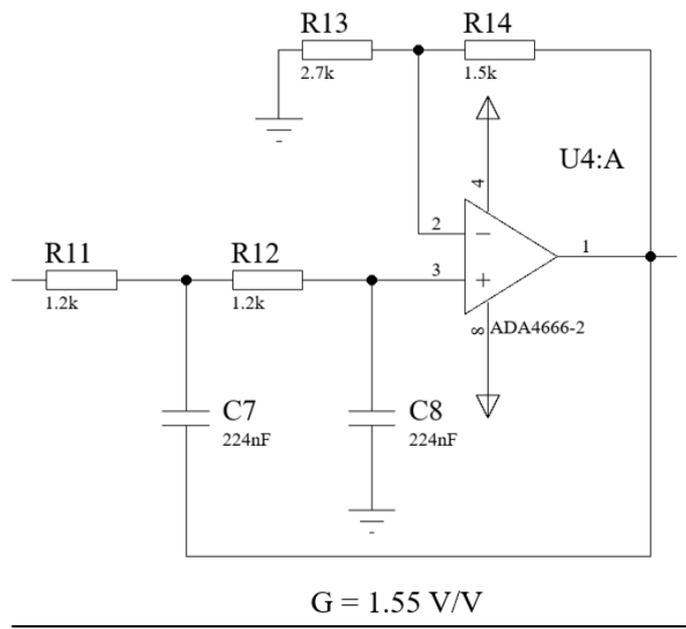


Figura 48: filtro paso bajo calculado

4.5 Segunda amplificación

Una vez se han calculado los filtros que conformaran el circuito EMG, será necesario calcular la segunda etapa de amplificación. Cabe recordar que, con la finalidad de generar el menor ruido posible, la amplificación de la señal se ha llevado a cabo en varias fases como se ha visto. Sin embargo, la mayor parte de la amplificación será llevada a cabo por este segundo amplificador.

Entre las alternativas mencionadas en Sección 3.5, finalmente será utilizado el amplificador no inversor el cual cuenta con tres componentes: dos resistencias y un amplificador operacional. Tal y como se ha utilizado anteriormente, los amplificadores operacionales utilizados durante todo el circuito son los ADA4666-2.

Así, sabiendo la ganancia de las fases anteriores además de que la amplitud de la señal no debe superar los 4.5 V en la entrada del microcontrolador, la ganancia de la segunda amplificación será de 63.06 V/V.

Cálculo

Retomando la ecuación que define la ganancia del amplificador no inversor:

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \rightarrow G - 1 = \frac{R_2}{R_1} \rightarrow R_2 = (G - 1) \cdot R_1 \rightarrow$$

$$\rightarrow R_2 = (63.06 - 1) \cdot R_1 \rightarrow R_2 = 62.06 \cdot R_1$$

Como se puede observar, se debe fijar una de las dos resistencias. En este caso, se ha fijado la resistencia $R_1 = 56 \Omega$ ya que la resistencia R_2 vendrá establecida por un potenciómetro.

$$R_2 = 62.06 \cdot 56 = 3475.36 \Omega$$

La estructura del segundo filtro tras el cálculo se muestra en la Figura 49.

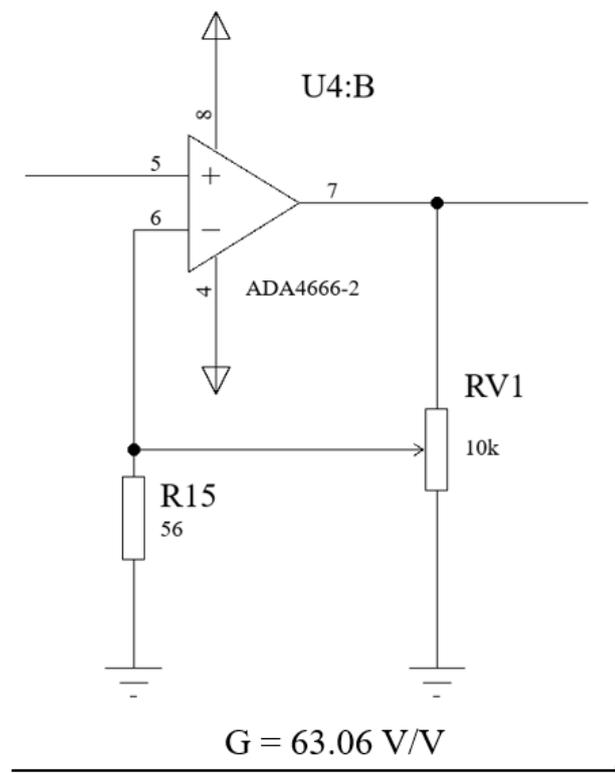


Figura 49: segunda amplificación calculada

4.6 Rectificador de onda completa

Tras el cálculo de las dos amplificaciones y de los tres filtros, es necesario realizar el cálculo de los componentes del rectificador de onda completa.

Esta fase está formada por tres tipos de componentes, dos amplificadores operacionales, dos diodos y cinco resistencias. Respecto a los amplificadores operacionales, como se ha hecho anteriormente (Sección 4.2), serán utilizados los ADA4666-2. Sin embargo, se deben valorar varias alternativas en cuanto a la selección de los diodos utilizados.

Alternativas: existe una amplia variedad de tipos de diodos, sin embargo, debido al uso que estos tendrán dentro del circuito EMG, se considerarán únicamente dos tipos:

- Diodo rectificador: se trata de los diodos más comúnmente utilizados. Sus características son básicas ya que permite el paso de la corriente si el V_F supera los 0.7 V si es de Silicio o los 0.3 V si es de Germanio. No permitirá el paso de la corriente de cátodo a ánodo (Figura 50). Cabe destacar que se denomina rectificador debido a su uso en circuitos de rectificación.

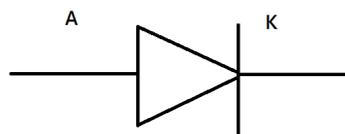


Figura 50: símbolo diodo rectificador

- Diodo Zener: el funcionamiento del diodo Zener (Figura 51) es muy similar al diodo rectificador. Sin embargo, la principal diferencia entre estos dos diodos radica cuando se polarizan inversamente. El diodo Zener es capaz de conducir la corriente en polarización inversa siempre que se supere el voltaje establecido, el cual suele ser 3.3 V, 5.1 V o 12 V. Son comúnmente utilizados en reguladores de voltaje.

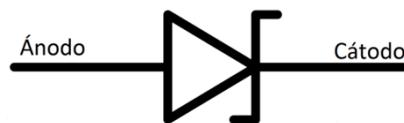


Figura 51: símbolo diodo Zener

Solución adoptada: tras considerar dos de los tipos más comunes de diodos, se han utilizado diodos de rectificación en la fase de rectificador de precisión de onda completa del circuito EMG. Esto es debido a que estos diodos son comúnmente utilizados en los rectificadores ya que es deseado evitar el paso de corriente cátodo-ánodo, lo que podría darse con el diodo Zener. Concretamente se utilizará el diodo 1N4148 (Figura 52) ya que es uno de los más utilizados para aplicaciones de baja corriente [15]. Además, este diodo ha sido utilizado en múltiples ocasiones durante el grado.



Figura 52: ilustración real diodo

Cálculo

Una vez seleccionados los componentes que serán utilizados, se calcularán los valores de las resistencias que componen el circuito. Para ello, es necesario retomar las ecuaciones del rectificador de precisión de onda completa, descritas en la Sección 3.6.

$$R_1 = R_2 = R_4 = R_5 = R$$

$$R_3 = \frac{R}{2}$$

Como se puede observar, a excepción de R_3 , el resto de resistencias tendrán el mismo valor. Se ha seleccionado $R = 10\text{ k}\Omega$, por lo que:

$$R_3 = \frac{10\text{ k}}{2} = 5\text{ k}\Omega$$

Por otra parte, la ganancia del rectificador viene definida por la siguiente relación:

$$G = \frac{R}{R_5} = 1\text{ V/V}$$

Tras la selección de componentes y el cálculo de resistencias, la Figura 53 muestra la estructura del rectificador.

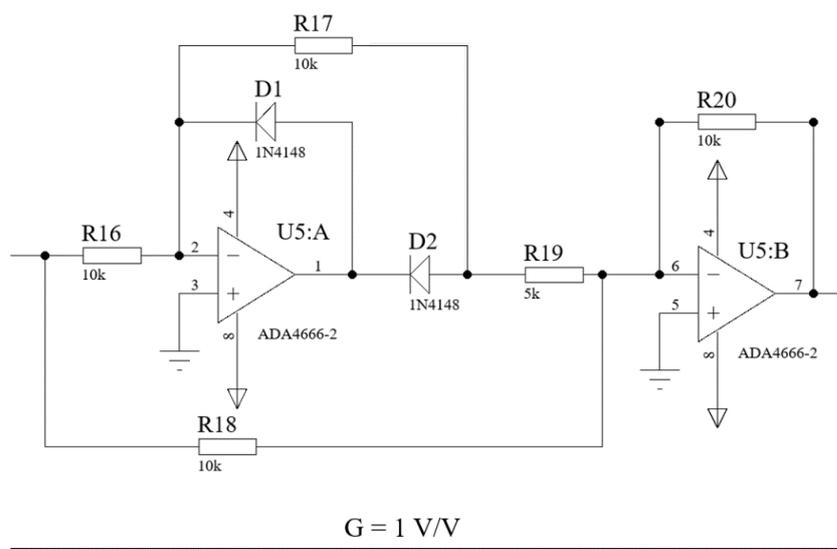


Figura 53: rectificador onda completa calculado

4.7 Integrador

Una vez seleccionados los componentes del rectificador, es necesario establecer los componentes del integrador. Retomando la ecuación de voltaje de salida del integrador previamente definida en la Sección 3.7:

$$V_{OUT} = -\frac{1}{R_1 C} \cdot \int V_{in} dt$$

Como se observa, el voltaje de salida irá en función de la resistencia R_1 y el condensador C . Con la finalidad de reducir la cantidad de componentes utilizados se incorporará el condensador del integrador en el segundo amplificador operacional del rectificador de precisión de onda completa. Por lo tanto, la resistencia utilizada para el integrador será la misma utilizada previamente en el rectificador.

Así, será la selección del condensador lo que hará que la señal de salida tenga mayor o menor curvatura.

Alternativas: Se han probado tres condensadores diferentes con la finalidad de observar la señal de salida y su posible aplicación al sistema robótico. Los valores de los tres condensadores son: 0.22 uF, 2.2 uF y 22 uF. Cabe destacar que a mayor capacidad mayor curvatura tendrá la señal de salida.

Solución adoptada: tras observar el comportamiento de la señal con cada uno de los condensadores, se usará un condensador electrolítico de 22 uF (Figura 54) debido a la facilidad que ofrece para establecer los rangos de movimiento con el sistema robótico.

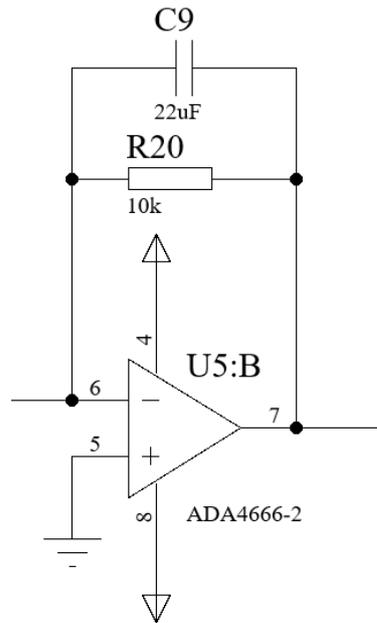


Figura 54: integrador calculado

La estructura final del rectificador de onda completa, incluido el integrador se muestra en la Figura 55.

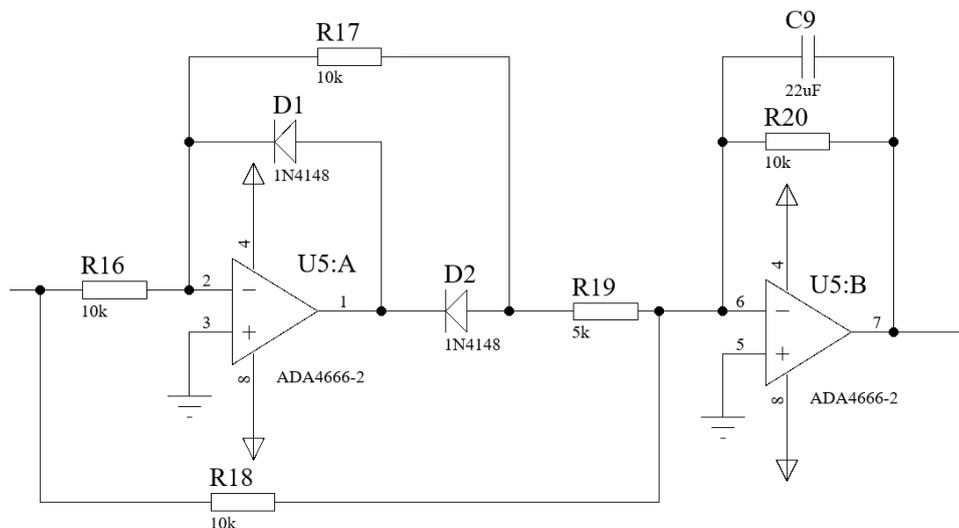


Figura 55: rectificador junto a integrador

4.8 Detector de envolvente

El detector de envolvente está formado por tres componentes: un diodo, una resistencia y un condensador. Al igual que en la Sección 4.7, el diodo utilizado para esta fase será el modelo 1N4148 debido a las razones previamente nombradas. Sin embargo, para la elección de la resistencia y el condensador, se debe de tener en cuenta la ecuación que define al detector de envolvente.

$$BW = \frac{1}{R \cdot C}$$

El ancho de banda de la señal filtrada y amplificada queda finalmente entre los 40 Hz y los 600 Hz por lo que el ancho de banda $BW = 560 \text{ Hz}$. Por otra parte, como se ha mencionado en varias ocasiones, a excepción del condensador utilizado en el integrador, todos los condensadores que conforman el circuito EMG tendrán un valor de 224 nF . Una vez establecidos estos dos valores, la resistencia que forma el detector de envolvente tendrá un valor de:

$$BW = \frac{1}{R \cdot C} \rightarrow R = \frac{1}{BW \cdot C} = \frac{1}{560 \cdot 224 \times 10^{-9}} = 7971.93 \Omega$$

Una vez obtenida la resistencia, se debe escoger un valor comercial. Por tanto, el valor de la resistencia será $R = 10 \text{ k}\Omega$. Debido a que el valor de cálculo son $7.97 \text{ k}\Omega$, podría haber sido seleccionada una resistencia de $8.2 \text{ k}\Omega$, sin embargo, con la finalidad de trabajar con el mayor número de resistencias del mismo valor posible, como se ha hecho con los condensadores, se ha escogido el valor comercial de $10 \text{ k}\Omega$. En la Figura 56 se muestra la estructura final del detector de envolvente.

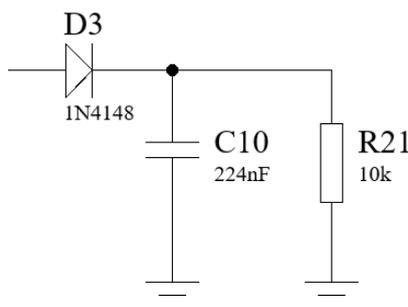


Figura 56: detector de envolvente calculado

4.9 Conversor analógico-digital

Para el conversor analógico-digital, se ha decidido utilizar un microcontrolador que se encargue de hacer la conversión. Esto es debido a que facilita su uso en la aplicación de las señales tratadas. Para ello, se estudiará tal y como se ha hecho anteriormente dos alternativas posibles y se razonará la opción seleccionada.

4.9.1 ESP32-D0WDQ6

La primera alternativa a tener en cuenta es el microcontrolador ESP32-D0WDQ6 (Figura 57). Se trata de un microcontrolador comúnmente utilizado en aplicaciones IOT [16]. Entre las principales características del componente se destacan las siguientes:

- 18 canales en el ADC
- Resolución ADC de 12 bits
- Frecuencia de operación de 2.4 GHz
- Voltaje de alimentación entre 2.3 V y 3.6 V
- Bluetooth y Wi-fi incorporados
- Número de temporizadores: 2
- Precio unitario: 2.54 €



Figura 57: ilustración real ESP32-D0WDQ6

Para facilitar su uso en la realización de prototipado, se incorporó este microcontrolador en una placa de desarrollo denominada ESP32-WROOM-32 (Figura 58). Esta placa cuenta con diez pines GPIO de detección capacitiva, tres interfaces UART, tres interfaces SPI y dos interfaces I2C. Además, cuenta con dieciséis canales PWM.



Figura 58: ilustración real ESP32-WROOM-32

4.9.2 ATMEGA2560

Como segunda alternativa se valora el microcontrolador ATMEGA2560 (Figura 59) [17]. Es utilizado principalmente para aplicaciones de prototipado entre otras. Entre sus principales características destacan:

- 16 canales de ADC
- Resolución del ADC 10 bits
- Voltaje de alimentación entre 4.5 y 5.5 V
- Número de temporizadores: 6
- Precio unitario: 10.54 €

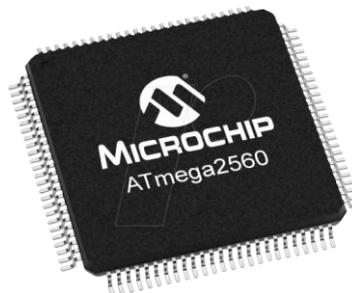


Figura 59: ilustración real ATMEGA2560

Al igual que en la primera alternativa, este microcontrolador es utilizado en la placa de desarrollo Arduino Mega (Figura 60). Esta placa cuenta con cincuenta y seis pines digitales que funcionan tanto de entrada como de salida. Entre ellos hay dieciséis entradas analógicas. Por otra parte, quince de estos cincuenta y seis pines proveen salida PWM.

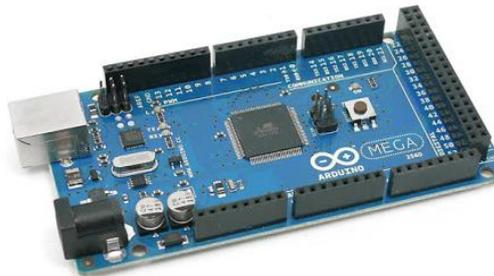


Figura 60: ilustración real Arduino Mega

Solución adoptada: a pesar del menor coste que supone el microcontrolador ESP32-D0WDQ6, debido a su fácil uso y a que ha sido estudiado y utilizado durante el grado, se ha decidido utilizar la placa de desarrollo Arduino MEGA. Además, Arduino cuenta con una gran comunidad debido a sus múltiples aplicaciones, por lo que existe una mayor información con respecto al desarrollo de software específico para prótesis biónicas. Por último, destacar que la placa de desarrollo ESP32-WROOM-32 suele estar orientada a otro tipo de aplicaciones mayormente relacionadas con el internet de las cosas.

Una vez seleccionado el microcontrolador y la placa de desarrollo que será utilizada, se puede determinar la resolución del conversor. Para ello, retomando la ecuación que define la resolución de un conversor analógico-digital:

$$Resolución = \frac{V_{in\ max}}{(2^n - 1)}$$

Una vez establecida la ecuación de la resolución y sabiendo que la amplitud máxima del voltaje en las entradas analógicas de Arduino será de 4.5 V y que contiene un ADC de diez bits:

$$Resolución = \frac{V_{in\ max}}{(2^n - 1)} = \frac{4.5}{(2^{10} - 1)} = 4.398 \times 10^{-3} V = \mathbf{4.398\ mV}$$

5. Simulación

Tras valorar las alternativas de los componentes que van a ser utilizados en el circuito EMG y haber realizado los cálculos necesarios de cada una de las fases, es necesario realizar una simulación previa a la implementación del circuito.

La finalidad de la simulación es observar si el diseño calculado cumple con los valores y las características planteadas.

Esta simulación se llevará a cabo en el programa informático Proteus. Se ha escogido Proteus 8 como programa de simulación debido a su fácil uso además de que ha sido aprendido y utilizado durante el grado en varias asignaturas.

Entre los puntos que serán estudiados durante la simulación se encuentran las ganancias respectivas de cada fase, el comportamiento de la señal a lo largo del circuito, así como el diagrama de Bode en los filtros paso alto, rechaza banda y paso bajo.

Tras observar la simulación y en caso de que los valores obtenidos sean los apropiados se realizará la implementación física del circuito EMG para posteriormente ser aplicado en el sistema robótico.

5.1 Señal de entrada

Una de las mayores complejidades a la hora de realizar la simulación es la señal de entrada. Esto es debido a que esta señal debe ser lo más similar posible a una señal muscular producida por el cuerpo humano. Para ello, se ha escogido utilizar una señal muscular de la base de datos Physionet. En esta web se pueden encontrar señales ECG, EMG o EEG.

Se ha procesado la señal referida a masa de la base de datos para generar una señal diferencial de la misma amplitud. Para ello, será introducido al amplificador de instrumentación V_+ y V_- . Estas dos señales vendrán definidas por:

$$V_+ = V_{CM} + \frac{V_{base_datos}}{2}$$

$$V_- = V_{CM} - \frac{V_{base_datos}}{2}$$

Siendo V_{base_datos} la señal utilizada de la base de datos online con una amplitud de 4mV y V_{CM} una señal de amplitud 250mV y 50 Hz. Obteniendo de esta manera la señal diferencial utilizada en la simulación, la cual es introducida en el amplificador de instrumentación (Figura 61).

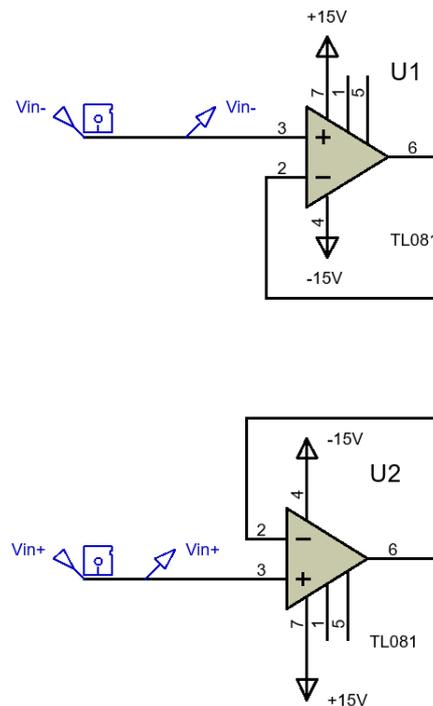


Figura 61: entrada amplificador diferencial simulación

Así, la señal tendrá la siguiente forma y amplitud que se muestra en la Figura 62.

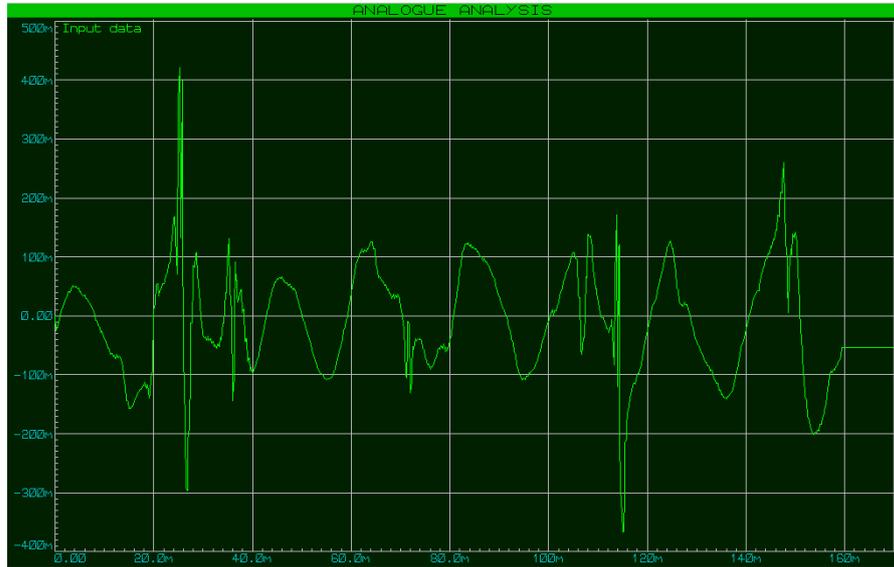


Figura 62: señal base de datos

La señal será introducida en el amplificador de instrumentación para ser amplificada y posteriormente filtrada. Con el propósito de comprobar que la amplificación se realiza correctamente, es necesario observar la forma de la señal, así como su amplitud (Figura 63).

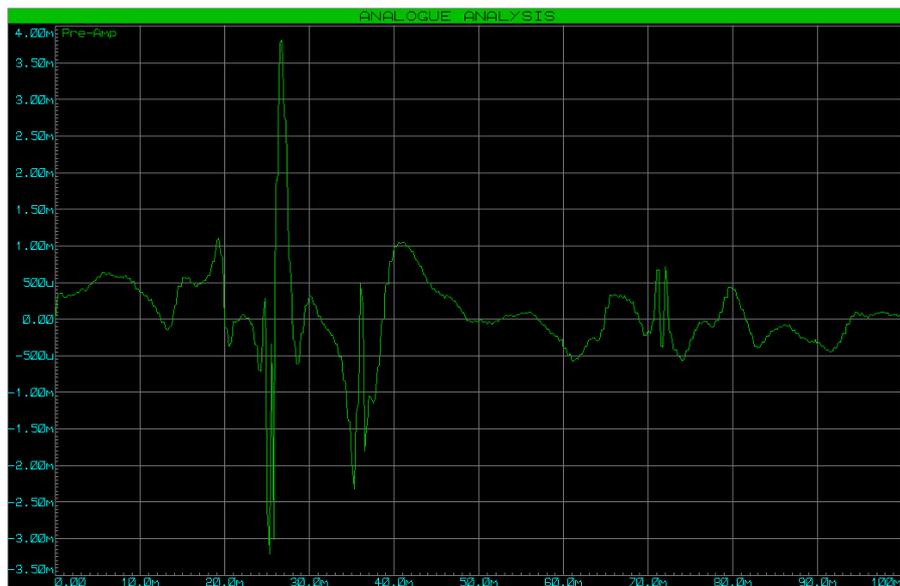


Figura 63: señal diferencial pre-amplificación diferencial

5.2 Amplificación de instrumentación

Tras introducir la señal de la base de datos en la simulación, es amplificada mediante el amplificador de instrumentación. Como se ha mencionado en la Sección 4.1, la ganancia de esta primera fase es de 5.94 V/V y será utilizada $R_G = 10\text{ k}\Omega$. Por otra parte, debido a que no se encuentra el componente INA129P (Figura 64) en las librerías de Proteus 8, se realizará el circuito que este componente incluye.

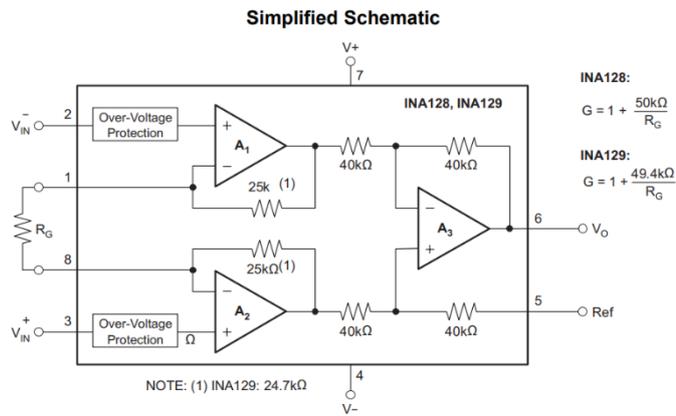


Figura 64: circuito interno INA129P

Finalmente, el circuito que forma el INA129P será implementado en la simulación (Figura 65).

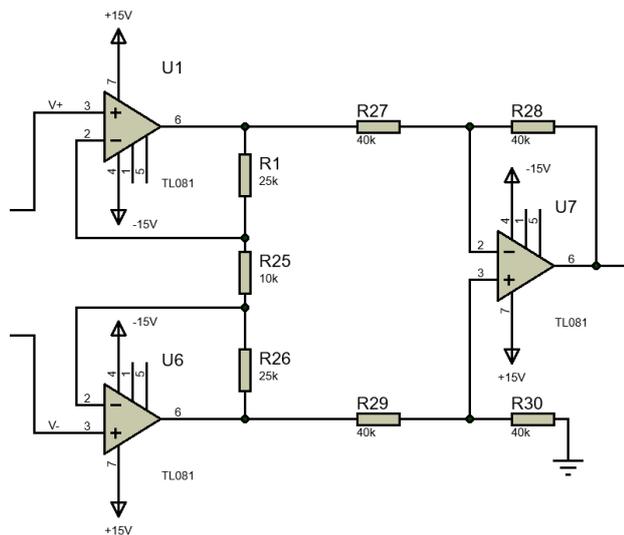


Figura 65: amplificador de instrumentación en simulación

Tras la amplificación, la señal introducida en el amplificador operacional es representada gráficamente (Figura 66).

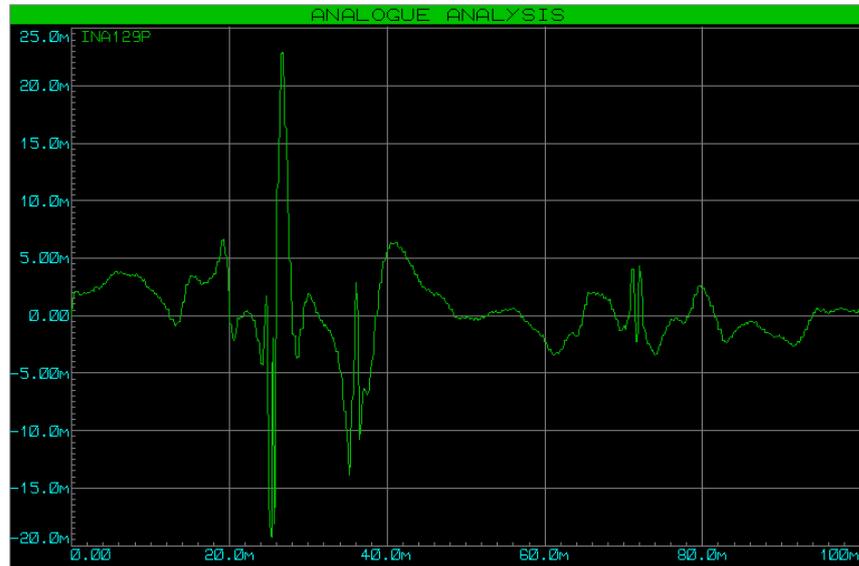


Figura 66: señal simulada tras amplificador de instrumentación

Como se puede observar, la señal es amplificada hasta los 20 mV por lo que cumple aproximadamente los valores calculados. Sin embargo, debido a que no se trata del componente INA129P, la ganancia será ligeramente inferior a los 5.94 V/V.

5.3 Filtro paso alto

Tras la fase de amplificación diferencial, la siguiente será el filtro paso alto. De esta fase será necesario observar si el filtro aplica la ganancia previamente calculada, si la frecuencia de corte se encuentra sobre los 40 Hz y si el resto de frecuencias menores a la de corte son atenuadas. Como ha ocurrido en la fase anterior, debido a la falta de algunos componentes en las librerías de Proteus 8, para la simulación serán utilizados los amplificadores operacionales TL081 en vez de los ADA4666-2.

Aplicando los valores calculados, el circuito del filtro paso alto se muestra en la Figura 67.

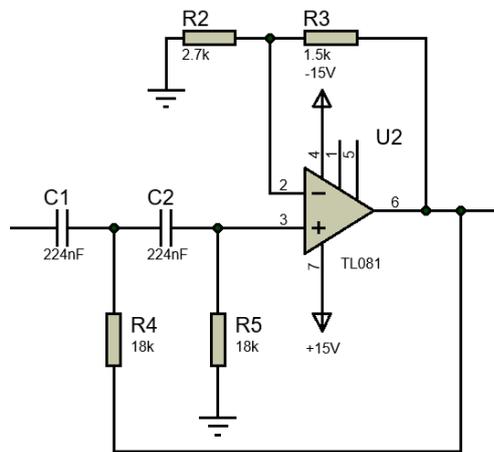


Figura 67: filtro paso alto simulado

Observando la señal muscular tras el filtro paso, se puede observar cómo se aplica correctamente la ganancia de 1.55 V/V (Figura 68).

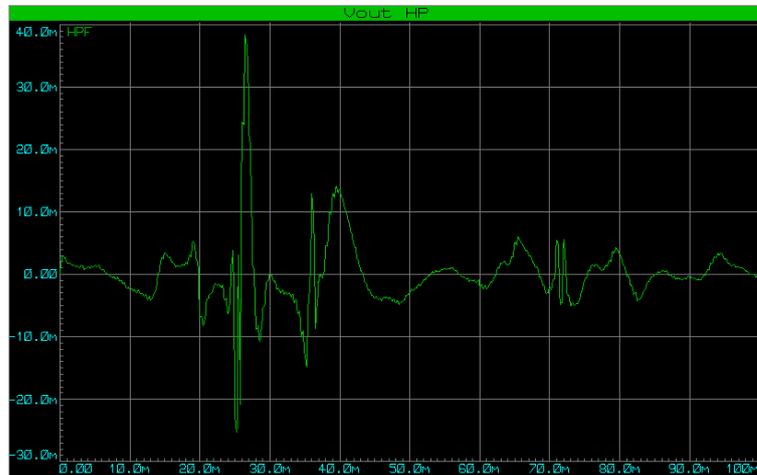


Figura 68: señal simulada tras filtro paso alto

Se han utilizado la transformada de Fourier (Figura 69) y el diagrama de bode (Figura 70) para observar si la aplicación del filtro atenúa las frecuencias por debajo de la establecida de corte (40 Hz).

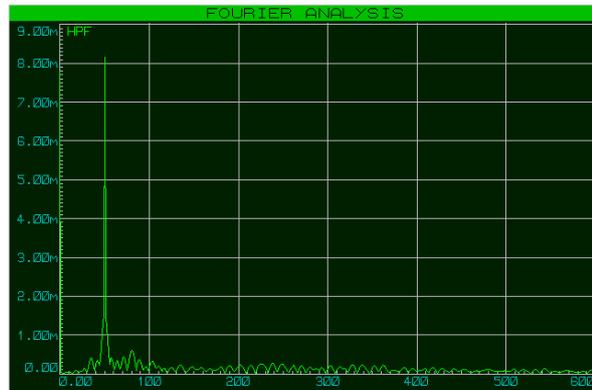


Figura 69: transformada de Fourier tras filtro paso alto

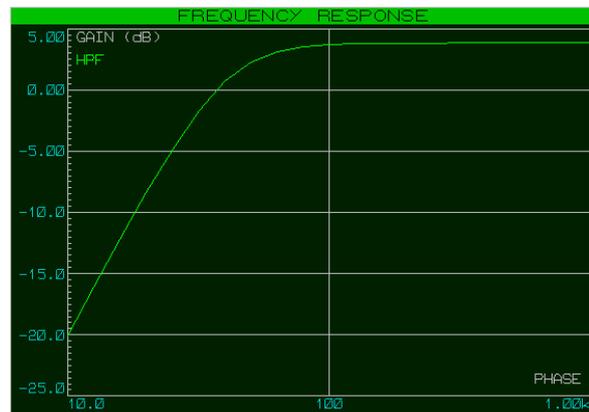


Figura 70: diagrama de bode del filtro paso alto

Tal y como se puede observar en ambas gráficas (Figuras 69 y 70), las frecuencias inferiores a 40 Hz, serán atenuadas mientras que las superiores serán amplificadas. Es por ello, que, para reducir la señal de ruido a los 50 Hz, debe ser reducida por el filtro pasa banda.

5.4 Filtro Notch

Tal y como se ha observado en el punto anterior (Sección 5.3), es necesario aplicar el filtro Notch para reducir la amplitud de la señal de ruido en 50 Hz. Tal y como se ha hecho en el apartado anterior, el filtro utilizará los amplificadores operacionales TL081 en vez de los ADA4666-2. Así, finalmente, el esquema del filtro Notch, aplicando los valores de los componentes calculados se muestra en la Figura 71.

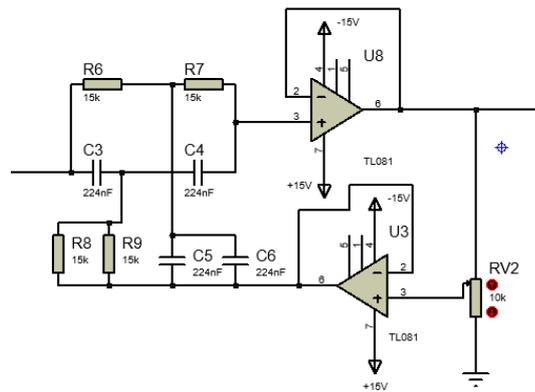


Figura 71: filtro Notch simulado

Observando el comportamiento de la señal introducida tras el filtro paso alto, se puede observar cómo se aplica correctamente la ganancia 1 V/V ya que la amplitud de la misma no varía (Figura 72). Sin embargo, tendrá un ligero descenso en los picos debido a la reducción del ruido de 50 Hz.

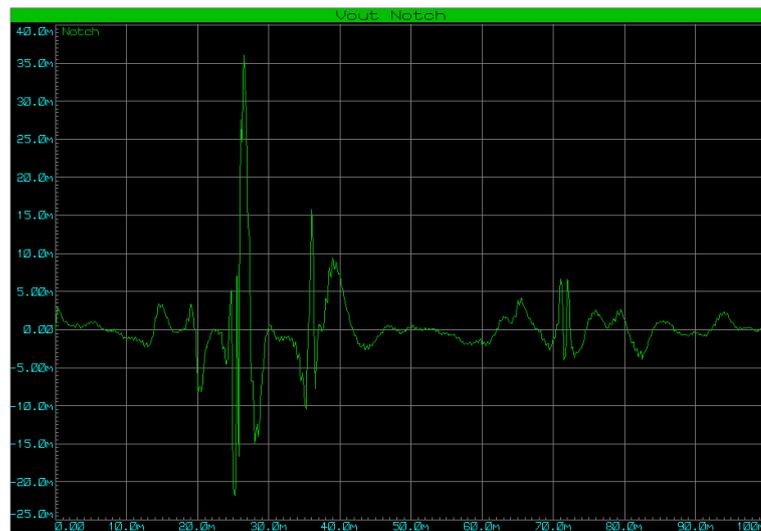


Figura 72: señal simulada tras filtro Notch

A pesar de que se pueda apreciar una ligera reducción del ruido en la gráfica anterior, es necesario observar el diagrama de Bode (Figura 73) así como la transformada de Fourier (Figura 74) como se ha llevado a cabo previamente, con el objetivo de asegurar que la señal de ruido en 50 Hz es atenuada.

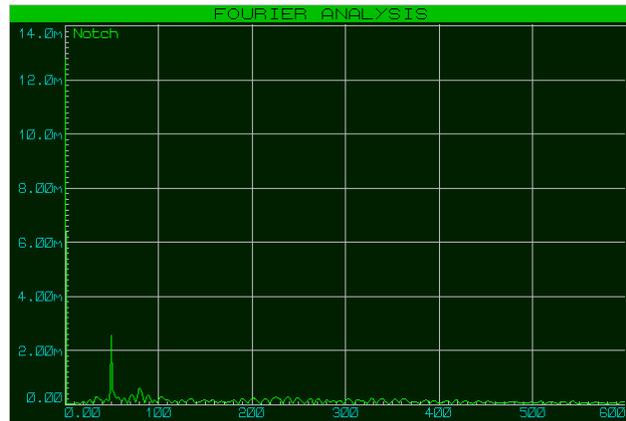


Figura 73: transformada de Fourier tras filtro Notch

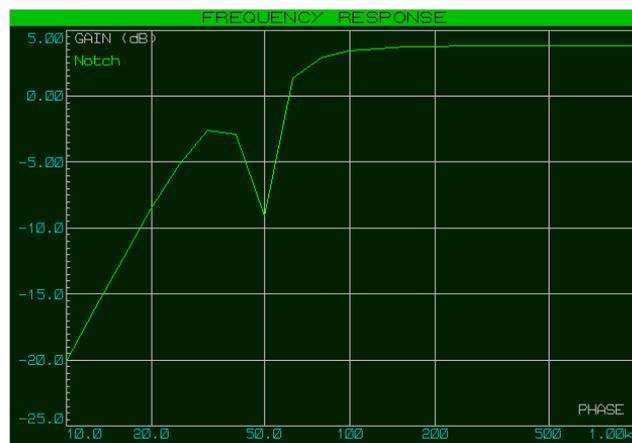


Figura 74: diagrama de bode del filtro Notch

Tal y como muestran ambas gráficas de la simulación (Figuras 73 y 74), existe una clara reducción de la amplitud a los 50 Hz en comparación al filtro paso alto. La amplitud del ruido pasa de tener un valor de 8 mV a los 2 mV.

5.5 Filtro paso bajo

Para finalizar la etapa de filtrado de la señal, se ha estudiado en la simulación el filtro paso bajo tal y como se ha hecho con los anteriores. Han sido utilizados los amplificadores operacionales TL081 al igual que en el filtro paso alto y el filtro Notch. Aplicando los valores de componentes calculados en el punto 4, el esquema final obtenido se representa en la Figura 75.

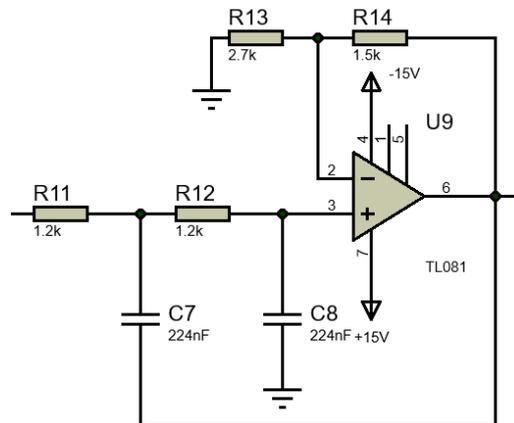


Figura 75: filtro paso bajo simulado

A diferencia del filtro Notch, el filtro paso bajo debe aplicar una ganancia en la señal de 1.55 V/V. Para ello, se observará la amplitud de la señal como se ha hecho previamente.

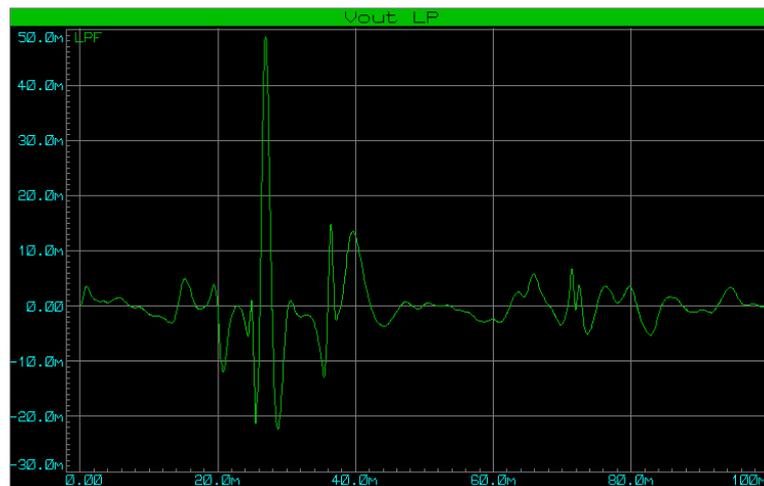


Figura 76: señal simulada tras filtro paso bajo

Analizando la gráfica (Figura 76), se puede observar un aumento en la amplitud de la señal por lo que la ganancia del filtro paso bajo está siendo aplicada correctamente.

Tras comprobar la correcta aplicación de la ganancia, se debe comprobar el diagrama de Bode y la transformada de Fourier con tal de observar si se cumple la frecuencia de corte prevista (600 Hz) y la atenuación de frecuencias superiores a la misma.

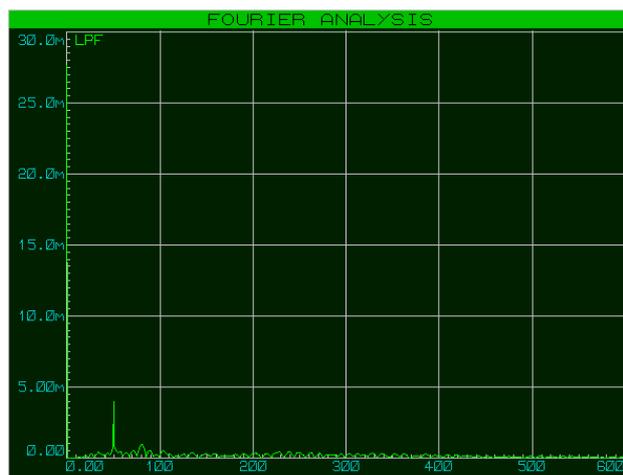


Figura 77: transformada de Fourier tras filtro paso bajo



Figura 78: diagrama de bode tras filtro paso bajo

Tal y como se observa en el análisis de Fourier (Figura 77), la amplitud de altas frecuencias es mínima. Por otro lado, el diagrama de Bode (Figura 78) refleja la frecuencia de corte en los 600 Hz como se preveía en los cálculos.

5.6 Segunda amplificación

Tras analizar los filtros, la siguiente fase es la segunda amplificación. Cabe recordar que la ganancia calculada para esta segunda amplificación es de 63.06 V/V. Tal y como se ha hecho anteriormente, el amplificador operacional utilizado será el TL081. Como se ha explicado en la Sección 4.6, se utilizará un potenciómetro que permita variar la ganancia de esta segunda amplificación en función del usuario. Así, habiendo obtenido los valores de los componentes utilizados, el esquema del circuito del segundo amplificador queda plasmado en la Figura 79.

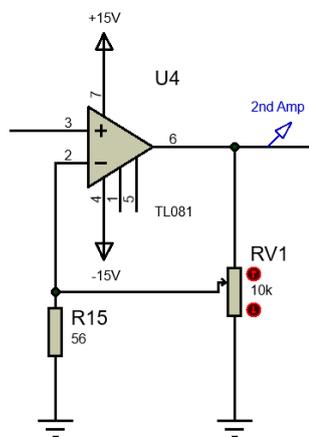


Figura 79: segunda amplificación simulada

Para comprobar si la amplificación se realiza correctamente, es necesario observar la amplitud de la señal y su aplicación de ganancia. Observando la gráfica (Figura 80), se puede ver que se realiza correctamente la amplificación llegando hasta los 3V.

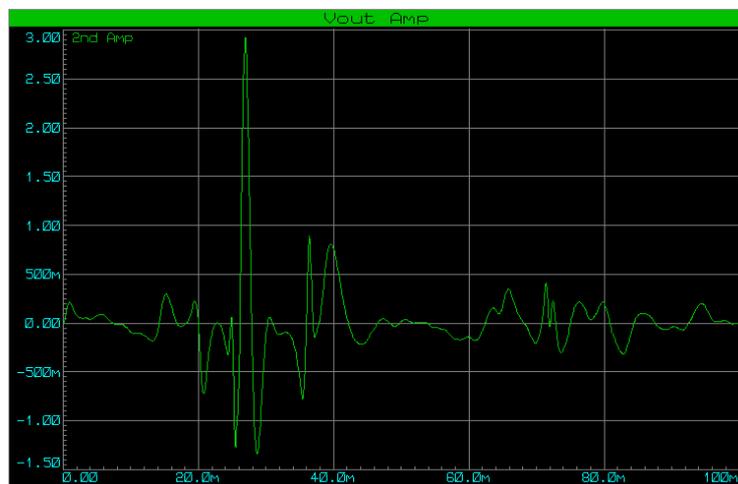


Figura 80: señal simulada tras segunda amplificación

Por otro lado, también se ha representado gráficamente el diagrama de bode tras la segunda amplificación (Figura 81). Con ello se podrá comprobar si la ganancia de 65 V/V, o 36 dB en este caso, está siendo aplicada.

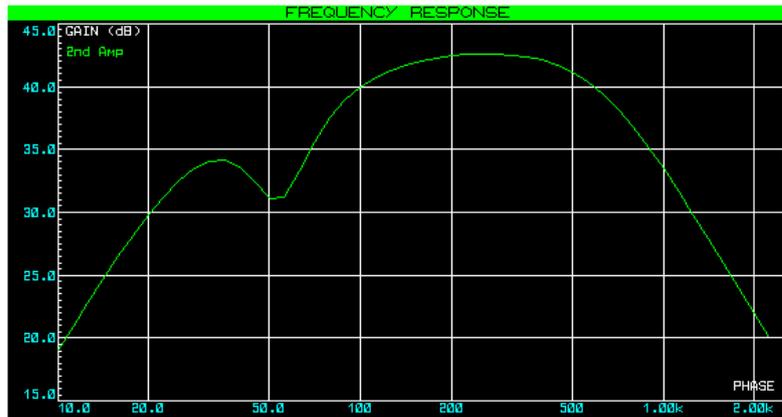


Figura 81: diagrama de bode segunda amplificación

Así, sabiendo que la ganancia (dB) tras el filtro paso bajo es de 7 dB, tras la segunda amplificación debe llegar hasta los 43 dB. Por lo tanto, se puede concluir el correcto funcionamiento de la segunda amplificación.

5.7 Rectificador onda completa e integrador

Una vez amplificada la señal y filtrada, es necesario aplicar un rectificador de precisión de onda completa ya que el microcontrolador únicamente es capaz de leer señales positivas. Además, con el fin de facilitar la lectura de la señal se aplicará el integrador junto al rectificador con el objetivo de reducir los componentes utilizados. El circuito tras los cálculos realizados en el punto 4, se muestra en la Figura 82.

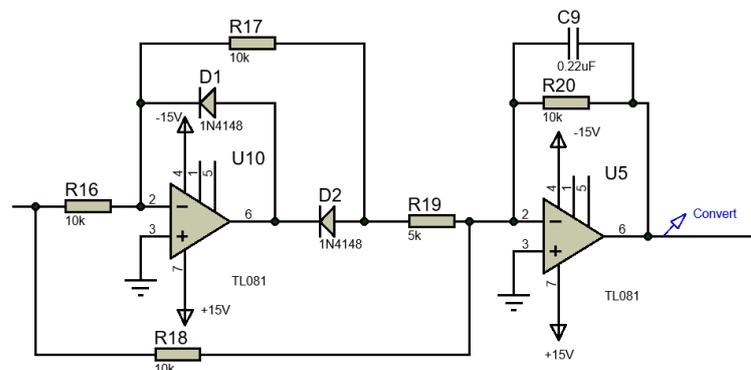


Figura 82: rectificador precisión onda completa simulado

Como se ha hecho previamente, se observará la señal tras el rectificador.

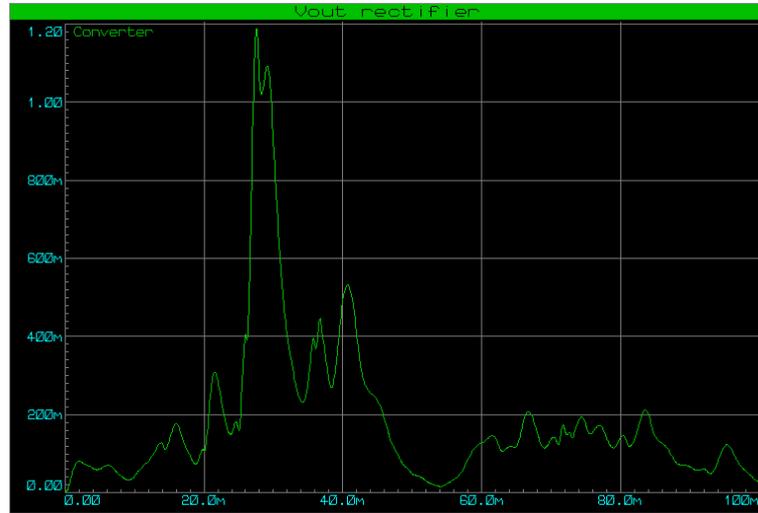


Figura 83: señal simulada tras rectificador

Observando la gráfica (Figura 83), se puede concluir que el funcionamiento del rectificador integrador es correcto. Esto es debido a que únicamente representa valores positivos y recoge el área de la señal.

5.8 Detector de envolvente

Finalmente, se simulará el detector de envolvente (Figura 84). Habiendo calculado los valores de los componentes que conforman el detector, se realiza el circuito en el simulador. Es de destacar que el diodo utilizado será el mismo modelo que los utilizados previamente para el rectificador de precisión de onda completa.

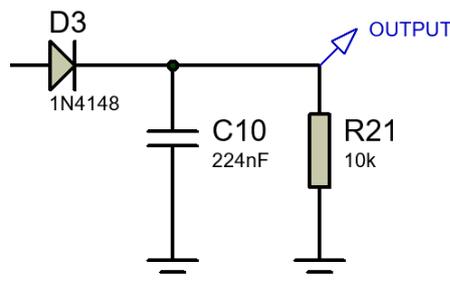


Figura 84: detector de envolvente simulado

Para comprobar si el alisado se está llevando a cabo correctamente, se observará la señal tras el diodo la cual será introducida en una de las entradas analógicas del microcontrolador.

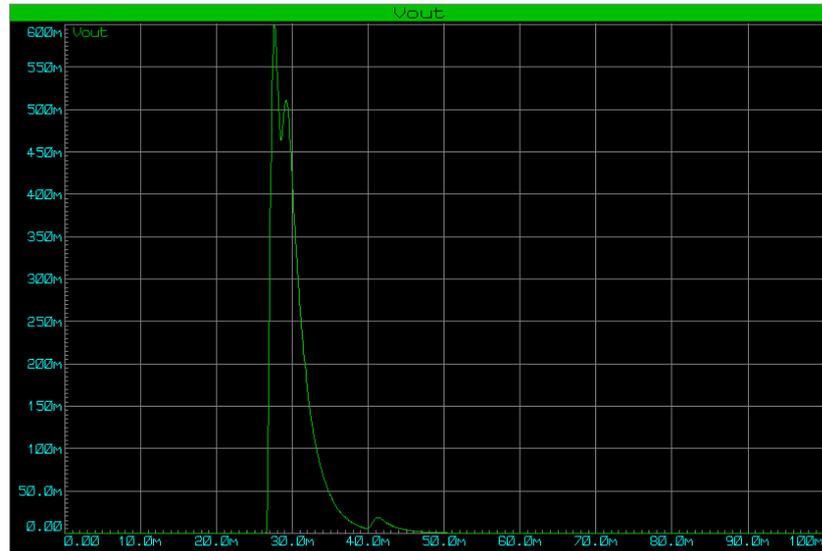


Figura 85: señal simulada tras el detector de envolvente

Observando la gráfica (Figura 85), el detector de envolvente suaviza la señal previa proveniente del rectificador, simplificando su análisis. Por lo que se concluye su correcto funcionamiento.

6. Implementación

Una vez realizados los cálculos, la valoración de los componentes a utilizar y la simulación del circuito diseñado, es necesario realizar una implementación del mismo con la finalidad de comprobar si el funcionamiento previsto es el obtenido.

Al igual que en el apartado anterior (Sección 5), se estudiarán todas las fases que componen el circuito EMG. Para ello, se realizará el diagrama de bode en cada uno de los filtros con el objetivo de observar si el comportamiento del filtro en función de la frecuencia es el adecuado. Por otra parte, es determinante comprobar las ganancias de cada una de las fases debido a que una mayor ganancia podría suponer una saturación en la señal o una amplitud de voltaje excesiva para el conversor analógico digital.

La implementación se realizará sobre una placa de circuito impreso de doble cara para prototipado. En esta placa serán soldados todos los componentes y será introducida una señal senoidal y observada en cada fase mediante un osciloscopio (Figura 86).

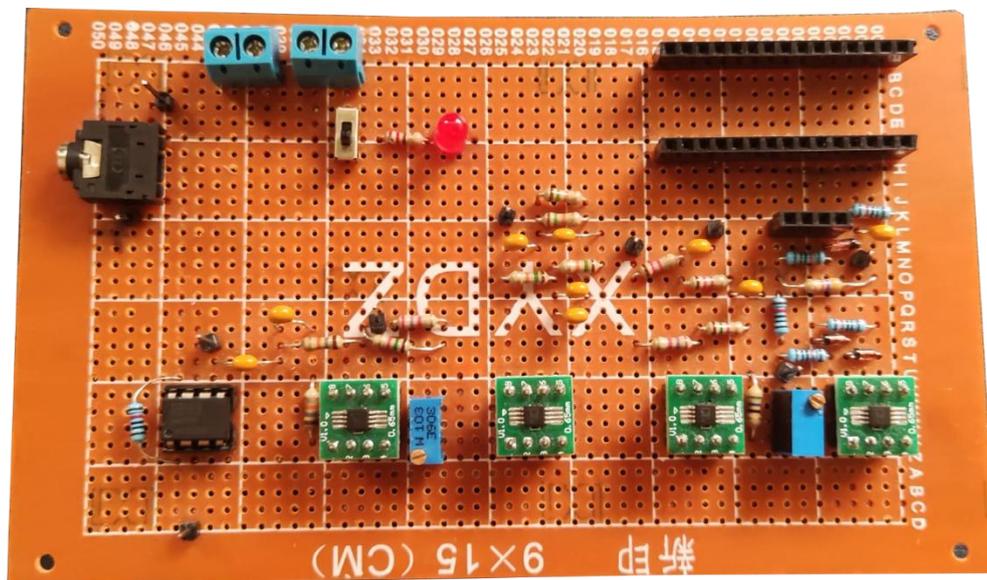


Figura 86: circuito EMG implementado

6.1 Amplificador de instrumentación

Como en anteriores secciones, la primera fase a observar es el amplificador de instrumentación (Figura 87). Esta fase es la encargada de aplicar una ganancia de 5.94 V/V a la señal muscular introducida. A diferencia de las etapas posteriores del circuito, el amplificador de instrumentación no se ve afectado por la variación de frecuencia, por lo que habrá que observar únicamente la variación de la amplitud.

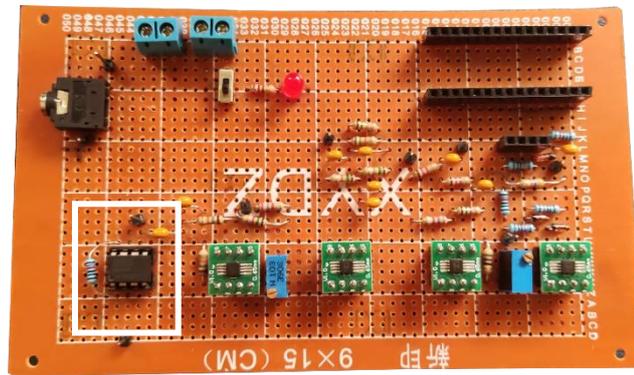
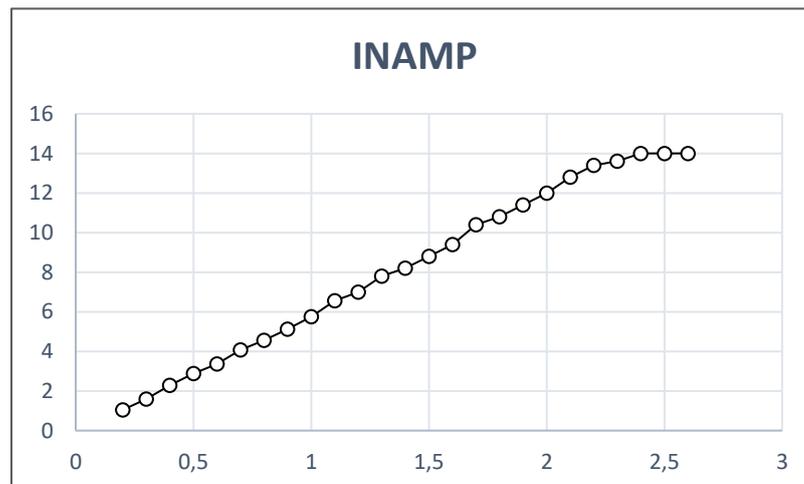


Figura 87: amplificación diferencial implementada

Se introducirá una señal senoidal donde se variará la amplitud desde los 0.2 V hasta los 2.6 V. Para observar el comportamiento del amplificador, se tomarán los valores de entrada y salida y se representará gráficamente la relación entre ambos parámetros (Gráfica 1).



Gráfica 1: ganancia del amplificador diferencial

Como se puede ver en la gráfica, el aumento en la amplitud de salida es proporcional a la de entrada siguiendo una línea recta definida por la ecuación $y = 6.08 - 0.21x$, sin embargo, a partir de una amplitud de entrada de 2.4V el amplificador de instrumentación saturará con una señal de salida de 14V.

Para comprobar si la ganancia se aplica correctamente, se observa la amplitud de la señal de salida cuando la amplitud de la señal de entrada es de 1 V. Tal y como se ha calculado, la ganancia aplicada es de 5.94 V/V por lo que su comportamiento es el adecuado.

6.2 Filtro paso alto

Tras analizar el correcto comportamiento del amplificador de instrumentación, se deben estudiar los tres filtros. Para ello será necesario representar gráficamente el diagrama de Bode donde se observa la variación de ganancia en función de la frecuencia de la señal introducida.

En la Figura 88 se muestra el filtro paso alto implementado.

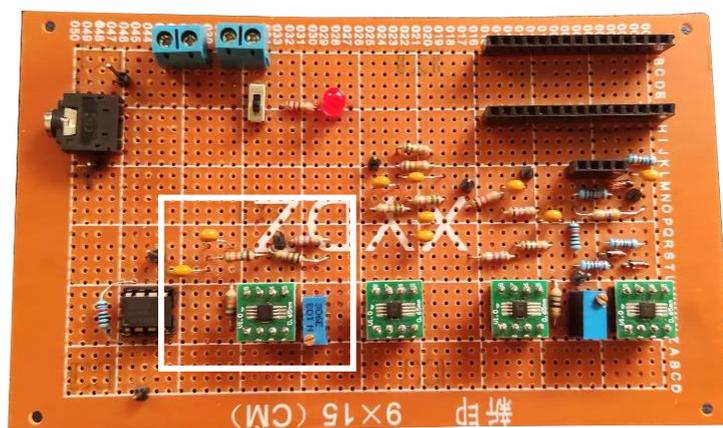
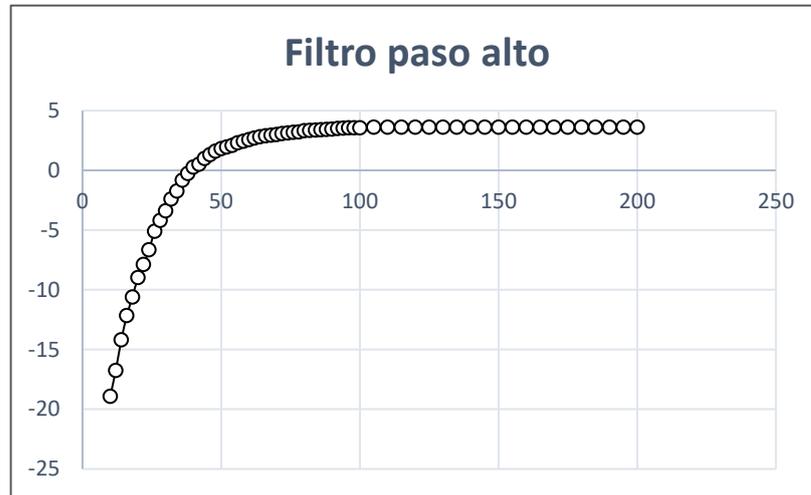


Figura 88: filtro paso alto implementado

Para estudiar el comportamiento del filtro paso alto, se introducirá una señal senoidal de amplitud de 2V pk-pk en la entrada del filtro. La señal comenzará con una frecuencia de 10 Hz hasta los 200 Hz.



Gráfica 2: diagrama de bode del filtro paso alto implementado

Como se muestra en el diagrama de Bode (Gráfica 2), el filtro aplicará una ganancia negativa en las frecuencias más bajas con lo que se reducirá el ruido en este rango. Además, tal y como se esperaba, la frecuencia de corte se encuentra a -3 dB de la aplicación de ganancia máxima.

Por otro lado, la ganancia máxima se encuentra entorno a los 3.6 dB, lo que equivale a 1.53 V/V coincidiendo así con la ganancia calculada y simulada.

Teniendo todos estos parámetros en cuenta, se puede concluir que el comportamiento del filtro paso alto es el indicado y por lo tanto reducirá el ruido de la señal muscular en frecuencias menores.

6.3 Filtro rechaza banda

Se realizará el mismo estudio que en el filtro paso alto por lo que se obtendrá el diagrama de Bode aplicando diferentes frecuencias. A diferencia del filtro paso alto, en el filtro rechaza banda el diagrama de Bode estará enfocado a observar el comportamiento del filtro en la frecuencia de 50 Hz.

En la Figura 89 se muestra el filtro Notch implementado.

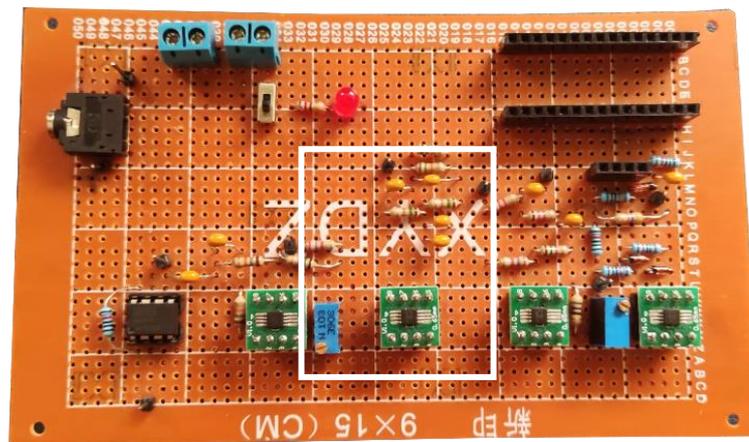
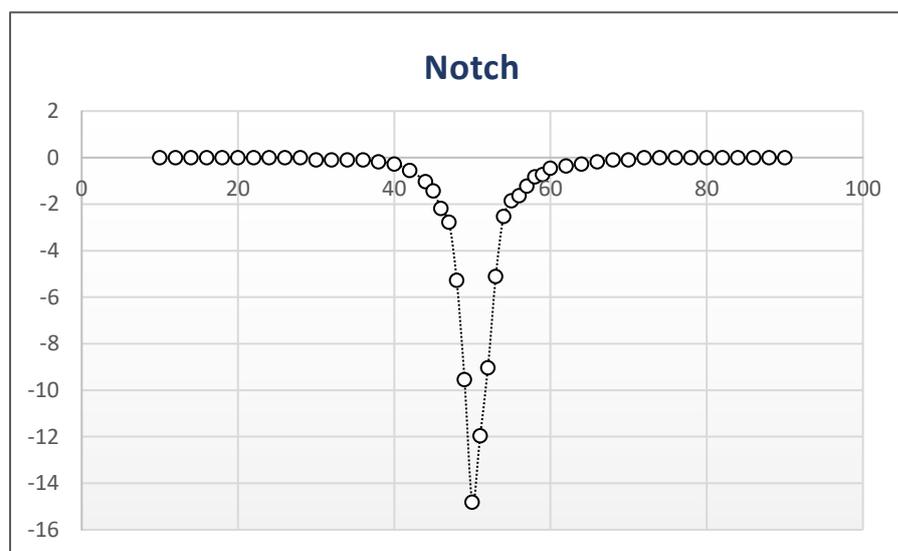


Figura 89: filtro Notch implementado

Tal y como se ha mencionado en múltiples apartados, el principal ruido producido por la señal muscular se encuentra en los 50 Hz por lo que el filtro deberá aplicar una ganancia negativa para atenuarlo.



Gráfica 3: diagrama de bode del filtro Notch implementado

Observando la representación gráfica (Gráfica 3), se han tomado medidas desde los 10 Hz hasta los 90 Hz. Por una parte, se encuentra la atenuación de la señal al aplicar una ganancia negativa comienza en los 40 Hz hasta los 60 Hz. Sin embargo, tal y como ha sido calculado, el ancho de banda de mayor atenuación es de 5 Hz siendo la máxima atenuación en los 50 Hz. Por otro lado, fuera de este rango de frecuencias la ganancia es de 0 dB por lo que será de 1 V/V como se había calculado en apartados previos (Sección 4.3).

Con todo ello, se puede concluir, que el funcionamiento del filtro rechaza banda es correcto y, por lo tanto, el ruido proveniente de la señal muscular a 50 Hz será atenuado.

6.4 Filtro paso bajo

El último filtro que debe ser estudiado es el filtro paso bajo. Este filtro es el encargado de atenuar señales de alta frecuencia. Como en los anteriores filtros, se realizará el diagrama de Bode y se observará el comportamiento del filtro en un rango de frecuencias. En la Figura 90 se muestra el filtro paso bajo implementado.

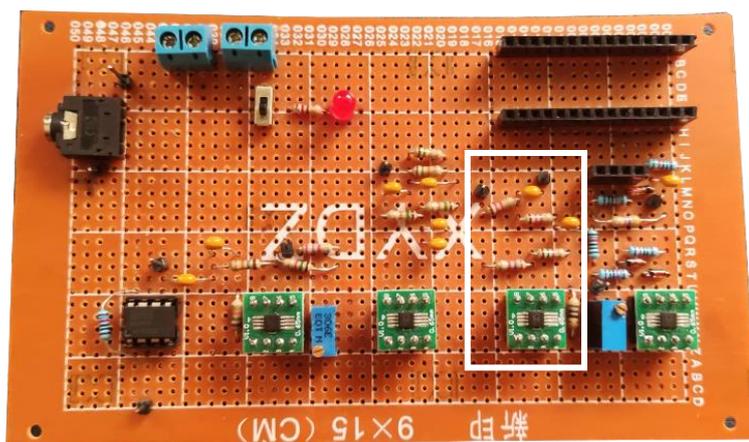
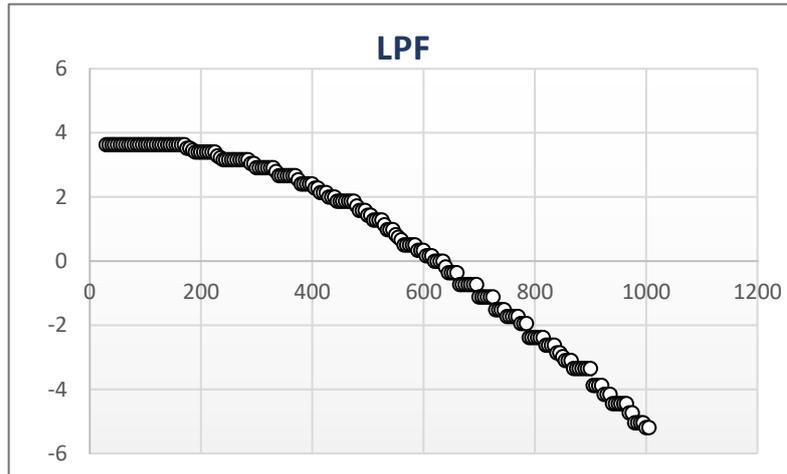


Figura 90: filtro paso bajo implementado

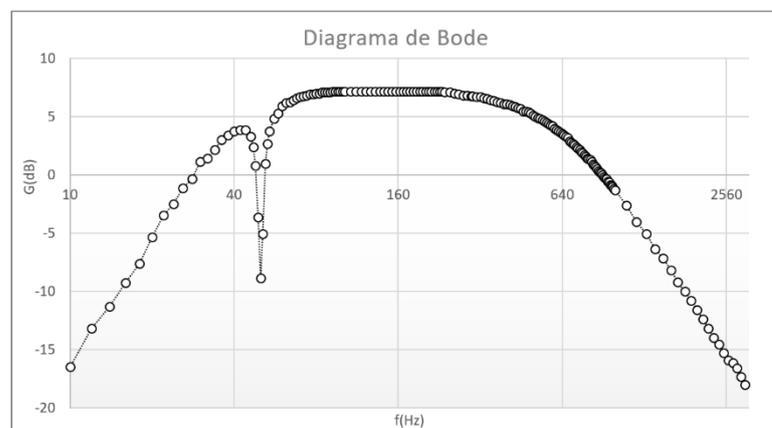
A pesar de que la finalidad del filtro es atenuar señales de alta frecuencia, es necesario estudiar un amplio rango de las mismas para comprobar la ganancia del filtro en frecuencias inferiores a las de corte. Por ello, el rango escogido irá desde los 30 Hz hasta los 1000 Hz.



Gráfica 4: diagrama de bode del filtro paso bajo implementado

Como se observa en el gráfico (Gráfica 4), la aplicación de ganancia máxima se encuentra 3 dB superior a la frecuencia de corte. Además, a partir de este mismo punto comienza una ganancia negativa que atenúa las señales de altas frecuencias. Es por ello, que se puede concluir el correcto funcionamiento del filtro paso bajo.

Finalmente, se observa el diagrama de Bode de los 3 filtros en conjunto (Gráfica 5) donde se observa el comportamiento y la atenuación de cada uno de los filtros ante las diferentes frecuencias introducidas.



Gráfica 5: diagrama de bode tras los filtros implementados

6.5 Segunda amplificación

Tras analizar el comportamiento de todas las fases anteriores, se debe estudiar la segunda amplificación implementada. Al igual que en la amplificación de instrumentación, para comprobar su funcionamiento se introducirá una señal senoidal en el segundo amplificador aumentando la amplitud. Estos valores de salida tras el segundo amplificador, serán representados gráficamente. La segunda amplificación implementada se muestra en la Figura 91.

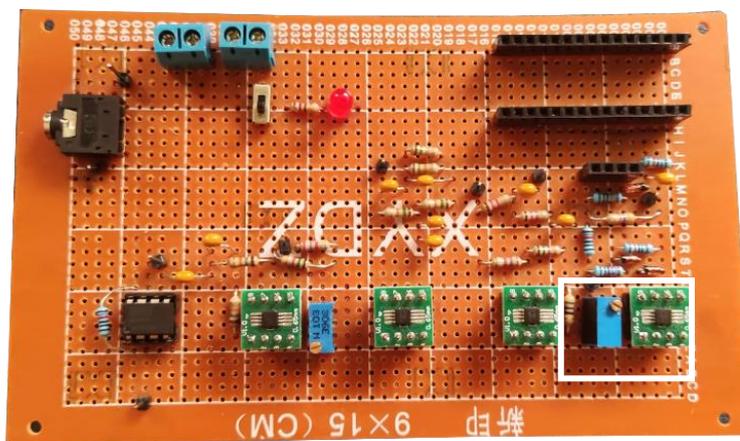
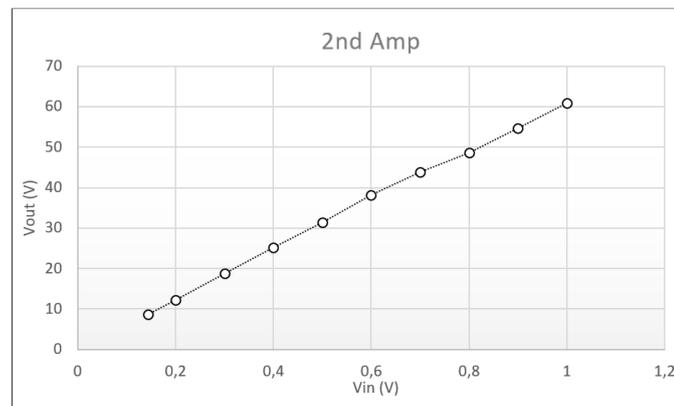


Figura 91: segunda amplificación implementada



Gráfica 6: ganancia segunda amplificación implementada

Como se muestra en la gráfica (Gráfica 6), la amplificación sigue una ecuación lineal representada por la ecuación $y = 60.738x + 0.59$. Así, cuando la señal de entrada tiene una amplitud de 1 V/V, la señal de salida tiene una amplitud de 61.328 V/V. Por ello, se puede concluir que la segunda amplificación se está realizando correctamente.

6.6 Rectificador de onda completa y detector de envolvente

La última etapa del circuito EMG incluye el rectificador de precisión de onda completa, el integrador y el detector de envolvente. Para comprobar la funcionalidad de esta última etapa, se introduce una señal senoidal tras la segunda amplificación y se observa la señal de salida que irá conectada a una entrada del microcontrolador. La Figura 92 muestra el rectificador implementado.

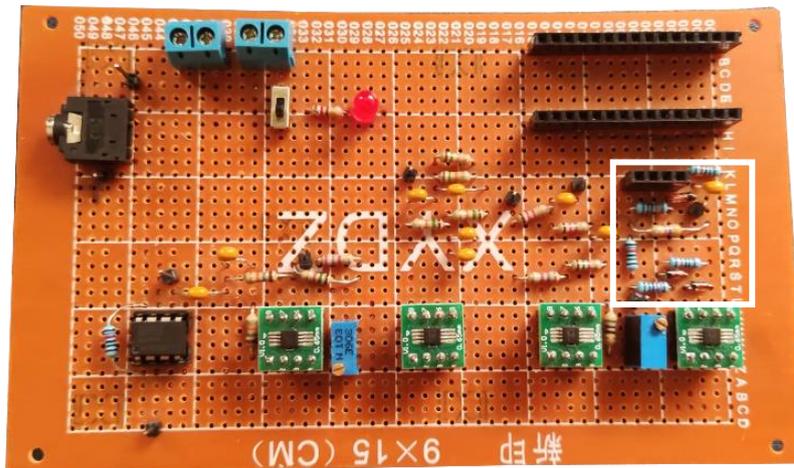


Figura 92: rectificador de onda completa implementado

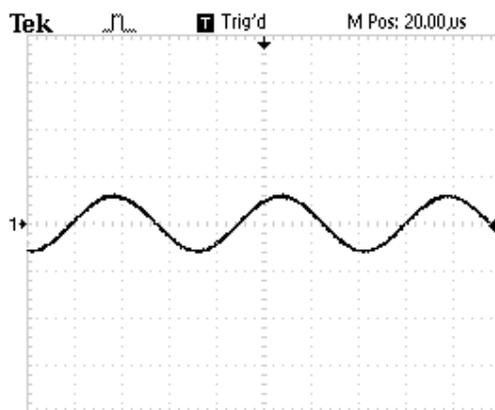


Figura 94: onda sin rectificar osciloscopio

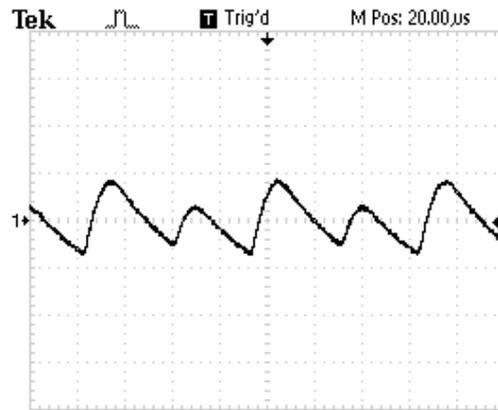


Figura 93: onda rectificada osciloscopio

Analizando las gráficas, se puede observar cómo, inicialmente, la onda senoidal de entrada contiene tanto valores positivos como negativos (Figura 93). Sin embargo, tras la rectificación y el alisado, únicamente se compone de valores positivos suavizando la caída entre picos (Figura 94). Tras analizar todas las etapas, se ha comprobado el correcto funcionamiento de cada una de ellas.

7. Sistema robotizado

Tras analizar el comportamiento del circuito EMG implementado, la señal amplificada, filtrada y rectificada será aplicada a un sistema robotizado.

Este sistema representará una primera versión de una prótesis biónica mucho más compleja. Para conseguir el movimiento del sistema robotizado será necesario programar del microcontrolador para que sea capaz de leer constantemente la señal tratada y aplicarla a los actuadores electromecánicos.

La funcionalidad del robot consistirá en abrir o cerrar una pinza mecánica simulando la apertura o cierre de la mano humana, en función de la acción que realice el usuario.

Así, conociendo el funcionamiento principal del sistema y las necesidades del mismo, en este apartado se valorarán las diferentes alternativas entre los sistemas robotizados disponibles, se describirá el montaje paso a paso del mismo describiendo cada uno de los componentes utilizados y por último se explicará el código encargado de analizar las señales recibidas y de accionar el sistema.

7.1 Alternativas

Existen una gran variedad de sistemas robotizados disponibles en el mercado que pueden ser utilizados como primer prototipo de esta prótesis biónica. Sin embargo, con la finalidad de simplificar la elección del mismo, se tendrán en cuenta 3 características principales: fácil montaje, tamaño y precio reducido.

Teniendo en cuenta las tres características mencionadas, se ha seleccionado dos brazos robóticos cuyas características se adecúan al proyecto.

7.1.1 Brazo robótico de 4 grados de libertad

Este tipo de sistemas son uno de los más utilizados en prototipado. Se trata de un robot manipulador con una estructura mecánica formada por eslabones y articulaciones que controlan un efector final [18]. Este tipo de brazo robótico se denomina brazo robot paralelogramo (Figura 95). Las características que definen a este tipo de robots son las siguientes:

- 3 articulaciones de revolución, el resto son pasivas
- Las dos primeras articulaciones son como las de un brazo antropomórfico
- La tercera articulación corresponde a un mecanismo de 4 barras
- Tiene una estructura de paralelogramo garantizando que el efector final esté siempre en horizontal
- 4 grados de libertad
- Precio: 20 €



Figura 95: ilustración real robot 4 GDL

7.1.2 Brazo robótico de 6 grados de libertad

Este tipo de sistemas son muy utilizados como prototipado, al igual que la alternativa anterior.

Es denominado robot antropomórfico (Figura 96) el cual es más complejo que la anterior alternativa debido a que tiene 6 grados de libertad en vez de 4 [18].

Entre sus principales características se encuentran las siguientes:

- Cadena cinemática abierta en serie
- Los más populares en el ámbito industrial
- Estructura se asemeja a un brazo humano
- 6 grados de libertad
- 3 grados de libertad para el control de la posición del brazo
- 3 grados de libertad para la orientación de la herramienta.
- Precio: 85 €

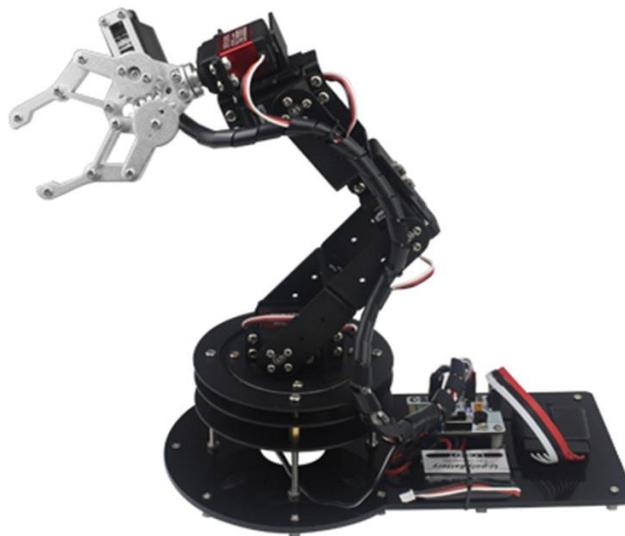


Figura 96: ilustración real robot 6 GDL

7.2 Solución adoptada

Tras valorar ambas alternativas, la solución adoptada será el brazo robot paralelogramo (Figura 97) debido a su menor complejidad ya que para representar la apertura y cierre del efector final no son necesarios 6 grados de libertad.

Además, la finalidad de este proyecto es la de realizar un primer prototipado de la prótesis biónica por lo que el bajo coste de la alternativa de 4 grados de libertad, permitirá un mayor gasto en componentes electrónicos.

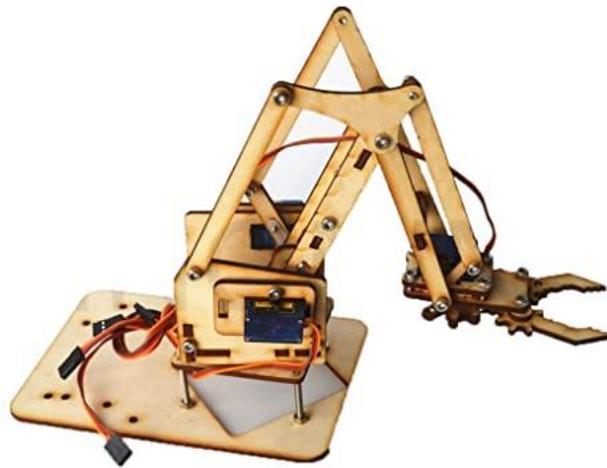


Figura 97: robot de 4 GDL utilizado

Como accionamientos electromecánicos este robot incluye 4 servomotores SG90 (Figura 98) [19]. Este tipo de accionamientos son comúnmente utilizados en prototipado debido a su bajo coste y tamaño. Su voltaje de funcionamiento es de 4.8 V. Sin embargo, debido a que únicamente será utilizado el accionador de la pinza, este accionamiento podrá ser alimentado a través del microcontrolador.



Figura 98: servomotores utilizados

7.3 Montaje

Tras mencionar las principales características además de la solución adoptada, se mostrará paso a paso el montaje de la misma. Entre las principales dificultades encontradas, está la rotura de algunas de las partes por la fijación mecánica debido a que el material utilizado es cartón madera. Una de las soluciones adoptadas ha sido la impresión 3D de aquellas partes quebradas. Por ello, se recomienda utilizar un material plástico.

Paso 1: Base

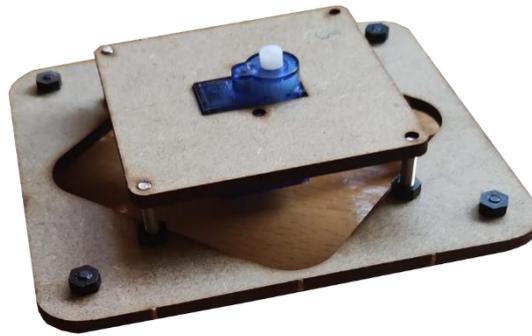


Figura 99: base del robot

Paso 2: Lateral



Figura 100: parte lateral robot

Paso 3: Cuerpo



Figura 101: cuerpo completo robot

Paso 4: Pinza



Figura 102: pinza robot

Paso 5: Robot completo



Figura 103: robot completo

7.4 Circuito

Una vez ensamblado el brazo robot, es necesario realizar las conexiones para recibir y enviar la señal EMG al actuador. Para ello, se utilizará la placa de desarrollo Arduino Mega, la cual incluye el microcontrolador ATmega2560. A esta placa, será conectado el servomotor mini SG90.

Por una parte, el accionamiento electromecánico es conectado a un pin digital, en este caso la salida número 2. Por otro lado, debido a que la señal EMG es una señal analógica, debe ser conectada a un pin de entrada analógico, pin A0 en este caso. Así, el microcontrolador recibirá las señales musculares de entrada por A0 y enviará el accionamiento al servomotor por el pin digital 2.

En la Figura 104 se muestra el diagrama del circuito.

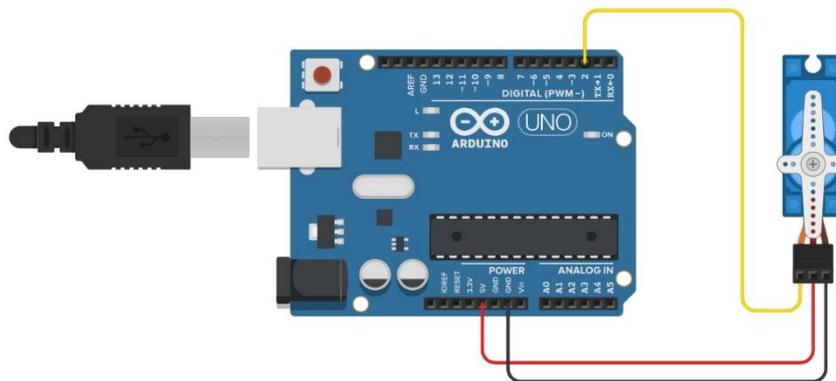


Figura 104: circuito robot simulado

Como se puede observar, el servomotor viene alimentado a partir de los 5V dados por la placa Arduino. Esto se debe a que al ser utilizado como accionamiento un servomotor mini cuyo voltaje de alimentación es de 4.8-6V, la alimentación ofrecida por la placa Arduino es suficiente. Con ello, no es necesario añadir una alimentación externa. Sin embargo, sí que sería necesaria esta alimentación externa en caso de añadir más de un servomotor.

7.5 Código

Tras realizar el montaje e implementar el circuito del servomotor con la placa Arduino, se desarrollará el código leído por el microcontrolador para leer la señal EMG y enviar las acciones al brazo robot. Por lo tanto, se explicará cada una de las partes que conforman el código (Figura 105).

```

1 //librerias necesarias
2 #include <SoftwareSerial.h>
3 #include <ServoTimer2.h>
4
5 //declaracion de variables
6 int pin = A1;
7 int Valor;
8 double tsample = 5;
9 double t = 0;
10 ServoTimer2 pinza;
11
12 //Funcion de interrupcion
13 ISR(TIMERS_COMPA_vect)
14 {
15     Valor=((analogRead(pin))*5)/1024;
16
17     if(Valor>0)
18     {
19         pinza.write(1500);
20     }
21     else
22     {
23         pinza.write(1150);
24     }
25 }
26
27 //***** TIMER *****/
28 void vConfigureTimer( void )
29 {
30     cli(); //Parar interrupcion
31     TCCR1A = 0; //Registro del timer TCCR1A a 0
32     TCCR1B = 0; //Registro del timer TCCR1B a 0
33     TCNT1 = 0; //Contador a 0
34
35     OCR1A = 1332; // = (16*10^6) / (8*freq) - 1 la frecuencia utilizada es 1.5 kHz.
36     // turn on CTC mode
37     TCCR1B |= (1 << WGM12);
38     // Set CS12 and CS10 bits for 8 prescaler
39     TCCR1B |= (1 << CS11);
40     // enable timer compare interrupt
41     TIMSK1 |= (1 << OCIE1A);
42     //allow interrupts
43     sei();
44 }
45
46 void setup()
47 {
48     Serial.begin(9600);
49     pinza.attach(7);
50 }
51
52 //Funcion bucle
53 void loop()
54 {
55     vConfigureTimer(); //configura el timer
56     while (t < tsample)
57     {
58         attachInterrupt(2, TIMERS_COMPA_vect, RISING); //realiza la funcion incorporada a la interrupcion
59         Serial.println(Valor); //imprime el valor en la consola
60         t++;
61     }
62     t = 0;
63 }

```

Figura 105: código completo

- Librerías y variables: en esta primera parte del código, se nombran las librerías y se declaran las variables que serán utilizadas en el código. En este caso, se utilizarán dos librerías: SoftwareSerial que nos permite observar los valores en el Serial de Arduino, así como representarlos gráficamente y la librería Servo, la cual facilita el uso de los mismos [20]. Por otra parte, las variables definidas podrán ser utilizadas en todo el código (Figura 106).

```

1 //librerías necesarias
2 #include <SoftwareSerial.h>
3 #include <ServoTimer2.h>
4
5 //declaracion de variables
6 int pin = A1;
7 int Valor;
8 double tsample = 5;
9 double t = 0;
10 ServoTimer2 pinza;

```

Figura 106: librerías código

- Interrupción y temporizador: una de las partes más importantes del código es el uso de interrupciones para tomar los valores de la señal muscular. Para ello, es necesario declarar la interrupción, así como configurar el temporizador que será utilizado y la frecuencia de muestreo [21] (Figura 107).

```

12 //Funcion de interrupcion
13 ISR(TIMERS_COMPA_vect)
14 {
15     Valor=((analogRead(pin))*5)/1024;
16
17     if(Valor>0)
18     {
19         pinza.write(1500); |
20     }
21     else
22     {
23         pinza.write(1150);
24     }
25 }
26
27 /***** TIMER *****/
28 void vConfigureTimer( void )
29 {
30     cli(); //Parar interrupcion
31     TCCR1A = 0; //Registro del timer TCCR1A a 0
32     TCCR1B = 0; //Registro del timer TCCR1B a 0
33     TCNT1 = 0; //Contador a 0
34
35     OCR1A = 1332; // = (16*10^6) / (8*freq) - 1 la frecuencia utilizada es 1.5 kHz.
36     // turn on CTC mode
37     TCCR1B |= (1 << WGM12);
38     // Set CS12 and CS10 bits for 8 prescaler
39     TCCR1B |= (1 << CS51);
40     // enable timer compare interrupt
41     TIMSK1 |= (1 << OCIE1A);
42     //allow interrupts
43     sei();
44 }

```

Figura 107: interrupciones código

Como se puede observar, la función que realizará la interrupción es la de leer el pin analógico A1. Por otra parte, la configuración del temporizador establece que será utilizado el temporizador 1 y que la frecuencia de muestreo utilizada es de 1.5 KHz. Esta frecuencia viene determinada a partir del teorema del Nyquist el cual establece que para evitar el solapamiento de las señales es necesario que la frecuencia de muestreo sea al menos el doble del ancho de banda [22]. Por lo tanto:

$$BW = 560Hz$$

$$f_m > 2BW \rightarrow f_m > 2 \cdot 560 = 1120 Hz$$

Por ende, la frecuencia de muestreo debe de ser mayor a 1.12 KHz. Finalmente, con el fin de simplificar la frecuencia escogida, se utilizará como frecuencia de muestreo 1.5 KHz tal y como se observa en el código.

- Funciones principales: por último, se encuentran las funciones void setup y void loop. El void setup es utilizado principalmente para establecer condiciones iniciales en el código. En este caso, se define en el void setup la tasa de transferencia del puerto serial a 9600 baudios. Por otro lado, el void loop es una función que se repite en bucle. En este caso, se encargará de llamar a la función de interrupción y de imprimir los valores en la consola (Figura 108).

```

46 void setup()
47 {
48   Serial.begin(9600);
49   pinza.attach(7);
50 }
51
52 //Funcion bucle
53 void loop()
54 {
55   vConfigureTimer(); //configura el timer
56   while (t < tsample)
57   {
58     attachInterrupt(2, TIMER5_COMPA_vect, RISING); //realiza la funcion incorporada a la interrupcion
59     Serial.println(Valor); //imprime el valor en la consola
60     t++;
61   }
62   t = 0;
63 }

```

Figura 108: parte principal del código

8. Ensayos

Una vez implementado el circuito EMG y habiendo realizado el montaje del brazo robot, se realizarán una serie de ensayos con el fin de demostrar el correcto funcionamiento de la prótesis.

Se dividirán las pruebas en 3 ensayos, siendo el primero de ellos realizado por 2 pacientes diferentes. Estos pacientes tendrán diferentes edades y sexo con el fin de observar la versatilidad de la prótesis. El primer paciente será un hombre de 22 años, mientras que la segunda paciente será una mujer de 50.

El programa utilizado para realizar la programación del microcontrolador ha sido el entorno que Arduino ofrece. Este entorno facilita mucho su uso y es una de las razones por las que fue seleccionada esta placa de desarrollo.

Por otra parte, para observar gráficamente los valores de la señal muscular tratada, se utilizará el programa Matlab debido a su facilidad para representar gráficamente dichas señales, así como el almacenamiento de los datos recogidos durante los ensayos.

Por último, con estos ensayos se pretende valorar la velocidad de respuesta de la prótesis además de su capacidad para sostener objetos durante un breve periodo de tiempo.

8.1 Ensayo I - Señal EMG

Como se ha mencionado, la finalidad de esta primera fase es observar la señal muscular tras ser tratada por el circuito EMG. Esta señal es introducida a la placa de desarrollo Arduino a través del pin analógico de entrada A1 [23].

Para este ensayo, ha sido utilizado el siguiente código de Matlab (Figura 109). Con él, se establece la comunicación con Arduino y la representación gráfica de la señal EMG.

```

1
2 %Borra datos previos del puerto 10
3 delete(instrfind({'Port'},{'COM10'}));
4
5 %Crea objeto serial
6 s = serial('COM10','BaudRate',9600,'Terminator','CR/LF');
7 warning('off','MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead');
8
9 %Abre puerto serial
10 fopen(s);
11
12 % Parametros de la grafica
13 tmax = 10; % tiempo de captura en s
14 rate = 60; % resultado experimental (comprobar)
15
16 % preparar la figura
17 f = figure('Name','Captura');
18 a = axes('XLim',[0 tmax],'YLim',[0 0.3]);
19 ll = line(nan,nan,'Color','r','LineWidth',1);
20
21 xlabel('Tiempo (s)')
22 ylabel('Voltaje (V)')
23 title('Fuerza constante sobre objeto')
24 grid on
25 hold on
26 % inicializar
27 vl = zeros(1,tmax*rate);
28
29 i = 1;
30 t = 0;
31
32 tic
33 while t<tmax
34     t = toc;
35     % leer del puerto serie
36     a = fscanf(s,'%d');
37     vl(i)=a(1)*5/1024;
38
39     % dibujar en la figura
40     x = linspace(0,i/rate,i);
41     set(ll,'YData',vl(1:i),'XData',x);
42
43     drawnow
44     % seguir
45     i = i+1;
46 end
47 fclose(s);
48 delete(s);
49 clear s;

```

Figura 109: código Matlab

8.1.1 Prueba I

La primera parte del ensayo consiste en la apertura y cierre de la mano 10 veces en un periodo de 10 segundos. Con ello, se pretende observar la velocidad de respuesta del sistema implementado. Cabe destacar, que uno de los parámetros que será comparado entre ambos pacientes es la amplitud de voltaje de la señal. Esto es debido a que es el principal factor que delimitará el ensayo será la masa muscular del paciente.

Paciente 1: hombre de 22 años

Los movimientos realizados durante esta primera prueba han sido la apertura y cierre de la mano (Figuras 110 y 111).

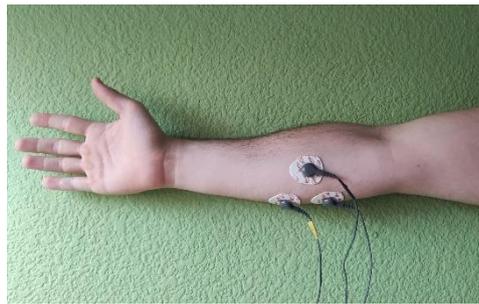


Figura 110: mano abierta paciente 1

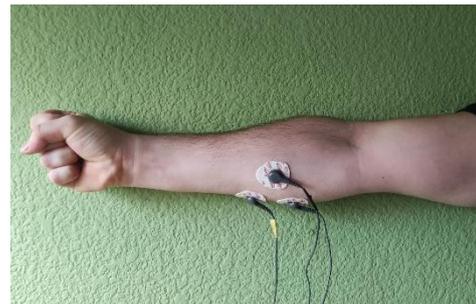
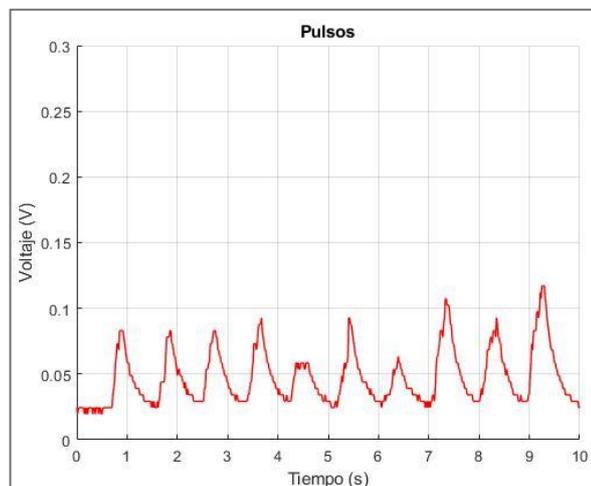


Figura 111: mano cerrada paciente 1

Los resultados obtenidos tras las diez aperturas y cierres son representados en la Gráfica 7.



Gráfica 7: pulsos ensayo I paciente 1

Paciente 2: mujer de 50 años

Tal y como se ha mostrado en el primer paciente, los movimientos realizados por el segundo usuario son plasmados en la Figuras 112 y 113.



Figura 112: mano abierta paciente 2

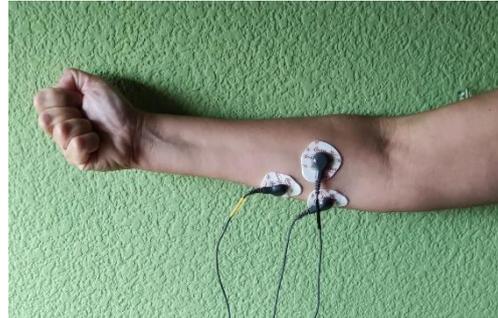
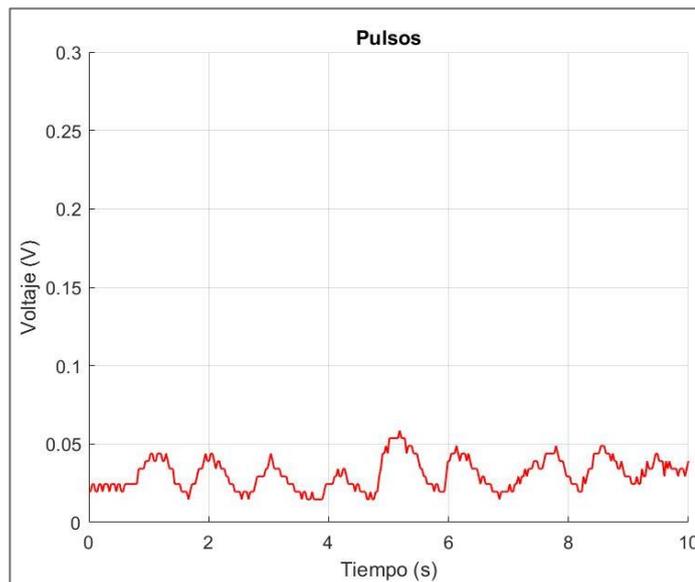


Figura 113: mano cerrada paciente 2

Tras la realización de los movimientos por parte del segundo paciente, la representación gráfica se muestra en la Gráfica 8.



Gráfica 8: pulsos ensayo I paciente 2

8.1.2 Prueba II

Por otro lado, la segunda parte del ensayo consiste en coger un objeto realizando una pequeña fuerza sobre el mismo. La fuerza será realizada durante un periodo de 6 segundos. Durante esta segunda parte, se observará la variación de la señal al ejercer una fuerza constante sobre un objeto.

Paciente 1: hombre de 22 años

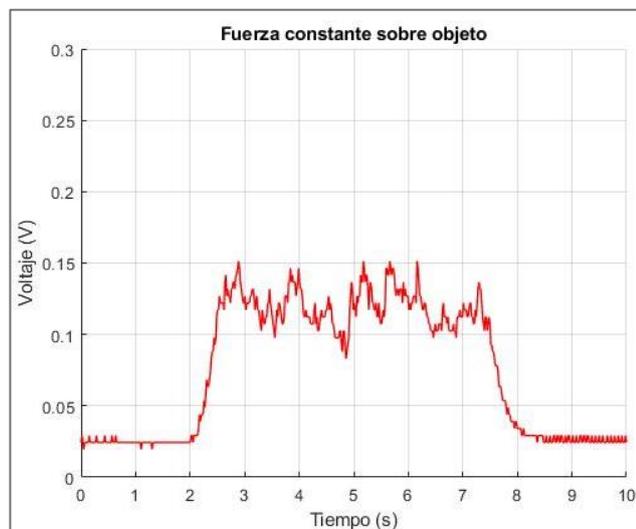
Movimientos realizados por el primer paciente ejerciendo fuerza sobre el objeto representados en las Figuras 114 y 115



Figura 114: mano abierta con objeto paciente 1

Figura 115: mano cerrada con objeto paciente 1

Representación gráfica de la señal muscular obtenida del primer paciente representada en la Gráfica 9.



Gráfica 9: fuerza constante ensayo I paciente 1

Paciente 2: mujer de 50 años

Los movimientos realizados por el segundo paciente ejerciendo fuerza sobre el objeto se muestran en las Figuras 116 y 117.

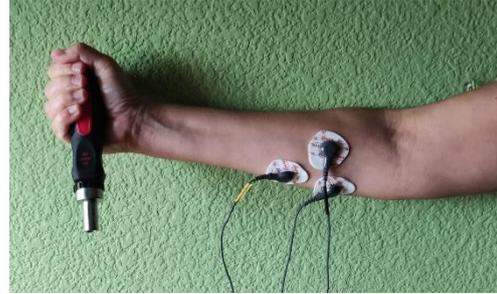
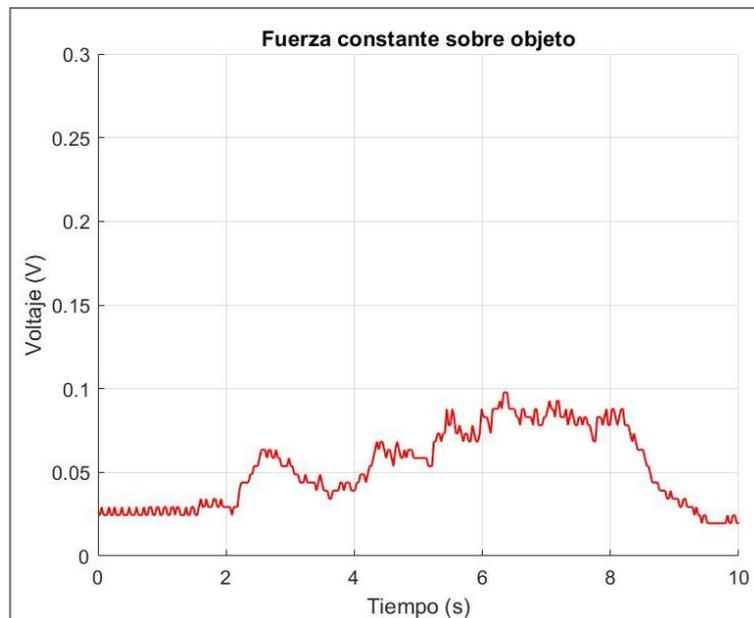


Figura 116: mano abierta con objeto paciente 2

Figura 117: mano cerrada con objeto paciente 2

Representación gráfica de la señal muscular obtenida del segundo paciente mostrada en la Gráfica 10.



Gráfica 10: fuerza constante ensayo 1 paciente 2

8.2 Ensayo II – Apertura y cierre de la pinza

Para este segundo ensayo se realizará una prueba similar a la prueba 1 del anterior ensayo, aplicado al sistema robotizado. Sin embargo, en este caso se observará la velocidad de reacción del brazo robótico. Para ello, se llevarán a cabo 10 aperturas (Figura 118) y cierres de la pinza (Figura 119) durante un periodo de diez segundos.

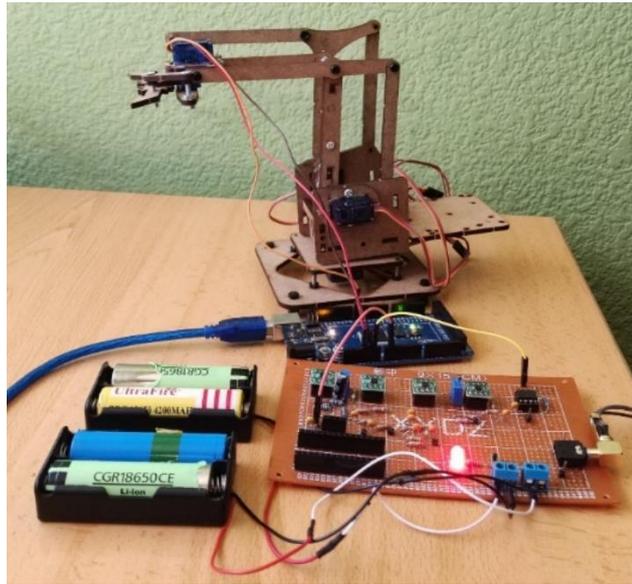


Figura 118: pinza abierta ensayo II

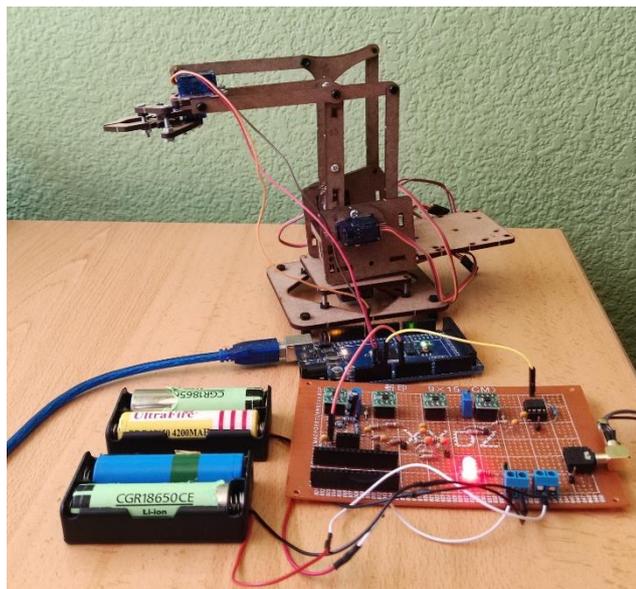
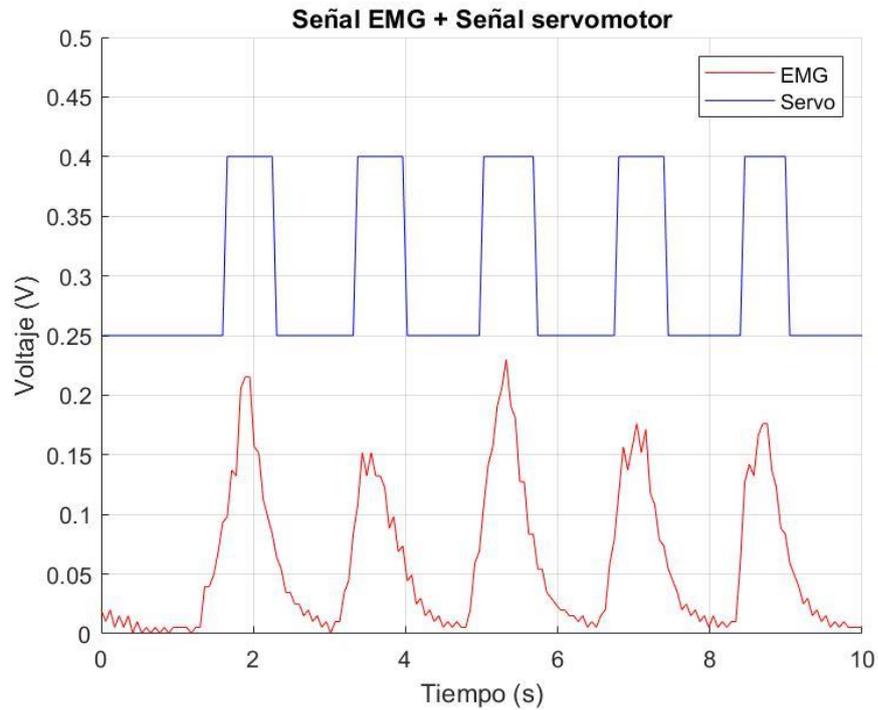


Figura 119: pinza cerrada ensayo II

Con el objetivo de medir la velocidad de reacción de la prótesis, se ha representado gráficamente la señal muscular recibida y la señal de accionamiento del servomotor (Gráfica 11).



Gráfica 11: representación gráfica señal EMG y señal servo

Como se puede observar, la variación de tiempo entre la señal EMG y la señal del servo es extremadamente pequeña, por lo que se puede asegurar una gran velocidad de respuesta por parte del brazo robot. Gracias a esta característica, el usuario tendrá una mejor experiencia.

8.3 Ensayo III – Cierre de la pinza sosteniendo objeto

Por último, como tercer ensayo, se ha llevado a cabo una prueba similar al segundo ensayo. Sin embargo, con el propósito de observar la fuerza que el sistema robotizado es capaz de hacer, deberá sostener un objeto durante un periodo de tiempo de 6 segundos. Cabe destacar, que este último ensayo se trata de la prueba 2 del primer ensayo aplicado a la prótesis. En las Figuras 120 y 121 se muestra la secuencia de movimiento. El peso del objeto es de 6 g.

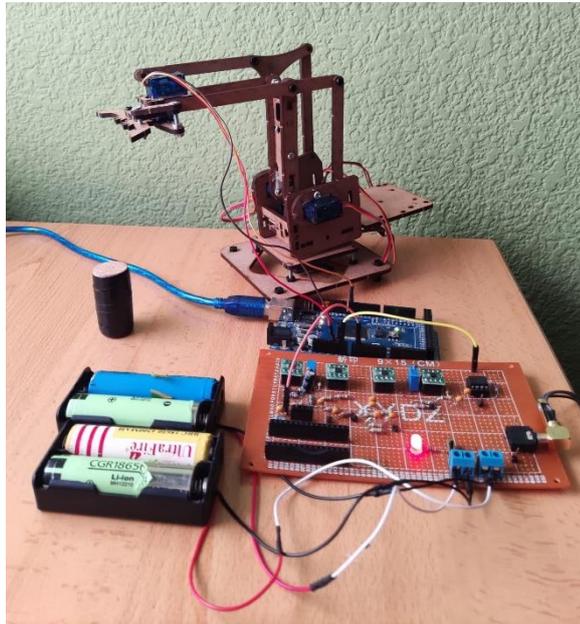


Figura 120: pinza cerrada ensayo III

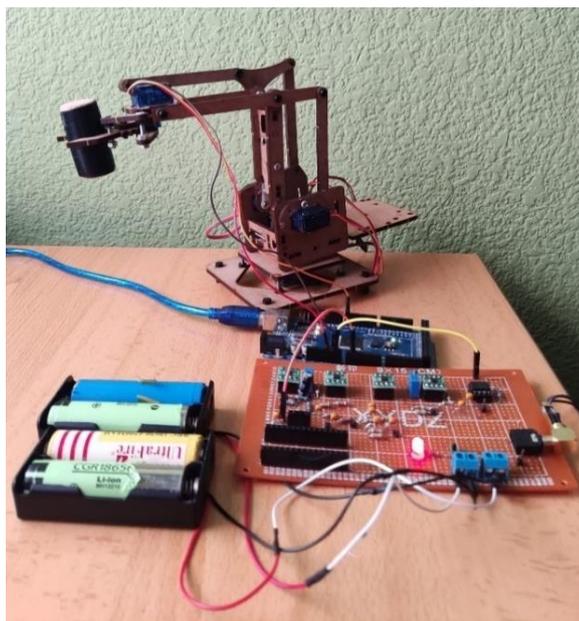


Figura 121: pinza cerrada ensayo III

9. Discusión

Una vez concluido el montaje del brazo robótico y habiendo realizados los tres ensayos donde se demuestra el funcionamiento de la prótesis biónica, se analizarán los resultados obtenidos. Con ello, se pretende concluir sobre el funcionamiento del proyecto, así como posibles mejoras en el mismo. La discusión será dividida en 3 partes, cada una de ellas tratará uno de los ensayos realizados en el apartado anterior (Sección 8).

9.1 Análisis de resultados – Ensayo I

Tal y como se ha explicado en la sección 8.1, este primer ensayo consiste en el análisis de la señal muscular una vez es tratada por el circuito EMG. Para estas primeras pruebas, han sido necesarios dos pacientes con una gran diferencia en cuanto a masa muscular se refiere, con el fin de observar las amplitudes de voltaje que el circuito es capaz de captar, sin necesidad de variar la ganancia del mismo. Para realizar este análisis, es necesario retomar las gráficas presentadas anteriormente (Figura 122).

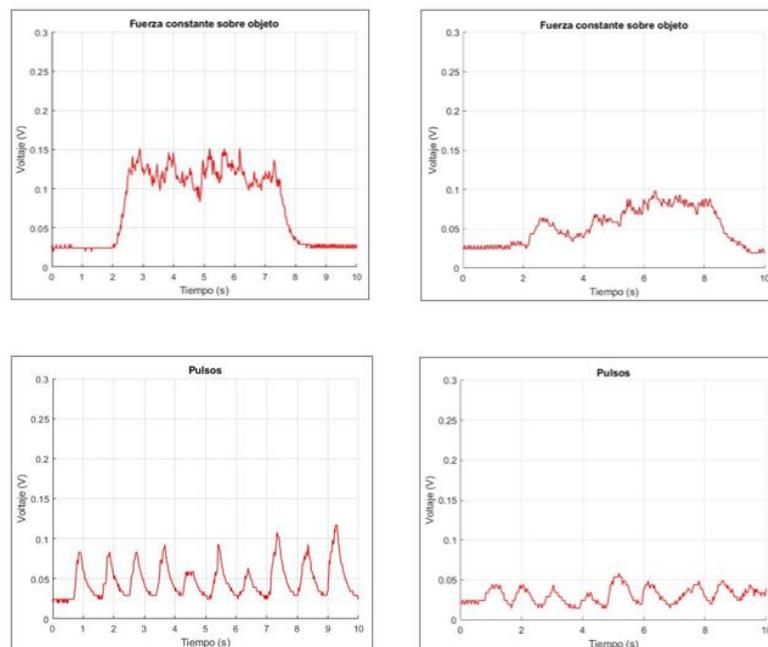


Figura 122: gráficas señales musculares

Una de las principales diferencias a destacar es la amplitud de voltaje. A mayor masa muscular tenga el usuario, mayor amplitud de voltaje producirán sus músculos al realizar un movimiento. Esto queda reflejado en las gráficas ya que mientras en la prueba II el paciente hombre de 22 años su rango de amplitud de voltaje oscila entre los 0.1-0.15 V, la paciente de 50 años no alcanza los 0.1 V. Por otro lado, hay un mayor control en la realización de fuerza constante sobre el objeto por parte del primer paciente en comparación con el segundo.

Tras analizar los resultados obtenidos en el primer ensayo, se puede confirmar el correcto funcionamiento del circuito EMG implementado.

9.2 Análisis de resultados – Ensayo II

El segundo ensayo consistía en la apertura y cierre de la pinza del brazo robótico. Este movimiento debía realizarse 10 veces durante un periodo de 10 segundos. Respecto a este ensayo cabe destacar la alta velocidad de respuesta de la prótesis ya que el accionamiento del servomotor es inmediato en la realización del movimiento. Por lo tanto, se puede concluir que el brazo robótico escogido es acorde a la aplicación de este proyecto y cumple con la velocidad de movimiento esperada.

9.3 Análisis de resultados – Ensayo II

Finalmente, el tercer ensayo ha sido utilizado para determinar la capacidad de fuerza constante del brazo robótico. Como se ha podido observar en las imágenes, el sistema es capaz de sostener un objeto de poco peso sin presentar ninguna dificultad. Para objetos de mayor peso y tamaño, sería necesario sustituir los actuadores actuales por otros de mayor capacidad.

10. Conclusión

Una vez realizados los ensayos y habiendo analizado los datos obtenidos en cada uno de ellos, se pasará a realizar una conclusión donde se recogerán los principales puntos tratados durante la realización del proyecto, así como las principales limitaciones que han surgido en el mismo. Tras ello, se describirán las posibles mejoras de la prótesis biónica.

Entre los conceptos teóricos más importantes aprendidos durante la realización de este proyecto, los conceptos médicos han sido los más destacables. Esto es debido a que ha permitido un mejor entendimiento del potencial de acción necesario para el accionamiento del músculo y utilizado como señal de entrada del circuito EMG.

Por otro lado, tras estudiar cada una de las fases de diseño e implementación del circuito EMG, se puede concluir su correcto funcionamiento. Además, su adaptabilidad a diferentes pacientes, hace que sea muy versátil tal y como se ha planteado desde un inicio. Sin embargo, se han encontrado una serie de limitaciones. Entre ellas se encuentra la instrumentación utilizada para generar señales de entrada, ya que su amplitud no era lo suficientemente pequeña como para simular la señal muscular. Otra de las limitaciones ha sido la falta de presupuesto. Debido a que la implementación se ha llevado a cabo en una placa de prototipado, existen pequeñas señales de ruido que podrían ser eliminadas implementando el circuito en una placa de circuito impreso. Además, a su vez permitiría la reducción de su tamaño.

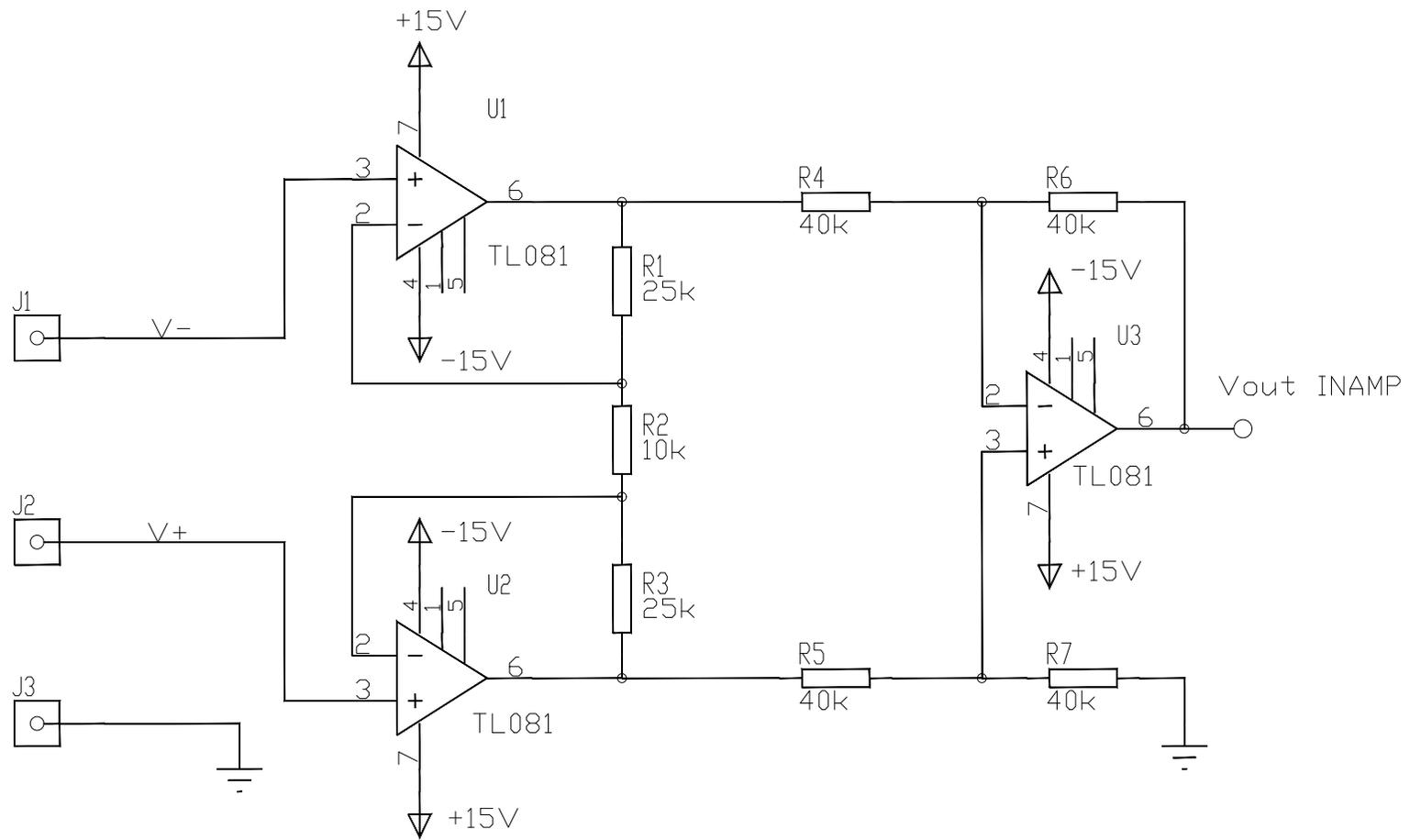
Respecto al brazo robótico, también se puede destacar su correcto funcionamiento. Como se ha demostrado en los ensayos, la velocidad de respuesta del sistema robotizado cumple con lo esperado simulando con gran precisión la apertura y cierre de la mano humana. No obstante, al igual que en el circuito EMG, también han surgido unas limitaciones. Entre las más destacables se encuentra las pequeñas vibraciones originadas en el servomotor. Esto se debe a la sección del cable de alimentación del mismo. Para ello, sería necesario ampliar esta sección o utilizar unos condensadores de alta capacidad.

Por último, se estudiarán las posibles opciones futuras de la prótesis biónica. Entre las mejoras factibles está la posibilidad de utilizar actuadores más precisos que requieren un mayor presupuesto. Una vez solucionados los problemas mencionados, la pinza podría ser sustituida por una mano conformada por 5 actuadores capaces de simular con mayor precisión el movimiento humano. Para obtener esta precisión, serían utilizadas redes neuronales capaces de identificar los movimientos musculares, así como de predecirlos si son entrenadas.

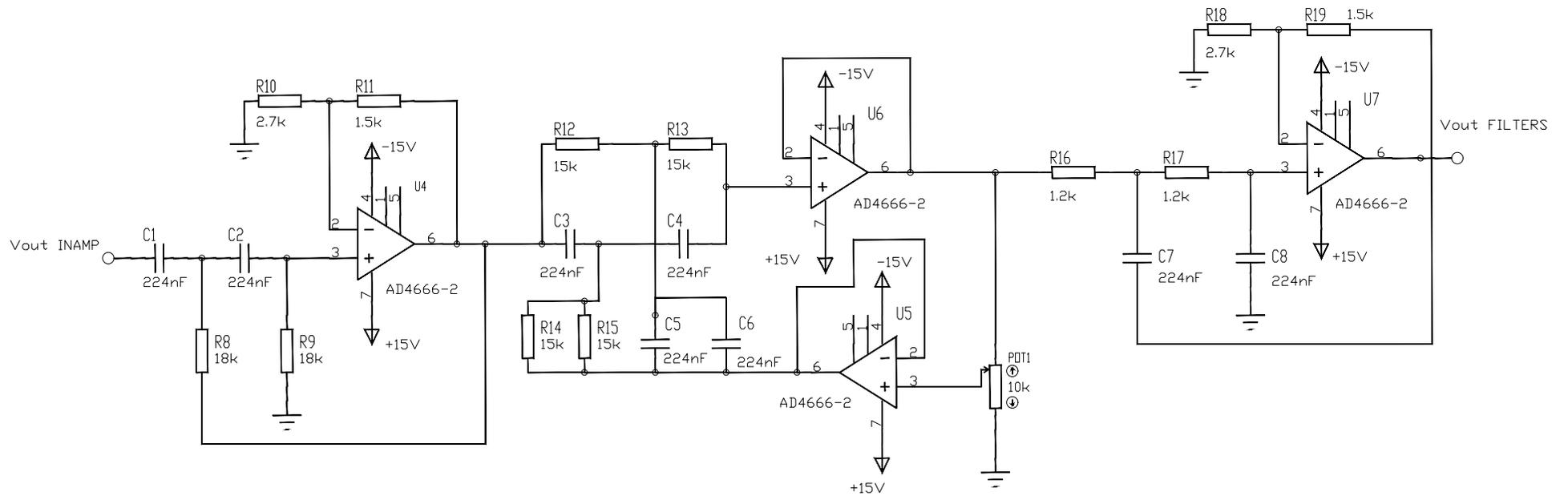
A pesar de las ya mencionadas limitaciones y carencias encontradas durante el desarrollo del trabajo, los resultados obtenidos a partir del primer prototipo, han sido muy positivos ya que se han cumplido todos y cada uno de los parámetros previstos durante el diseño del mismo.

Documento 2: Planos

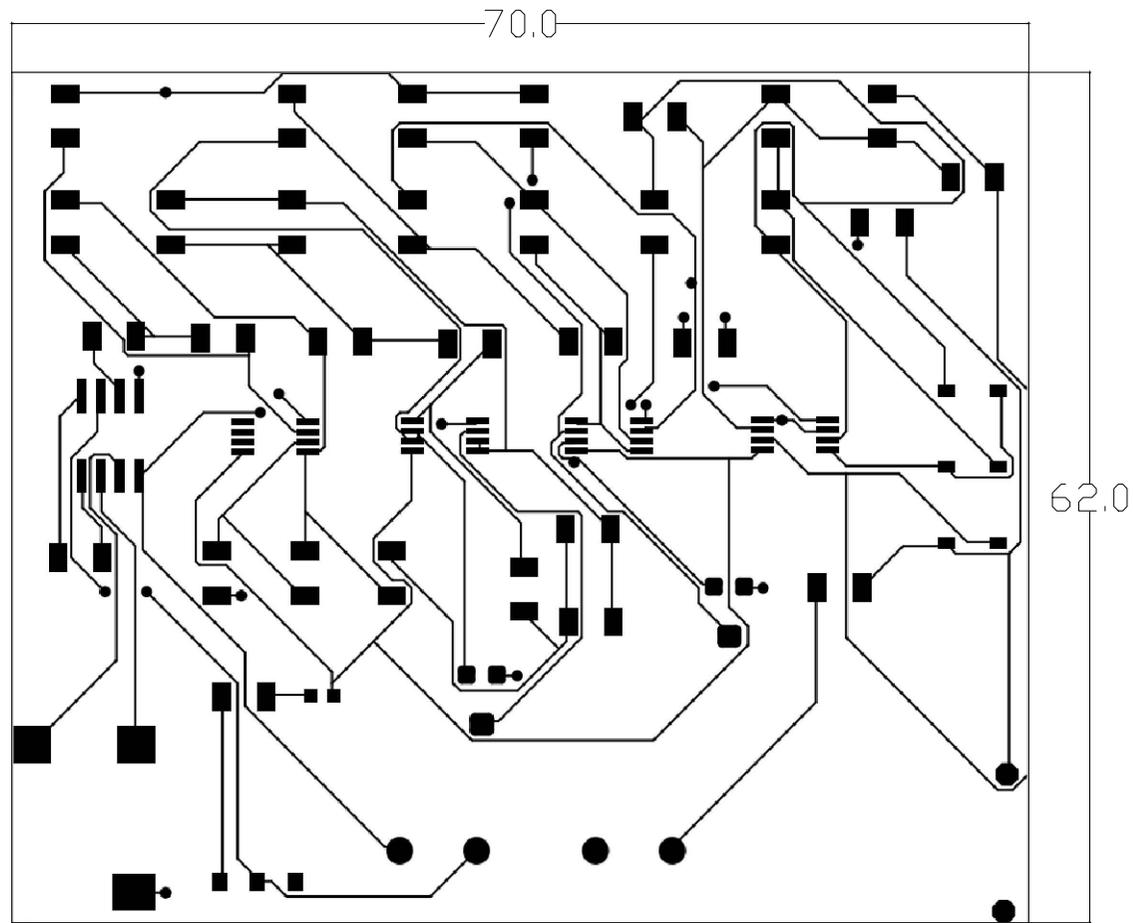
En el siguiente documento se muestran los planos utilizados para el desarrollo del circuito EMG.



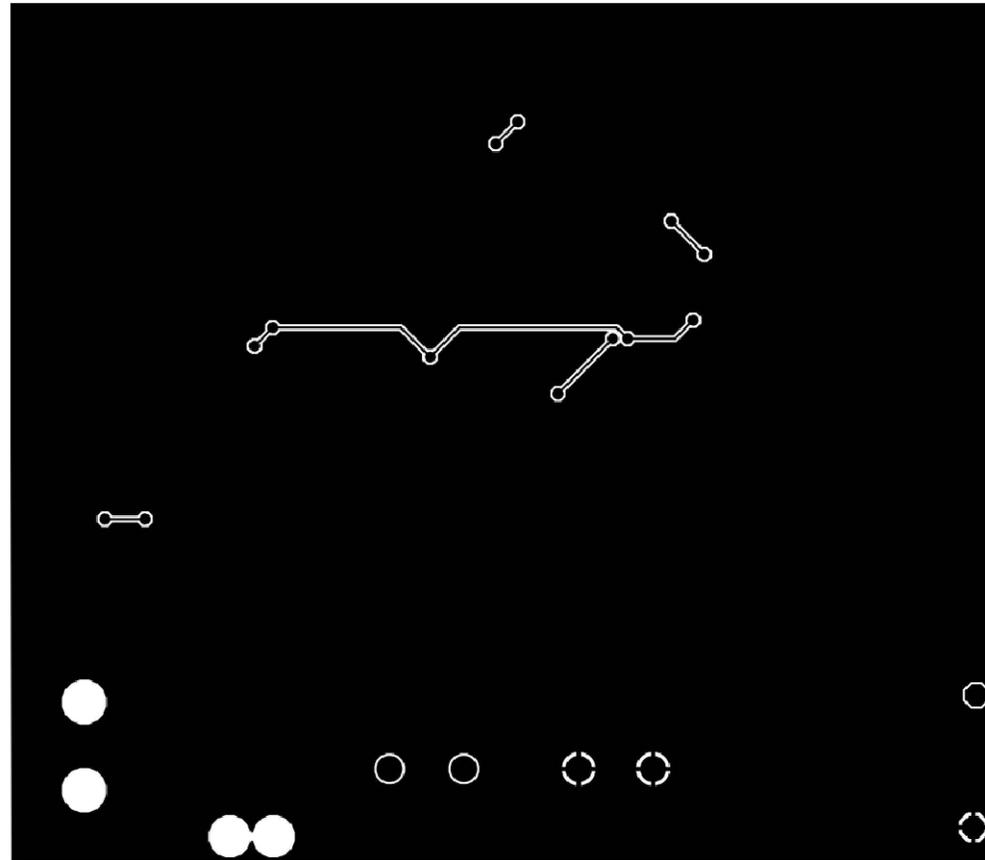
	Fecha	Nombre	Firmas	UNIVERSITAT POLITECNICA DE VALENCIA ESCUELA TECNICA SUPERIOR DE INGENIERIA DEL DISEÑO
Dibujado	18/08/2021	Pablo Lopez Teruel		
Comprobado	20/08/2021	Salvador Coll Arnau		
Etapa Amplificador de Instrumentación				PLANO NUMERO 1



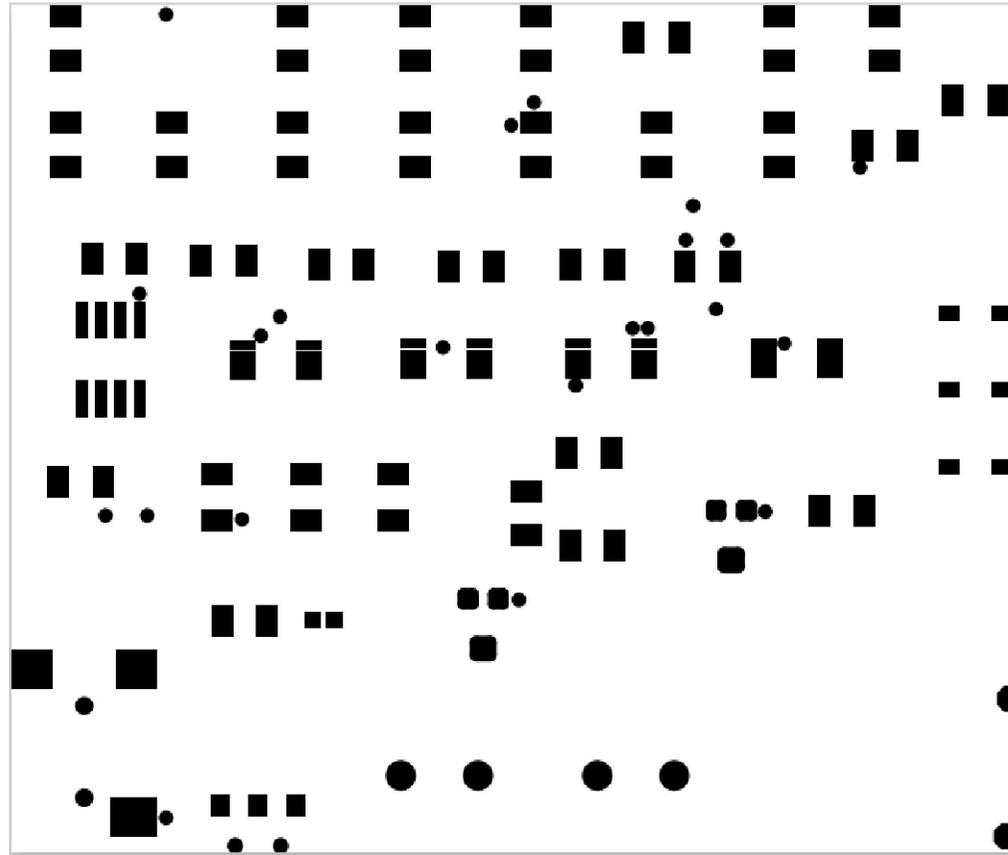
	Fecha	Nombre	Firmas	UNIVERSITAT POLITECNICA DE VALENCIA ESCUELA TECNICA SUPERIOR DE INGENIERIA DEL DISEÑO
Dibujado	18/08/2021	Pablo Lopez Teruel		
Comprobado	20/08/2021	Salvador Coll Arnau		
Etapa Filtros				PLANO NUMERO 2



	Fecha	Nombre	Firmas	UNIVERSITAT POLITECNICA DE VALENCIA ESCUELA TECNICA SUPERIOR DE INGENIERIA DEL DISEÑO
Dibujado	18/08/2021	Pablo Lopez Teruel		
Comprobado	20/08/2021	Salvador Coll Arnau		
Escala	Top Copper			PLANO NUMERO
1:1				4



	Fecha	Nombre	Firmas	UNIVERSITAT POLITECNICA DE VALENCIA ESCUELA TECNICA SUPERIOR DE INGENIERIA DEL DISEÑO
Dibujado	18/08/2021	Pablo Lopez Teruel		
Comprobado	20/08/2021	Salvador Coll Arnau		
Escala	1:1	Bottom Copper		PLANO NUMERO 5

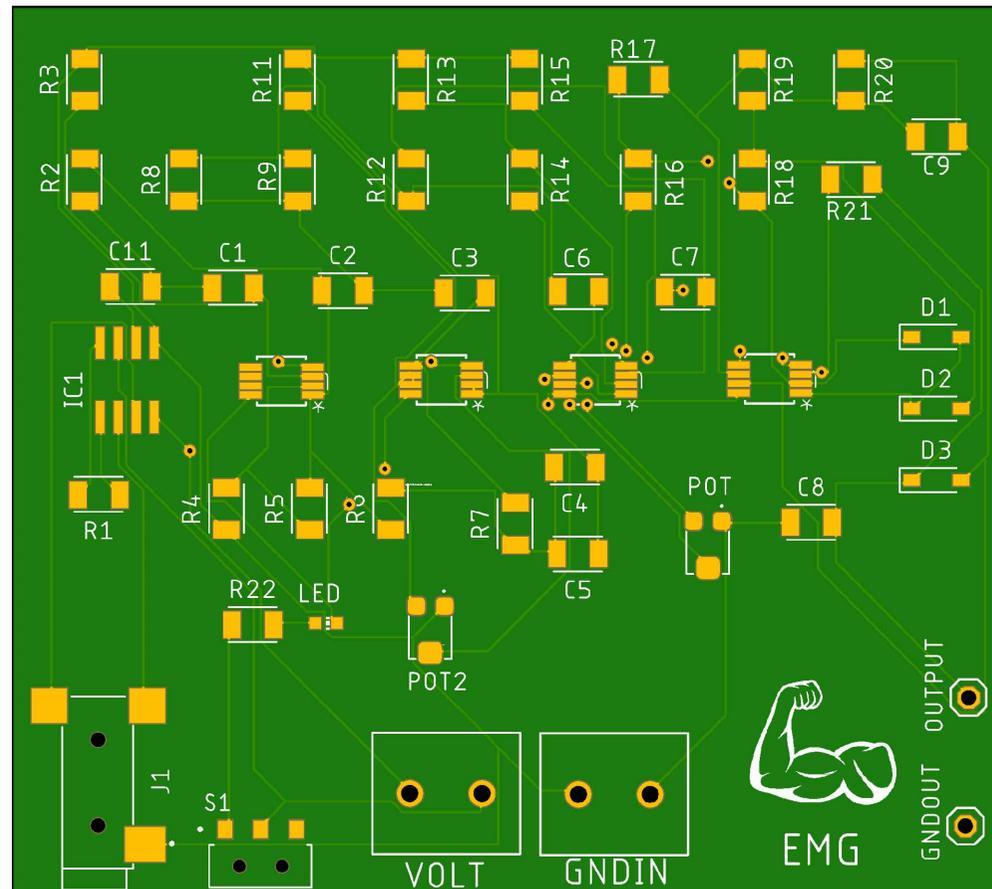


	Fecha	Nombre	Firmas	UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA ESCUOLA TÈCNICA SUPERIOR DE INGENIERIA DEL DISEÑO
Dibujado	18/08/2021	Pablo Lopez Teruel		
Comprobado	20/08/2021	Salvador Coll Arnau		
Escala 1:1	Soldermask Top			PLANO NUMERO 6



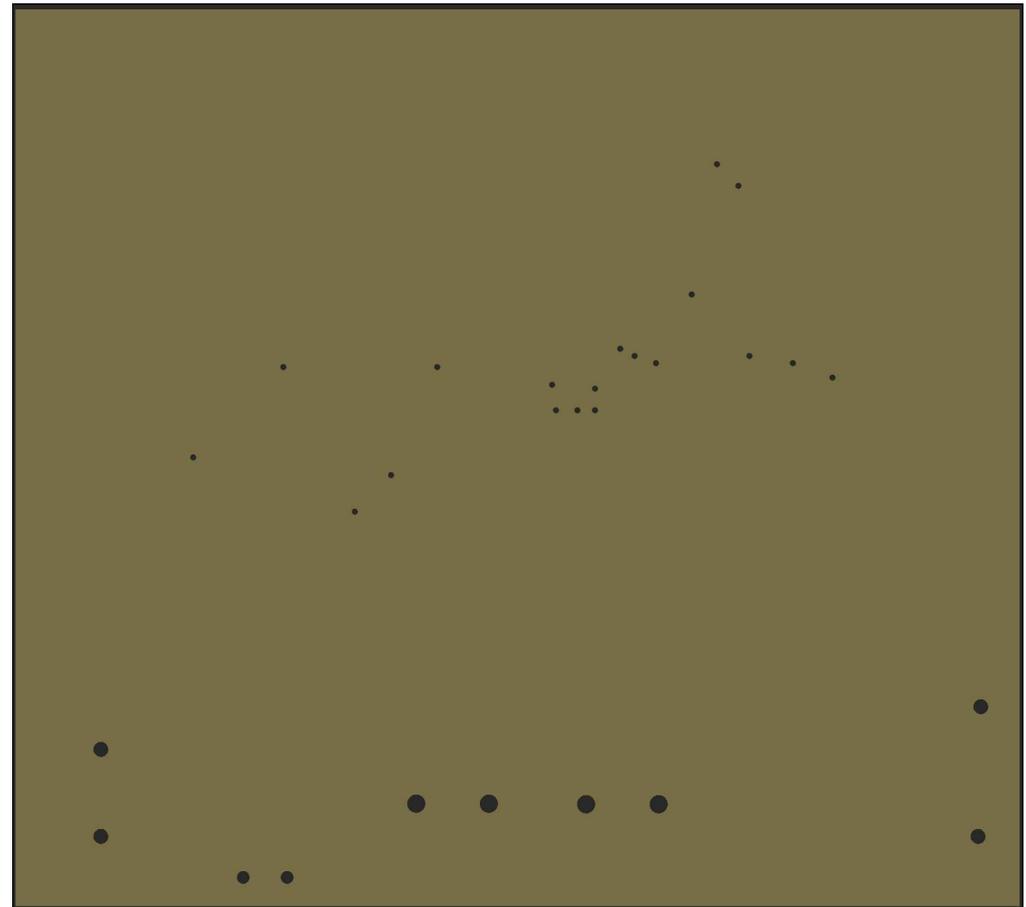
	Fecha	Nombre	Firmas	UNIVERSITAT POLITECNICA DE VALENCIA ESCUELA TECNICA SUPERIOR DE INGENIERIA DEL DISEÑO
Dibujado	18/08/2021	Pablo Lopez Teruel		
Comprobado	20/08/2021	Salvador Coll Arnau		
Escala 1:1	Soldermask Bottom			PLANO NUMERO 7

Componentes			
Cantidad	Valor	Part	Categoría
1		LED	Diodo LED
2	1.2k Ω	R11, R12	Resistencia
2	1.5k Ω	R5, R14	Resistencia
6	10k Ω	R1, R16, R17, R18, R20, R21	Resistencia
4	15k Ω	R6, R7, R8, R9	Resistencia
2	18k Ω	R2, R3	Resistencia
3	1N4148W	D1, D2, D3	Diodo
2	2.7k Ω	R4, R13	Resistencia
1	220 Ω	R22	Resistencia
9	224nF	C1, C2, C3, C4, C5, C6, C7, C8, C11	Condensador
2	2828XX-2282837-2	GNDIN, VOLT	Conector
1	22 μ F	C9	Condensador
1	56 Ω	R15	Resistencia
1	5k Ω	R19	Resistencia
1	INA129P	IC1	Amplificador de instrumentación
4	ADA4666-2	U1, U2, U3, U4	Amplificador operacional
1	AYZ0102AGRLC	S1	Interruptor
1	MJ-2523-SMT-TR	J1	Conector
2	PINHD-1X1	GNDOUT, OUTPUT	Conector
2	TC33X-2-103E	POT, POT2	Potenciometro



	Fecha	Nombre	Firmas	UNIVERSITAT POLITECNICA DE VALENCIA ESCUELA TECNICA SUPERIOR DE INGENIERIA DEL DISEÑO
Dibujado	18/08/2021	Pablo Lopez Teruel		
Comprobado	20/08/2021	Salvador Coll Arnau		
Escala	1:1		Montaje Componentes	PLANO NUMERO 8

Perforaciones		
Tipo	Cantidad	Métrica(mm)
PTH	4	1.200
PTH	2	1.016
NPTH	2	1.000
NPTH	2	0.850
VIA	19	0.350



	Fecha	Nombre	Firmas	UNIVERSITAT POLITECNICA DE VALENCIA ESCUELA TECNICA SUPERIOR DE INGENIERIA DEL DISEÑO
Dibujado	18/08/2021	Pablo Lopez Teruel		
Comprobado	20/08/2021	Salvador Coll Arnau		
Escala	Drilling			PLANO NUMERO
1:1				9

Documento 3: Presupuestos

1. Introducción

En este documento se describirán los costes que han sido necesarios para el desarrollo de la prótesis biónica. Principalmente se ha tenido en cuenta el precio de cada uno de los componentes electrónicos ya que conforman gran parte del proyecto.

Por otro lado, se ha tenido en cuenta el coste de la mano robótica, así como su montaje. Entre los costes descritos, no se han tenido en cuenta la luz, el agua, gas o infraestructura.

Por último, se realizará una valoración de los presupuestos obtenidos analizando el coste del proyecto y su posible escalabilidad.

2. Mano de obra

Para llevar a cabo el desarrollo del circuito EMG y el montaje del brazo robótico, es necesario un ingeniero electrónico cuya mano de obra supone de 15 €/h aproximadamente. Para obtener el cálculo de cuanto supondría el coste de la mano de obra, se describirán las actividades que han sido llevadas a cabo además de la duración de cada una de ellas.

Tabla 1: cantidad de horas, coste por hora y coste del trabajo

Mano de obra			
Trabajo	Tiempo empleado (h)	Coste por hora (€/h)	Coste del trabajo (€)
Planificación del proyecto	10	15	150 €
Diseño y cálculo del circuito	30	15	450 €
Simulación del circuito	20	15	300 €
Implementación de la PCB	55	15	825 €
Montaje prótesis	5	15	75 €
Programación código	7	15	105 €
Ensayos	15	15	225 €
Total	142	-	2.130,00 €

3. Equipo y Software utilizado

En este apartado se describirán los equipos electrónicos utilizados para realizar las pruebas y mediciones necesarias durante el desarrollo del proyecto. También se describirán los programas informáticos utilizados, donde se ha simulado el circuito, se ha programado el microcontrolador y donde se han representado gráficamente las señales musculares.

Cabe destacar que, tanto del software como de los equipos electrónicos mencionados, fueron cedidos por parte de la Universidad Politécnica de Valencia. Sin embargo, para estos presupuestos se tendrá en cuenta el precio real de cada uno de ellos.

Por otro lado, es necesario tener en cuenta la amortización del software y de los equipos electrónicos. La amortización para los equipos electrónicos es de un 20% del coste total mientras que para los programas informáticos es de un 33% del coste total [24]. Además, para el cálculo de la amortización es necesario conocer la cantidad de horas totales para la realización del proyecto. En este caso, el tiempo total empleado es de 180h mientras que la cantidad de horas anuales son 1800.

$$\text{Amortización software} = \frac{0,33 \cdot \text{Coste} \cdot \text{Horas_Proyecto}}{1800}$$

$$\text{Amortización equipos} = \frac{0,2 \cdot \text{Coste} \cdot \text{Horas_Proyecto}}{1800}$$

Finalmente, teniendo en cuenta lo anteriormente el coste total final es el siguiente:

Tabla 2: coste y amortización de software y equipo electrónico

Equipo y software utilizado		
Equipo	Precio(€)	Coste(€)
Multímetro LOMVUM T28B	26,99 €	0,54 €
Generador ISO-TECH GFG 8216A	209,43 €	4,19 €
Osciloscopio Teknotronix TBS1052C	532,40 €	10,65 €
Ordenador Xiaomi Mi Air 12.5	700,00 €	14,00 €
Matlab 2020b (anual)	800,00 €	24,00 €
Arduino IDE	-	-
Proteus Design 8	800,00 €	24,00 €
Total		77,38 €

4. Prótesis biónica

Tras conocer el coste que supone la mano de obra y los equipos utilizados, se describirá el coste económico de los componentes electrónicos además del brazo robótico.

4.1 Coste elemental de los componentes

En este apartado se describe el precio de cada uno de los componentes y sus unidades.

Tabla 3: precio elemental de los componentes

Código	Unidad	Descripción	Coste (€)
R1	U.	Resistencia de 1.2kΩ	0,15 €
R2	U.	Resistencia de 1.5kΩ	0,15 €
R3	U.	Resistencia de 10kΩ	0,15 €
R4	U.	Resistencia de 15kΩ	0,15 €
R5	U.	Resistencia de 18kΩ	0,15 €
R6	U.	Resistencia de 2.7kΩ	0,15 €
R7	U.	Resistencia de 220Ω	0,15 €
R8	U.	Resistencia de 56Ω	0,15 €
R9	U.	Resistencia de 5kΩ	0,15 €
C1	U.	Condensador de 224nF	0,1 €
C2	U.	Condensador de 22uF	0,08 €
D	U.	Diodo 1N4148	0,16 €
S	U.	Interruptor	0,86 €
U1	U.	Amplificador operacional ada4666-2	2,36 €
IC1	U.	INAMP INA129P	7,87 €
Pt	U.	Potenciómetro 10kΩ	0,22 €
Cn	U.	Conector Jack 2.5mm	0,86 €
H	U.	Conector header 1 pos	0,1 €
Bc	U.	Conector batería	0,96 €
Bt	U.	Batería Li-Po 3.7V	7,42 €
Z	U.	Zócalo batería 3.7V	0,14 €
Cb	U.	Cable electrodo	1,5 €
El	U.	Electrodos superficiales	0,1 €
Ard	U.	Arduino Mega	41,61 €
Br	U.	Kit Brazo robot	19,49 €

4.2 Coste descompuesto

Para este apartado se han dividido los costes en grupos teniendo en cuenta las características de los componentes.

Tabla 4: costes descompuestos en subgrupos

Código	Unidad	Descripción	Precio	Cantidad	Total
d0	U.	Componentes pasivos			
Componentes					
R1	U.	Resistencia de 1.2kΩ	0,15 €	2	0,3 €
R2	U.	Resistencia de 1.5kΩ	0,15 €	2	0,3 €
R3	U.	Resistencia de 10kΩ	0,15 €	6	0,9 €
R4	U.	Resistencia de 15kΩ	0,15 €	4	0,6 €
R5	U.	Resistencia de 18kΩ	0,15 €	2	0,3 €
R6	U.	Resistencia de 2.7kΩ	0,15 €	2	0,3 €
R7	U.	Resistencia de 220Ω	0,15 €	1	0,15 €
R8	U.	Resistencia de 56Ω	0,15 €	1	0,15 €
R9	U.	Resistencia de 5kΩ	0,15 €	1	0,15 €
C1	U.	Condensador de 224nF	0,1 €	9	0,9 €
C2	U.	Condensador de 22uF	0,08 €	1	0,08 €
D1	U.	Diodo 1N4148	0,16 €	3	0,48 €
Pt	U.	Potenciómetro 10kΩ	0,22 €	2	0,44 €
S	U.	Interruptor	0,86 €	1	0,86 €
Total					5,91 €

Código	Unidad	Descripción	Precio	Cantidad	Total
d1	U.	Componentes activos			
Componentes					
IC1	U.	INAMP INA129P	7,87 €	1	7,87 €
U1	U.	Amplificador operacional ada4666-2	2,36 €	4	9,44 €
Total					17,31 €

Código	Unidad	Descripción	Precio	Cantidad	Total
d2	U.	Conectores			
Componentes					
Cn	U.	Conector Jack 2.5mm	0,86 €	1	0,86 €
H	U.	Conector header 1 pos	0,1 €	2	0,2 €
Bc	U.	Conector batería	0,96 €	2	1,92 €
Total					2,98 €

Código	Unidad	Descripción	Precio	Cantidad	Total
d3	U.	Baterías			
Componentes					
Bt	U.	Batería Li-Po 3.7V	7,42 €	4	29,68 €
Z	U.	Zócalo batería 3.7V	0,14 €	4	0,56 €
Total					30,24 €

Código	Unidad	Descripción	Precio	Cantidad	Total
d4	U.	Electrodos			
Componentes					
Cb	U.	Cable electrodo	1,5 €	3	4,5 €
El	U.	Electrodos superficiales	0,1 €	3	0,3 €
				Total	4,8 €

Código	Unidad	Descripción	Precio	Cantidad	Total
d5	U.	Microcontrolador			
Componentes					
Ard	U.	Arduino Mega	41,61 €	1	41,61 €
				Total	41,61 €

Código	Unidad	Descripción	Precio	Cantidad	Total
d6	U.	Brazo robot			
Componentes					
Br	U.	Kit Brazo robot	19,49	1	19,49
				Total	19,49

4.3 Coste unitario

En el siguiente apartado se recogen los costes de cada subgrupo.

Tabla 5: precio unitario de los subgrupos

Código	Unidad	Descripción	Precio
d0	U.	Componentes pasivos	5,91 €
d1	U.	Componentes activos	17,31 €
d2	U.	Conectores	2,98 €
d3	U.	Baterías	30,24 €
d4	U.	Electrodos	4,80 €
d5	U.	Microcontrolador	41,61 €
d5	U.	Brazo robot	19,49 €

4.4 Coste mediciones

A diferencia del apartado anterior, en este se mostrarán las cantidades de los subgrupos previos.

Tabla 6: precio mediciones subgrupos

Código	Unidad	Descripción	Cantidad
d0	U.	Componentes pasivos	1
d1	U.	Componentes activos	1
d2	U.	Conectores	1
d3	U.	Baterías	1
d4	U.	Electrodos	1
d5	U.	Microcontrolador	1
d6	U.	Brazo robot	1

4.5 Valoración

Tras exponer el precio y las cantidades de los subgrupos, se presentará el coste total de ellos.

Tabla 7: coste final subgrupos

Unidad	Descripción	Precio	Cantidad	Total
U.	Componentes pasivos	5,91 €	1	5,91 €
U.	Componentes activos	17,31 €	1	17,31 €
U.	Conectores	2,98 €	1	2,98 €
U.	Baterías	30,24 €	1	30,24 €
U.	Electrodos	4,80 €	1	4,80 €
U.	Microcontrolador	41,61 €	1	41,61 €
U.	Microcontrolador	19,49 €	1	19,49 €
			Total	122,34 €

5. Síntesis

Finalmente, tras mostrar todos los costes de la mano de obra, del equipo y software utilizado y de los componentes, se ha obtenido el coste total del proyecto.

Tabla 8: presupuesto total del proyecto

Presupuesto final	
Concepto	Coste
Mano de obra	2.130 €
Equipo y software utilizado	77,38 €
Componentes	122,34 €
Total	2.329,72 €

Documento 4: Pliego de condiciones

1. Introducción

Con este documento se pretende establecer las condiciones y regulaciones que el proyecto debe seguir. Para ello, se describirán las condiciones de los componentes electrónicos utilizados en la implementación del circuito EMG y en el brazo robot. Por otro lado, se debe tener en cuenta la regulación para las pruebas llevadas a cabo y las condiciones legales del proyecto.

2. Condiciones componentes electrónicos

En este apartado, se especificarán las normativas que siguen los componentes electrónicos y se especifica en cada uno de ellos el test de calidad que han debido de superar para ser utilizados.

2.1 Componentes pasivos

Entre los componentes pasivos utilizados durante este proyecto se encuentran las resistencias, los condensadores, los diodos, los potenciómetros y el interruptor. Para conocer las condiciones de cada uno de ellos, se mencionarán las normas UNE que los regulan.

- **Resistencias:** la tolerancia de las resistencias no debe ser mayor a $\pm 5\%$. Por otro lado, la norma UNE que regula las resistencias eléctricas es la norma UNE-EN 60115-1:2011/A11:2015 [25] sobre las resistencias fijas para uso de equipos electrónicos.
 - *Control de calidad:* Para asegurar su correcto funcionamiento, se debe comprobar el valor resistivo mediante el uso del óhmetro.

- **Condensadores:** la tolerancia de los condensadores no debe ser mayor a $\pm 10\%$ para el desarrollo de la prótesis biónica. La norma UNE que regula los condensadores es UNE-EN 60384-8:2015/AC:2017-09 [26] sobre condensadores fijos para uso de equipos electrónicos, en específico para condensadores fijos de dieléctrico cerámico.
 - *Control de calidad:* Al igual que con las resistencias, se debe comprobar su valor mediante un capacitómetro.

- **Diodos:** la normativa UNE que regula los diodos es la UNE-EN 150001:1991 [27] sobre los diodos semiconductores para usos generales.
 - *Control de calidad:* Para su correcto funcionamiento se debe comprobar su polaridad mediante un multímetro.

- **Potenciómetro:** los potenciómetros utilizados durante el proyecto no deben de tener una tolerancia superior a $\pm 10\%$. La normativa que regula el uso de potenciómetros es UNE-EN 60393-2:2016 [28]. Esta normativa recoge la regulación para potenciómetros para uso en equipos electrónicos, en específico de montaje superficial.
 - *Control de calidad:* Para establecer el valor del potenciómetro, es necesario el uso del óhmetro tal y como se ha mencionado en las resistencias fijas.

2.2 Componentes activos

Entre los componentes activos se encuentra el amplificador de instrumentación, los amplificadores operacionales y el convertidor analógico digital. Para su correcto funcionamiento se debe comprobar la conexión de sus pines comparando con la hoja de datos.

Control de calidad: Por otro lado, se debe comprobar visualmente el buen estado del componente, así como su correcto funcionamiento una vez integrado en el circuito.

2.3 Alimentación

Por último, respecto a los componentes electrónicos, se debe tener en cuenta la regulación respecto a las baterías. Deben seguir la normativa UNE-EN 61960-3:2017 [29] sobre acumuladores con electrolitos alcalinos u otros electrolitos no ácidos.

Control de calidad: Para su correcto funcionamiento se debe comprobar su carga mediante el uso del voltímetro.

3. Condiciones de funcionamiento

Para comprobar el correcto funcionamiento del circuito diseñado, se divide su desarrollo en 3 fases. En cada una de ellas se debe comprobar que la señal de salida tras el circuito EMG no supere los 4.5 mV ya que pondría en riesgo el microcontrolador. Por ello, es esencial corroborar que las ganancias se aplican correctamente en cada una de las etapas del circuito. Por otro lado, la frecuencia de corte en el filtro paso alto debe ser de 40 Hz, en el filtro Notch debe ser de 50 Hz y la del filtro paso bajo debe ser de 600 Hz.

Así, la primera de las fases es la simulación del circuito EMG en un programa informático. Para comprobar si los filtros diseñados cumplen con las frecuencias de corte previamente mencionadas, será utilizado un diagrama de bode tras cada filtro. Para medir si la ganancia es aplicada correctamente, será utilizado un osciloscopio virtual que permite observar la forma de onda, así como su amplitud de voltaje.

Tras asegurar que el circuito cumple en la simulación con las condiciones de diseño, se realiza su implementación física.

Primeramente, se introducirá una señal generada por un equipo electrónico en la entrada del amplificador de instrumentación con lo que se verificarán la aplicación de ganancia de las etapas. Tras ello, se probará con señales propiamente musculares, comprobando con el osciloscopio que la amplitud de voltaje de la señal de salida no supere los 4.5 V para los que ha sido diseñado. Una vez realizada esta fase y habiendo obtenido los resultados, se podrá establecer la calidad de funcionamiento del circuito EMG.

Para finalizar, se aplicará la señal de salida del circuito EMG implementado al brazo robot. En esta fase, será introducida la señal muscular generada al realizar el cierre de la mano. Con ello, se observará la velocidad de respuesta del brazo robot, así como su capacidad de sostener objetos. En esta tercera y última fase, se mostrarán gráficamente la posición del servomotor, así como la señal EMG para medir su tiempo de reacción.

Control de calidad: Con el objetivo de asegurar una buena calidad de la prótesis biónica, la señal tratada debe contener la menor cantidad de ruido posible, lo que será observado a través del osciloscopio. Por otro lado, la respuesta del sistema robotizado debe ser lo más rápido posible para simular el comportamiento humano comparando el tiempo entre la adquisición de la señal y el movimiento de la pinza.

4. Condiciones legales

A pesar de que este proyecto trata con usuarios de los cuales son tomadas las señales musculares, el riesgo del circuito a los pacientes es nulo. Esto es debido a la baja potencia eléctrica además de que son utilizadas baterías por lo que la amplitud de voltaje es mínima.

Sin embargo, para la comercialización del producto, habría que tener en cuenta una serie de normativas entre las que se encuentran:

- 1- ISO-13485: norma referida al sistema de gestión de la calidad aplicable para dispositivos [30].
- 2- Real Decreto 614/2001: mínima disposición de los trabajadores frente al riesgo eléctrico para su protección de la salud y seguridad [31].
- 3- UNE-EN 60601-1-2:2015/A1:2021: Equipos electromédicos. Parte 1-2: Requisitos generales para la seguridad básica y características de funcionamiento esencial [32].

Bibliografía

- [1] De, E., & De, A. (n.d.). 2 ATR-Avance enero 2020 SUBDIRECCIÓN GENERAL DE ESTADÍSTICA Y ANÁLISIS SOCIOLABORAL SUBSECRETARÍA SECRETARÍA GENERAL TÉCNICA.
- [2] Pasquina, C. P. F., Carvalho, A. J., & Sheehan, T. P. (2015). Ethics in Rehabilitation: Access to Prosthetics and Quality Care Following Amputation. *AMA Journal of Ethics*, 17(6), 535–546. <https://doi.org/10.1001/JOURNALOFETHICS.2015.17.6.STAS1-1506>
- [3] Juan, C., Gutiérrez, Delgado, A., Ruiz, C., Solis, K., Obando, M., & Andrawus, N. (2006). Tema: Mecánica de la contracción muscular, 1–13. Retrieved from <http://www.maestriasalud.una.ac.cr/documents/contrac-mus.pdf>
- [4] Zarco, L. A. (2005). Bases neurofisiológicas de la conducción nerviosa y la contracción muscular y su impacto en la interpretación de la neuronografía y la electromiografía. *Guía Neurológica* 7, 1–7.
- [5] Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas. (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000600003
- [6] Tipos de electrodos. (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from <https://es.slideshare.net/skiltt/tipos-de-electrodos>
- [7] La Señal de EMG. (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from <http://www.trimedica.es/Electromiografia-EMG/La-Senyal-de-EMG/>
- [8] María, J., & Moyano, D. (n.d.). ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACIÓN UNIVERSIDAD DE CANTABRIA INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA DE COMUNICACIONES (5º Curso Ingeniería de Telecomunicación) Tema III: El amplificador de instrumentación.
- [9] Uhrmann, H., Kolm, R., & Zimmermann, H. (2014). Analog Filters. *Springer Series in Advanced Microelectronics*, 45, 3–11. https://doi.org/10.1007/978-3-642-38013-6_2
- [10] De Aprendizaje, O. (n.d.). AMPLIFICADORES OPERACIONALES CON DIODOS.
- [11] González, M., Rodríguez, S. A., & Vázquez González, J. L. (n.d.). Análisis de pasividad y estabilidad de un circuito detector de envolvente mediante el enfoque en variable de estado.

- [12] Floyd, T. L. (2006). *Digital Fundamentals with PLD Programming*.
- [13] Table, D. C. (2019). INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers, (1).
- [14] Sheet, D. (2013). CMOS RRIO Operational Amplifier, (18 V).
- [15] Information, O. (2017). FDLL4x48 Small Signal Diode.
- [16] ESP. (2021). ESP32 Series Datasheet. *Espressif Systems*, 1–65.
- [17] Atmel. (2015). ATmega2560. *Datasheet*, (November), 66.
- [18] Manipuladores, T. D. R. (n.d.). *Sistemas Robotizados Objetivos*.
- [19] Peter, C. (2018). Servo Motor SG90. *Micro Motor*, 1(2), 180. Retrieved from http://www.ee.ic.ac.uk/pcheung/teaching/DE1_EE/stores/sg90_datasheet.pdf
- [20] Tutorial de Arduino y ServoTimer2 - Electrogeek. (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from <https://www.electrogeekshop.com/tutorial-de-arduino-y-servotimer2/>
- [21] Facultad de Ingeniería, Unm. (2019). Manejo de Interrupciones.
- [22] Nyquist, T., & Nyquist, H. (2019). Nyquist – Shannon sampling theorem.
- [23] Arduino + Matlab: adquisición de datos. (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from <https://wechoosethemoon.es/2011/07/15/arduino-matlab-adquisicion-de-datos/>
- [24] Tabla de coeficientes de amortización lineal. - Agencia Tributaria. (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from https://www.agenciatributaria.es/AEAT.internet/Inicio/_Segmentos_/Empresas_y_profesionales/Empresas/Impuesto_sobre_Sociedades/Periodos_impositivos_a_partir_de_1_1_2015/Base_imponible/Amortizacion/Tabla_de_coeficientes_de_amortizacion_lineal_.shtml
- [25] UNE-EN 60115-1:2011/A11:2015 (Ratificada) Resistencias fijas p... (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma/?Tipo=N&c=N0054887>
- [26] UNE-EN 60384-8:2015/AC:2017-09 (Ratificada) Condensadores fijo... (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma?c=N0058984>

[27] UNE-EN 150001:1991 (Ratificada) Especificación marco de detall... (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma?c=N0015272>

[28] UNE-EN 60393-2:2016 (Ratificada) Potenciómetros para uso en eq... (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma/?c=N0056494>

[29] UNE-EN 61960-3:2017 (Ratificada) Acumuladores con electrolitos... (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma?c=N0058376>

[30] *ISO 13485 Quality Management Systems - A.P. LYON*. (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from https://www.aplyon.com/iso_13485_quality_management_systems.html?gclid=Cj0KCQjwsZKJBhC0ARIsAJ96n3URUN5mhbf6IOabeKOFakt_nKBp4v1o1f13frcK5-EoXRFPsy3fkWEaArHWEALw_wcB

[31] *BOE.es - BOE-A-2001-11881 Real Decreto 614/2001, de 8 de junio, sobre disposiciones mínimas para la protección de la salud y seguridad de los trabajadores frente al riesgo eléctrico*. (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from <https://www.boe.es/buscar/doc.php?id=BOE-A-2001-11881>

[32] *UNE-EN 60601-1-2:2015/A1:2021 (Ratificada) Equipos electromédi...* (n.d.). Retrieved August 24, 2021, from <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma/?Tipo=N&c=N0065565>