



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*

**Grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática**

## **DISEÑO, DESARROLLO Y SIMULACIÓN DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO DE CAPTACIÓN DE SEÑAL DE ELECTROMIOGRAFÍA PARA EL CONTROL DE UNA PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR**

*REALIZADO POR*

**EVA MOLINER ADELL**

*TUTORIZADO POR*

**ENRIQUE BERJANO ZANON**

**CURSO ACADÉMICO: 2019/2020**



## Resumen

En este proyecto se presenta el diseño y la simulación de un sistema electrónico capaz de realizar una adquisición y un posterior acondicionamiento de las señales de electromiografía de la extremidad superior de un sujeto. Este sistema electrónico se diseña con la finalidad de ir implementado en una prótesis de miembro superior. Dicha prótesis estaría monitorizada mediante un sistema de control en el cual entraría la señal adquirida por el sistema electrónico desarrollado en este documento.

En este documento se pueden encontrar distintas secciones que describen el diseño de este sistema electrónico. Por una parte se puede hallar la memoria del proyecto, donde se describe el objeto, el estudio de los antecedentes y de las necesidades y las consideraciones y limitaciones a tener en cuenta a la hora de realizar el proyecto. En esta sección se plantean distintas soluciones alternativas así como la descripción detallada de la solución adoptada finalmente y la justificación de los componentes implementados en esta solución adoptada. Por último, en esta sección se encuentra un apartado que muestra las conclusiones y los trabajos futuros a realizar en este proyecto.

Por otra parte, este escrito incluye los planos del sistema desarrollado, el pliego de condiciones del proyecto y un presupuesto del coste que representa el diseño de este proyecto.

## Resum

En aquest projecte es presenta el disseny i la simulació d'un sistema electrònic capaç de realitzar una adquisició i un posterior condicionament de les senyals de electromiografia de la extremitat superior d'un subjecte. Aquest sistema electrònic es dissenya amb la finalitat d'anar implementat en una pròtesi de membre superior. Aquesta pròtesi estaria monitoritzada mitjançant un sistema de control en el que entraria la senyal adquirida per el sistema electrònic desenvolupat en aquest document.

En aquest document es poden trobar diferents seccions que descriuen el disseny d'aquest sistema electrònic. Per una part es pot observar la memòria del projecte, on es descriu l'objecte, l'estudi d'antecedents i necessitats i les consideracions i limitacions a tenir en compte a l'hora de realitzar el projecte. En aquesta secció es plantegen diferents solucions alternatives així com la descripció detallada de la solució adoptada finalment i la justificació dels components implementats en aquesta solució adoptada. Per últim, en aquesta secció es troba un apartat que mostra les conclusions i els treballs futurs a realitzar en aquest projecte.

Per altra part, aquest escrit conté els plànols del sistema desenvolupat, el plec de condicions del projecte i un pressupost del cost que representa el disseny d'aquest projecte.

## **Abstract**

This project includes the design and simulation of an electronic system aimed at acquiring and conditioning the electromyography signals from the upper extremity of a subject. This electronic system is designed in order to be implemented in upper limb prosthesis. This prosthesis would be monitored by a control system in which the signal acquired by the electronic system developed in this project would enter.

In this document you can find different sections that describe the design of this electronic system. The first section is the memory of the project, which describes the purpose, background and limitations and considerations to be taken into account when carrying out the project. Different alternative solutions are also included and the chosen solution is described in detail, as well as the justification of the components implemented in this solution. There is included also a section that shows the conclusions and future work to be carried out.

The document includes the technical drawings of the developed system, the specifications and the budget.

# Índice

Resumen .....	3
Resum .....	4
Abstract .....	5
Índice .....	6
Índice de figuras .....	8
Índice de tablas.....	11
Documento I: Memoria.....	13
1. Objeto del proyecto .....	13
2. Introducción, antecedentes y estudio de necesidades.....	14
2.1. Introducción a las prótesis.....	14
2.2. Clasificación y tipos de prótesis .....	14
2.3. Materiales para fabricación de prótesis .....	17
2.4. Estudio de necesidades .....	18
3. Factores a considerar.....	21
3.1. Limitaciones .....	21
3.2. Condiciones .....	23
4. Planteamiento de soluciones alternativas.....	26
4.1. Electrodo y su colocación .....	26
4.2. Alimentación del sistema.....	31
4.3. Diagrama de bloques del sistema .....	34
4.4. Amplificador de Instrumentación a utilizar .....	38
4.5. Filtros .....	41
4.6. Amplificadores operacionales a utilizar .....	44
4.7. Resistencias y condensadores a utilizar.....	44
4.8. Programa de simulación.....	46
5. Descripción detallada de la solución adoptada.....	48
5.1. Electrodo y su colocación .....	48
5.2. Señal de entrada al sistema .....	49
5.3. Alimentación del sistema.....	50
5.4. Diagrama de bloques del sistema .....	51
5.5. Etapa de adquisición de la señal mediante AI .....	52
5.6. Etapa de filtrado de la señal de 50 Hz mediante Filtro Notch .....	54
5.7. Etapa de filtrado paso alto del sistema.....	59
5.8. Etapa de filtrado paso bajo del sistema .....	63
5.9. Etapa del filtro de suavizado del sistema.....	66
5.10. Simulación del circuito completo y señal final .....	72
6. Justificación detallada de los componentes de la solución adoptada .....	74
6.1. Etapa de adquisición de la señal mediante AI .....	74

6.2.	Etapa de filtrado de la señal de 50 Hz mediante Filtro Notch .....	75
6.3.	Etapa de filtrado paso alto del sistema .....	75
6.4.	Etapa de filtrado paso bajo del sistema .....	77
6.5.	Etapa del filtro de suavizado del sistema.....	78
7.	Conclusiones y trabajo futuro .....	79
	Anexo 1: Cálculos .....	81
	Anexo 2: Breve estudio económico .....	83
	Documento II: Planos.....	85
	Documento III: Pliego de condiciones .....	87
1.	Objeto .....	87
2.	Condiciones de los materiales.....	87
2.1.	Resistencias.....	87
2.2.	Condensadores.....	88
2.3.	Potenciómetros .....	88
2.4.	Circuitos integrados .....	88
2.5.	Batería .....	89
3.	Condiciones de la ejecución.....	89
4.	Pruebas y ajustes finales .....	90
	Documento IV: Presupuesto .....	92
1.	Introducción .....	92
2.	Coste de la mano de obra .....	92
3.	Coste de los materiales .....	93
4.	Coste de amortización del software.....	93
5.	Otros gastos generales .....	94
6.	Presupuesto final .....	94
	Bibliografía.....	96

# Índice de figuras

Figura 1: Prótesis de miembro superior estética (tomado de [3]).	15
Figura 2: Ejemplo de montaje y elementos de una prótesis mecánica (tomado de [6]).	15
Figura 3: Configuración básica de una prótesis mioeléctrica (tomado de [6]).	16
Figura 4: Tipos de amputaciones de miembros superiores (tomado de [8]).	17
Figura 5: Muñecas protésicas. A la izquierda, muñeca de madera. Al centro, muñeca de nylon. A la derecha, muñeca de acero inoxidable (tomado de [9]).	18
Figura 6: Imagen de una prótesis neuromusculoesquelética (tomado de [16]).	19
Figura 7: Señal EMG de bíceps de brazo derecho (tomado de [19]).	21
Figura 8: Músculo braquiorradial o supinador largo (tomado de [20]).	22
Figura 9: Músculos flexores (izquierda) y extensores (derecha) de muñeca y dedos (tomado de [22]).	22
Figura 10: Esquema de un sistema de adquisición de señal de EMG mediante conexión a la red eléctrica (tomado de [24]).	24
Figura 11: Electrodo de aguja (tomado de [27]).	26
Figura 12: Señal obtenida mediante electrodos intramusculares (arriba) y electrodos superficiales (abajo) (tomado de [26]).	27
Figura 13: Ejemplo de electrodos secos (izquierda) y electrodos húmedos (derecha) (tomado de [28]).	28
Figura 14: 1ª alternativa para el diagrama de bloques del sistema.	36
Figura 15: Ejemplo de acondicionamiento de señal de EMG (tomado de [8]).	36
Figura 16: Implementación de un rectificador de precisión (tomado de [41]).	37
Figura 17: 2ª alternativa para el diagrama de bloques del sistema.	37
Figura 18: 3ª alternativa para el diagrama de bloques del sistema.	38
Figura 19: CMRR del AD623 en función de la frecuencia, teniendo en cuenta la ganancia (tomado de [47]).	41

Figura 20: Ganancia de un filtro de 2 <sup>o</sup> orden según su valor de $a$ (tomado de [50]). ...	43
Figura 21: Adquisición de la señal de EMG del músculo braquiorradial. ....	48
Figura 22: Circuito para modelar la señal de EMG.....	49
Figura 23: Señal de EMG que se utiliza como entrada al sistema.....	49
Figura 24: Implementación del regulador de tensión y sus componentes externos. ....	51
Figura 25: Diagrama de bloques final del sistema.....	51
Figura 26: Implementación de la etapa del AI. ....	53
Figura 27: Señal de entrada (arriba) y de salida (abajo) del AI. ....	54
Figura 28: Implementación de la etapa del filtro Notch.....	55
Figura 29: Diagrama de Bode del Filtro Notch. ....	55
Figura 30: Frecuencias afectadas por el filtro Notch. ....	56
Figura 31: Señal de entrada (azul) y de salida (rojo) de la etapa del filtro Notch.....	56
Figura 32: FFT de la señal de entrada al filtro Notch completa. ....	57
Figura 33: FFT de la señal de entrada al filtro Notch en escala lineal .....	57
Figura 34: FFT de la señal de salida del filtro Notch en escala lineal. ....	58
Figura 35: FFT de la señal de entrada al filtro Notch en escala logarítmica. ....	58
Figura 36: FFT de la señal de salida del filtro Notch en escala logarítmica. ....	58
Figura 37: Implementación de la etapa del FPA.....	59
Figura 38: Diagrama de Bode del FPA. ....	60
Figura 39: Diagrama de Bode del FPA ampliado. ....	61
Figura 40: Señal de entrada (arriba) y de salida (abajo) de la etapa del FPA. ....	62
Figura 41: FFT de la señal de entrada (arriba) y de salida (abajo) del FPA. ....	63
Figura 42: Implementación de la etapa del FPB.....	64
Figura 43: Diagrama de Bode del FPB. ....	64
Figura 44: Señal de entrada (arriba) y salida (abajo) de la etapa del FPB. ....	65
Figura 45: FFT de la señal de entrada (arriba) y de salida (abajo) del FPB. ....	66
Figura 46: Implementación de la etapa del filtro de suavizado. ....	67
Figura 47: Diagrama de Bode del filtro de suavizado. ....	68

Figura 48: Diagrama de bode del filtro de suavizado ampliado. ....	68
Figura 49: Señal de entrada (azul) y de salida (rojo) de la etapa del filtro de suavizado. RC= 0.1 s. ....	69
Figura 50: Señal de entrada (azul) y de salida (rojo) de la etapa del filtro de suavizado. RC= 0.56 s.....	70
Figura 51: Señal de entrada (azul) y de salida (rojo) de la etapa del filtro de suavizado. RC= 0.33 s.....	70
Figura 52: Señal de entrada (azul) y de salida (rojo) de la etapa del filtro de suavizado. k= 1 V/V.....	71
Figura 53: FFT de la señal de entrada (arriba) y de salida (abajo) del filtro de suavizado. ....	72
Figura 54: Circuito completo. ....	73
Figura 55: Señal de entrada (izquierda) y de salida (derecha) del sistema electrónico completo. ....	73
Figura 56: Montaje y ecuaciones de diseño del filtro Notch (tomado de [61]).....	75
Figura 57: Esquema del montaje del FPA (tomado de [61]). ....	76
Figura 58: Implementación de un FPB 2º orden Sallen-key. ....	77
Figura 59: Implementación de un FPB de 1r orden como filtro de suavizado. ....	78
Figura 60: Disipación de potencia en función de Tª ambiente (tomado de [38]). ....	82

## Índice de tablas

Tabla 1: Alternativas de baterías de 9 V y principales características (tomado de [31], [32], [33]).	32
Tabla 2: Alternativas de AI y principales características (tomado de [44], [45], [46], [47]).	40
Tabla 3: Breve estudio económico.	83
Tabla 4: Coste de la mano de obra.	92
Tabla 5: Coste de los materiales.	93
Tabla 6: Coste de amortización del software.	93
Tabla 7: Otros gastos generales.	94
Tabla 8: Presupuesto final.	94



# Documento I: Memoria

## 1. Objeto del proyecto

El presente proyecto tiene como objetivo el diseño y la simulación de un sistema electrónico que sea capaz de captar y acondicionar una señal de electromiografía (EMG) para el posterior control de una prótesis de miembro superior.

Aunque este proyecto se centra en una prótesis de mano, este sistema también podría ser utilizado para prótesis de distintos miembros superiores, como por ejemplo de brazo, dependiendo de los músculos de los cuales se captase la señal EMG simplemente cambiando la colocación de los electrodos. Tanto el sistema de control como el diseño estético de la prótesis serían muy distintos dependiendo de para qué prótesis se aplicara este sistema electrónico, pero como estos no son aspectos contemplados en este proyecto, se puede asumir que el sistema diseñado es válido sin necesidad de ajustes para cualquier tipo de prótesis de extremidad tanto superior como inferior.

Durante el diseño del sistema se ha tratado de minimizar su coste en la medida de lo posible, ya que se conoce que las prótesis suelen tener un precio bastante elevado. La verificación del diseño se ha llevado a cabo mediante simulación, en concreto utilizando el software comercial NI Multisim 14.2. (National Instruments, Austin, Texas, USA).

Para realizar el diseño y la simulación del sistema se han aplicado muchos de los conocimientos adquiridos durante el Grado de Ingeniería en Electrónica Industrial y Automática. También se han adquirido nuevas competencias durante la realización del proyecto, como son la utilización del software NI Multisim 14.2 o el aprendizaje de la técnica del *DC-biasing*.

## 2. Introducción, antecedentes y estudio de necesidades

### 2.1. Introducción a las prótesis

Desde tiempos muy antiguos se han aplicado los principios de la ingeniería a las ciencias de la vida, consiguiendo desarrollar ciertas aplicaciones de gran utilidad para el campo de la medicina, las cuales no habrían sido posibles sin la participación de la ingeniería. Estos sistemas desarrollados pueden ser desde desfibriladores, bombas de insulina, electrocardiogramas, ecografías, etc. Unos elementos de gran importancia desarrollados gracias a la aplicación de la ingeniería en el ámbito médico, y las cuales sirven de base para este proyecto, son las prótesis.

Una prótesis se trata de un elemento artificial que se integra en el cuerpo con la finalidad de reemplazar un órgano o una extremidad que por algún motivo falta [1]. El cometido de estas prótesis es que cumplan de la forma más parecida posible la función que desarrollaba o que debería desarrollar aquella parte del cuerpo humano que está ausente.

### 2.2. Clasificación y tipos de prótesis

Existe una enorme variedad de prótesis. Por ello, se pueden realizar varias clasificaciones teniendo en cuenta diferentes aspectos de estas prótesis, ya sea por su funcionalidad, material, energía que utilizan, parte del cuerpo que sustituyen, etc.

Inicialmente, según la cirugía que conlleva su aplicación, se encuentran dos tipos de prótesis. Las **endoprótesis** son aquellas que precisan procedimientos quirúrgicos para su colocación. Estas tienen un diseño endoesquelético. En cambio, las **exoprótesis** son las que se pueden retirar y colocar libremente. Se les considera aparatos ortopédicos [2].

Seguidamente, basándose en la funcionalidad de las prótesis, existen dos tipos de prótesis: las prótesis **estéticas** y las **funcionales**. Por una parte, el objetivo de las prótesis estéticas, también llamadas cosméticas, es el de reemplazar un miembro o parte de él teniendo en cuenta más su parte estética que su funcionalidad [3]. Estas prótesis pueden ser totalmente estéticas, como serían las prótesis oculares, dentales o las mamas, por ejemplo. En este caso, las prótesis simplemente realizan una función estética, sin recuperar de ninguna manera la funcionalidad del miembro ausente.

Dentro de las prótesis estéticas también existen prótesis de miembros superiores o inferiores. Estas sí que recuperan parte de la funcionalidad del miembro ausente, realizando movimientos simples y posicionales, pero están más centradas en la parte estética. Como se puede observar en la Figura 1, las prótesis estéticas tienen mucha cantidad de detalle para replicar fielmente el miembro, tanto en forma y tamaño como en detalles fisiológicos (color, venas, vello, etc.).

Por otra parte, las prótesis funcionales se centran plenamente en conseguir la mejor funcionalidad posible, sin dar tanta importancia a la parte estética. Estas realizan funciones vitales del miembro ausente, como puede ser abrir y cerrar la mano, rotar la muñeca y codo, etc. [4]. Las prótesis auditivas, también conocidas como audífonos, entran en esta clasificación.



Figura 1: Prótesis de miembro superior estética (tomado de [3]).

Según la fuente de energía necesaria para el funcionamiento de la prótesis, se diferencian dos tipos de prótesis: Las prótesis de **energía interna**, donde es el propio individuo el que mueve dicha prótesis con el resto de su aparato locomotor, y las de **energía externa**, las cuales contienen sistemas mecánicos, hidráulicos o eléctricos encargados de actuar de forma indirecta para activar el movimiento. Estas están alimentadas con unas baterías que activan unos pequeños motores [2].

Dentro de las prótesis de energía externa, se puede encontrar una gran diferenciación según el tipo de energía externa que utilizan.

Por una parte se pueden encontrar las prótesis **mecánicas**. Estas, en el caso de aplicarse para prótesis de brazo, son unos dispositivos que se utilizan con la función de apertura o cierre voluntario por medio de un arnés el cual se sujeta alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo controlado por el usuario [5]. Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio del arnés para su apertura o cierre, y el cierre o apertura se efectúa solo con la relajación del músculo respectivamente gracias a un resorte y tener una fuerza de presión o pellizco [6]. En la Figura 2 se pueden observar los elementos de este tipo de prótesis.

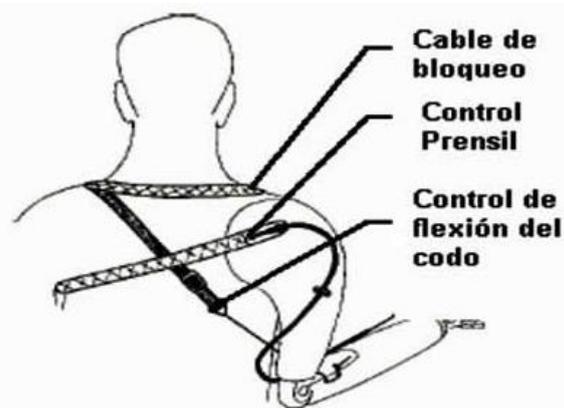


Figura 2: Ejemplo de montaje y elementos de una prótesis mecánica (tomado de [6]).

Por otra parte, se encuentran las prótesis **eléctricas**, las cuales utilizan motores eléctricos en el dispositivo terminal y una batería recargable. Estas prótesis se pueden controlar de diversas formas: mediante un servocontrol, mediante un control con botón pulsador, con un botón con interruptor de arnés... Y en ciertas ocasiones se combinan estas formas de control para mejorar su funcionalidad. Sus desventajas son el coste de la adquisición y reparación, el peso de la prótesis o el cuidado a la exposición de un medio húmedo [6].

Además, anteriormente se podían encontrar las prótesis **neumáticas**, aunque actualmente están en desuso. Estas prótesis eran accionadas por ácido carbónico comprimido, el cual proporciona una gran cantidad de energía [5]. Sus inconvenientes eran el riesgo del uso del ácido carbónico y la complicación de sus aparatos accesorios.

Por último, se pueden encontrar las prótesis **mioeléctricas**, las cuales están desarrolladas mediante la combinación de la electrónica y la mecánica, y tienen la capacidad de ser controladas muscularmente. Son las más utilizadas, ya que consiguen el mejor aspecto estético, además de gran fuerza y velocidad de prensión. El control mioeléctrico se basa en la señal eléctrica EMG que es creada por la interacción química en el cuerpo siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona. La señal EMG es registrada mediante el uso de los sensores llamados electrodos, los cuales están en contacto con la superficie de la piel. Una vez registrada esta señal, se amplifica y se acondiciona, se digitaliza, y posteriormente es procesada por un controlador que conmuta los motores encendiéndolos y apagándolos en la muñeca, la mano o el codo para producir movimiento y conseguir la funcionalidad deseada [6].

Esta prótesis tiene la ventaja de que no requiere el movimiento general del cuerpo para operarla, simplemente se acciona con la flexión de los músculos del usuario. Además, este tipo de prótesis no utiliza el arnés de suspensión, ya que utiliza otras técnicas de suspensión, como el bloqueo de tejidos blandos-esqueleto o succión. Su desventaja es el sistema de baterías que utiliza, ya que este requiere cierto mantenimiento para su recarga, desecho y reemplazo eventual. Además, debido al sistema de baterías y a los motores eléctricos, estas prótesis tampoco son muy ligeras [6]. En la Figura 3 se puede observar la configuración básica de una prótesis mioeléctrica y la colocación de los elementos necesarios.



Figura 3: Configuración básica de una prótesis mioeléctrica (tomado de [6]).

Las prótesis **híbridas** son las que combinan la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad. En su gran mayoría, las prótesis híbridas sirven para individuos que tienen amputaciones o deficiencias transmurales (arriba del codo) Las prótesis híbridas utilizan con frecuencia un codo accionado por el cuerpo y un dispositivo terminal controlado en forma mioeléctrica (gancho o mano) [6].

Las prótesis también se pueden clasificar según la parte del cuerpo que sustituyen. Existen las prótesis de **miembro superior** y las prótesis de **miembro inferior**. Dentro de las prótesis de miembro superior podemos encontrar prótesis de hombro, codo, muñeca o mano, entre otras. La Figura 4 muestra distintos tipos de amputación de miembro superior que se pueden llevar a cabo y el tipo de movimientos que deberán ser sustituidos en cada caso por la prótesis. Se consideran prótesis de miembro inferior las prótesis de rodilla, tobillo o pie, por ejemplo [7].

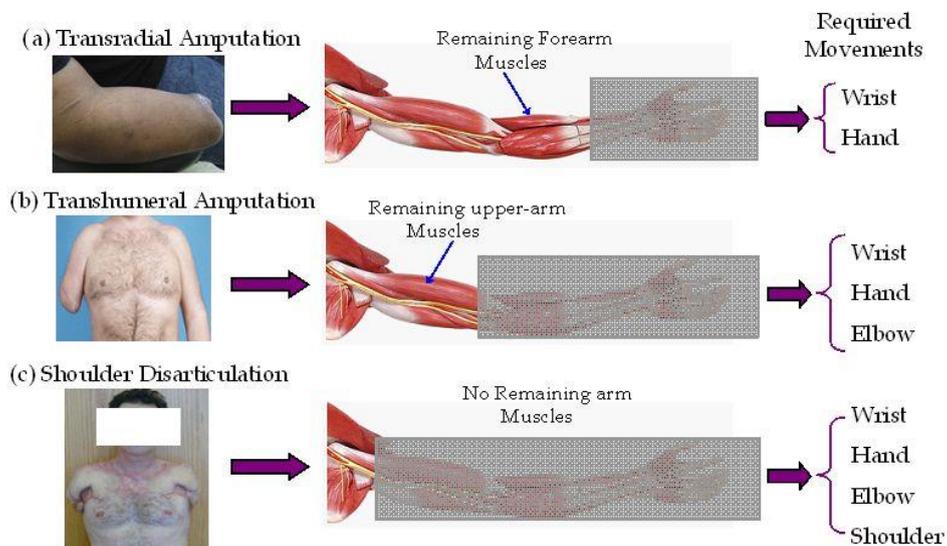


Figura 4: Tipos de amputaciones de miembros superiores (tomado de [8]).

### 2.3. Materiales para fabricación de prótesis

Aunque este proyecto no trabaja el aspecto del diseño de la prótesis, se considera importante conocer los materiales más habituales de fabricación de estas prótesis. Las prótesis estéticas suelen estar realizadas simplemente con PVC o con silicona (normalmente silicona antimancha) [9]. Si además, la prótesis estética tiene un mínimo aspecto funcional, se pueden encontrar manos cosméticas con unas barras de acero internas que unen los dedos con la muñeca.

Para las prótesis funcionales, como pueden ser las pinzas, se suelen utilizar materiales como el aluminio o el acero inoxidable. Las muñecas, cuya funcionalidad es realizar un acoplamiento con las manos protésicas, pueden estar fabricadas con gran variedad de materiales. Estos pueden ser desde madera (adecuado para manos pasivas), nylon o acero inoxidable, entre otros [9]. En la Figura 5 se pueden observar distintas muñecas, cada una fabricada con uno de estos materiales anteriormente nombrados. Las muñecas fabricadas con acero inoxidable van a tener un peso ligeramente más elevado que las realizadas con aluminio.



Figura 5: Muñecas protésicas. A la izquierda, muñeca de madera. Al centro, muñeca de nylon. A la derecha, muñeca de acero inoxidable (tomado de [9]).

Un material utilizado frecuentemente en prótesis de pierna o en prótesis de pie es la fibra de carbono. Este material presenta varias ventajas significativas. Por una parte, reduce significativamente el peso de la prótesis. Además, gracias a su especial propiedad elástica se consigue un ahorro de energía. A estas ventajas se le puede añadir los elevados niveles de resistencia que presenta este material [10].

Concretamente, en el caso de las prótesis articulares es de gran importancia el material utilizado para su fabricación, ya que son unas prótesis de las cuales se tiene que asegurar una correcta implantación e integración al hueso. En este caso, el factor de mayor importancia es el material utilizado en las superficies de fricción, en las zonas donde se produce el movimiento y el desgaste. Existen tres opciones de material a utilizar para estas zonas. La primera opción es la utilización de metal, aunque en los pacientes donde se aplique este material como engranaje de la prótesis puede ser preciso realizar controles de metales en sangre [7]. Otra opción es la utilización de cerámica. Con este material se consigue reducir el riesgo de rotura de la prótesis, además de aumentar la duración de los implantes por el poco desgaste que presentan en las superficies de fricción [11]. Por último, existe la posibilidad del uso de oxinium-polietileno. Cuando es necesaria la utilización de plástico en prótesis, la mejor opción es utilizar polietileno de enlaces altamente cruzados, el cual es más resistente a la usura que los plásticos convencionales, sobre todo si es usado para articularse. Además, este se utiliza con Oxinium, metal oxidado en su superficie para adquirir propiedades de baja fricción similares a la cerámica y sin riesgo de fractura del material [11].

#### 2.4. Estudio de necesidades

El campo de las prótesis es un campo que nunca ha dejado de estar en continua investigación y desarrollo. Se conoce que las primeras prótesis de las que se tiene constancia se sitúan en el antiguo Egipto, entre los años 950 y 750 a. e. c. Como es de suponer, estas prótesis han evolucionado de manera inimaginable hasta llegar al punto que se encuentran hoy en día.

En la última década se han llegado a implementar unas prótesis totalmente innovadoras. Estas, en lugar de estar controladas por los impulsos musculares, como las prótesis mioeléctricas explicadas anteriormente, se controlan mediante impulsos cerebrales.

En 2012 se presentó el primer brazo biónico controlado mediante impulsos cerebrales. Esta prótesis robótica obedecía los impulsos cerebrales del paciente que retransmitían las señales del cerebro a los nervios de los músculos que quedaban sanos después de una amputación [12]. El uso de esta tecnología abrió posibilidades muy esperanzadoras para el desarrollo de futuras prótesis. Una de las posibilidades fue la implantación de esta tecnología en pacientes con lesiones en la espina dorsal mediante chips en la corteza del cerebro capaces de captar la actividad nerviosa de las neuronas para tratar que los pacientes llegaran a controlar una prótesis [12].

Este tipo de prótesis han demostrado ofrecer un mejor control comparado con los “controladores de superficie” convencionales que se utilizan sobre la piel. En 2016 se consiguió por primera vez que una prótesis controlada por la mente moviera los dedos por separado, avance bastante importante para la funcionalidad de estas prótesis [13]. Además, estas prótesis controladas por el cerebro se tratan de aparatos “osteointegrados”, tal y como se puede observar en la Figura 6. Esto significa que se adjuntan directamente al esqueleto, lo cual aporta una gran ventaja, ya que eliminan una de las piezas utilizadas convencionalmente en las prótesis, lo que suprime la incomodidad y permite mayor libertad en los movimientos [14].

Asimismo, durante estos últimos años estas prótesis han conseguido transmitir la sensación de tacto para determinar la presión que se tiene que aplicar a un objeto. Al incorporar el implante osteointegrado, las señales pasan por el mecanismo y es posible la comunicación entre las interfaces del miembro artificial y el implante neuromuscular [14]. Para conseguir una percepción similar a la de una mano biológica, un sistema situado en el interior de la prótesis utiliza algoritmos de inteligencia artificial refinados. Varios científicos aseguran que la estimulación de las áreas del cerebro es segura, aunque se requiere aún mucha investigación para entender mejor los patrones de estimulación [15]. Estas prótesis son conocidas como prótesis neuromusculoesqueléticas, ya que están conectadas a los nervios, músculos y esqueleto del usuario [16].



*Figura 6: Imagen de una prótesis neuromusculoesquelética (tomado de [16]).*

En 2018 se consiguió diseñar una prótesis que, aparte de enviar señales del cerebro a la prótesis, podía recibirlas, para así sentir la prótesis y su movimiento como el realizado por una pierna natural, en lugar de depender de otro método de estimulación, como por ejemplo la vibración. Esto permite al paciente discernir la posición articular de la prótesis, la velocidad del movimiento e incluso el esfuerzo de torsión aplicado [17]. Este nuevo paradigma implica un nuevo enfoque quirúrgico para

la amputación de extremidades. En este, se deben preservar las relaciones musculares dinámicas dentro de la extremidad amputada. Se deben unir dos músculos para que se empujen y tiren el uno del otro. Así, las señales eléctricas que provienen de la prótesis se pueden enviar a los músculos para provocar las contracciones que llevarían al paciente a sentir lo mismo que con una extremidad real al experimentar las fuerzas dadas [17].

Otra de las técnicas con prometedores resultados estudiadas durante estos últimos años es la implantación de estructuras de tejido vivo fabricadas con una sofisticada impresora 3D. Ha sido comprobado que estas estructuras pueden madurar hasta convertirse en tejido funcional al mismo tiempo que desarrollar un sistema de vasos sanguíneos [15]. Incluso, estudios recientes revelan que se ha conseguido desarrollar un ojo artificial con la capacidad de identificar correctamente algunas letras [18].

Todas estas investigaciones e innovaciones demuestran que el campo de la ingeniería biónica y de las prótesis está en continua evolución y no se debe abandonar su estudio, ya que se pueden conseguir muchos avances que permitan mejorar el nivel de vida de pacientes con necesidad de implantación de algún miembro de su cuerpo.

Es por ello por lo que se decide que el objeto de este proyecto esté relacionado con el campo de las prótesis. Debido a la dificultad y al recién descubrimiento de las prótesis neuromusculoesqueléticas, no se cree adecuado decantar el estudio de este proyecto hacia estas prótesis. A causa de la poca relación con los estudios de Ingeniería en Electrónica Industrial y Automática, tampoco se considera adecuado realizar una prótesis estética. Por ello, se elige realizar una prótesis funcional, concretamente una prótesis mioeléctrica, puesto que se pueden observar grandes ventajas respecto a las prótesis mecánicas, eléctricas y neumáticas. Debido a su gran utilidad e importancia, se decanta el estudio de este proyecto hacia una prótesis de mano, ya que se considera una de las partes del cuerpo de más importante sustitución. Además, como se conoce que las prótesis suelen tener un precio muy elevado, se intenta realizar el diseño de la forma menos costosa posible.

### 3. Factores a considerar

#### 3.1. Limitaciones

Este proyecto pretende mostrar parte del funcionamiento interno de una prótesis funcional mioeléctrica de miembro superior, concretamente de mano. Para la realización de este proyecto no se ha tenido en cuenta el diseño estético ni la mecánica de dicha prótesis, ya que estos aspectos quedan fuera del ámbito del Grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática. Tampoco se ha realizado el sistema de control necesario para la automatización y el control de dicha prótesis, debido a la dificultad de este aspecto y a la falta de tiempo en relación al asignado al TFG. Por ello, este proyecto se centra en el sistema electrónico de adquisición y acondicionamiento de la señal de EMG para su posterior digitalización y control de una prótesis funcional mioeléctrica de mano.

Inicialmente, la idea del proyecto era mostrar una implementación del sistema electrónico de adquisición y acondicionamiento de señal de EMG para probar su correcto funcionamiento, realizando pruebas mediante electrodos conectados a músculos del brazo y del antebrazo, y observando si la señal de salida que proporcionaba el sistema diseñado era la esperada. Debido a la pandemia covid-19, no se ha podido implementar físicamente el sistema por falta de disponibilidad de los elementos e instrumentos eléctricos y electrónicos necesarios. En consecuencia, este proyecto muestra el diseño de este sistema electrónico y una verificación mediante simulación, la cual demuestra su correcto funcionamiento. Hay que reconocer que el funcionamiento real podría ser distinto al descrito aquí.

Como el sistema va a ser simulado, se ha realizado una búsqueda exhaustiva de registros de señales de EMG de pacientes para poder aplicarlos como señal de entrada al sistema electrónico simulado. Estas señales suelen ser de una amplitud muy pequeña cuando el músculo en cuestión está relajado, y crean una amplitud más elevada en el momento de contracción de dicho músculo (ver Fig. 7). Estas señales de EMG son aptas para el control de prótesis porque de una forma muy simple y visual se puede detectar cuándo el paciente realiza una contracción de cualquiera de sus músculos, lo cual se puede usar como activación para el movimiento de la prótesis.

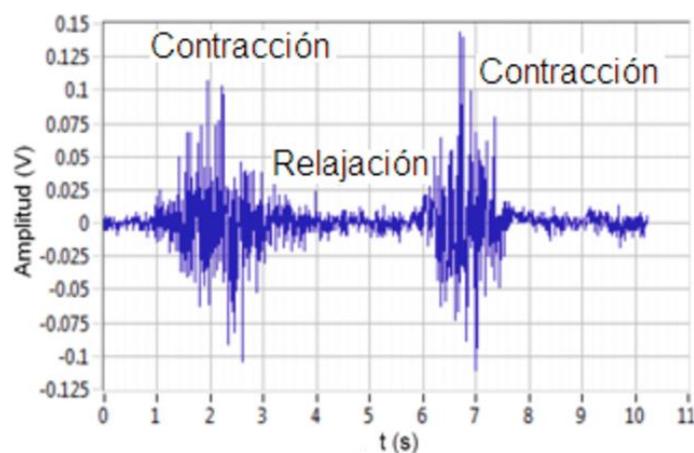


Figura 7: Señal EMG de bíceps de brazo derecho (tomado de [19]).

Finalmente, el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (CI2B) de la Universitat Politècnica de València proporcionó un registro digital de una señal de EMG del músculo braquiorradial, también conocido como músculo supinador largo. En la Figura 8 se observa, destacado en color, dicho músculo. Esta señal a efectos prácticos no sería válida para la implementación de una prótesis de mano, ya que este músculo, aunque se encuentra en el antebrazo, no afecta a ningún movimiento de mano. Aun así, esta es la señal que se utiliza como entrada al sistema electrónico simulado, al ser la única que se encuentra, además del hecho de que la señal EMG que proporciona este músculo no dista mucho de las señales que proporcionarían algunos músculos del antebrazo encargados de realizar los movimientos de mano.

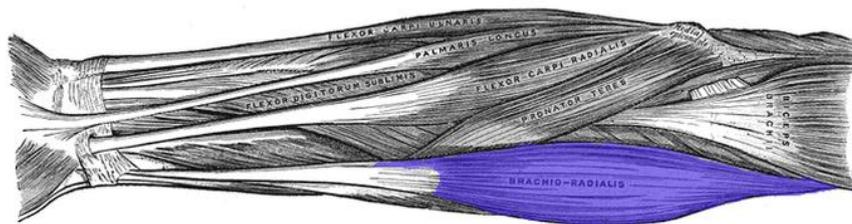


Figura 8: Músculo braquiorradial o supinador largo (tomado de [20]).

Algunos de los músculos a los que se deberían conectar realmente los electrodos en caso de implementación de este sistema para conseguir un movimiento de la mano protésica son el *flexor digitorum sublimis*, el *extensor digitorum communis*, el *extensor carpi radialis longus* y el *palmaris longus*. Se considera que estos músculos son los más adecuados porque, aparte de encargarse de la activación del movimiento de los dedos de la mano de una forma directa, son de fácil accesibilidad a la hora de tomar las muestras, ya que no están cubiertos por otros músculos más superficiales, y no se deben usar métodos agresivos para crear un acceso directo a los mismos [21]. Cada músculo requeriría un par de electrodos para su medida diferencial, así como un electrodo adicional de referencia. En la Figura 9 se observa la posición donde se encuentran estos músculos, entre otros que también participan en el movimiento de los dedos de la mano y de la muñeca desde una posición más interna.

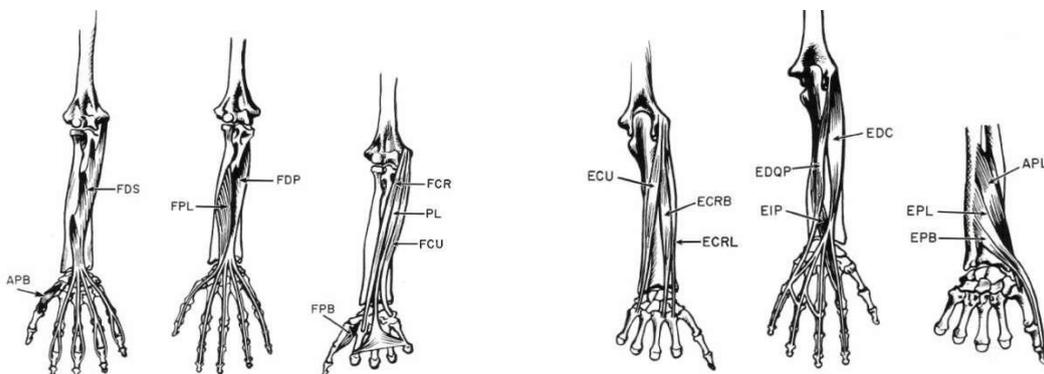


Figura 9: Músculos flectores (izquierda) y extensores (derecha) de muñeca y dedos (tomado de [22]).

### 3.2. Condiciones

Por otra parte, se determinan varias condiciones para el diseño de este sistema electrónico, para asegurar así el mejor funcionamiento posible de éste.

1. El rango de la amplitud de la señal de salida del sistema diseñado debe ser de 0 a 5 V, para que resulte más sencilla la posterior digitalización de esta señal.
2. Como este sistema electrónico se diseña para instalarse en una prótesis mioeléctrica, por cuestiones obvias el sistema no puede alimentarse mediante la red eléctrica. Por ello, este sistema se diseña para estar alimentado mediante baterías. Además, se cree recomendable diseñar un regulador de tensión. Así, se puede asegurar que el nivel de tensión que sirve de alimentación para el circuito se mantiene constante en el tiempo.
3. Normalmente, los sistemas de acondicionamiento de señal alimentados mediante red eléctrica llevan implementado un filtro Notch. Este filtro tiene la misión de atenuar la frecuencia acoplada por la red eléctrica. Se trata de un filtro elimina banda, el cual permite el paso de todas las frecuencias exceptuando las frecuencias de 50 Hz, las cuales atenúa, en caso de ser un país con red eléctrica de 50 Hz. Si la red eléctrica funcionara a 60 Hz, este filtro debería ser diseñado para rechazar esta frecuencia.

En el caso del sistema implementado en este proyecto, inicialmente esta etapa se supone prescindible, ya que el sistema de alimentación del circuito no es la red eléctrica, sino las baterías. De igual modo, se diseña este filtro Notch y se considera un bloque provisional a añadir al circuito en caso de interferencias de red excesivas.

4. Cuando un electrodo metálico entra en contacto con cualquier tejido, incluso sobre la piel aparentemente seca, aunque realmente esta está humedecida por la secreción sudorípara, se produce un intercambio iónico entre el electrodo y la solución electrolítica que baña el tejido [23]. Los iones se distribuyen formando una tenue capa que cubre la superficie del electrodo. Otra capa adyacente y de signo opuesto se forma sobre el electrolito. Esto conlleva una aparición de una diferencia de potencial en la interfaz electrodo/electrolito. El valor de esta diferencia de potencial depende del tipo de metal, la concentración de iones, la temperatura y algunos factores secundarios [23]. Además, existe otra transición en el camino de la señal bioeléctrica entre el interior del cuerpo y el sistema de medida o de adquisición. Esta transición se trata del contacto que se produce entre la piel y el electrolito. Esta es conocida como interfaz electrolito/piel.

Es difícil caracterizar el potencial de contacto de todo el conjunto, el conocido como interfaz electrodo/piel, ya que este potencial presenta gran variabilidad. Pero lo que es seguro es que el valor de este potencial de contacto puede llegar a ser bastante elevado. Por ello, se recomienda diseñar el sistema de adquisición teniendo en cuenta este valor. Se puede suponer que, en los

peores casos, este potencial electrodo-piel puede llegar a ser de 0.3 V. Por ello, la primera etapa del sistema debe proporcionar poca ganancia, para así evitar la saturación del primer operacional debido a este potencial. En las siguientes etapas, una vez filtrado este potencial de contacto, se amplifica en mayor medida la señal EMG hasta llegar a los valores deseados.

5. En los amplificadores de instrumentación (AI), cuando los dos voltajes de entrada tienen el mismo valor, existe una pequeña señal de salida. Lo ideal sería que esta señal de salida fuera cero en esas características. La relación de rechazo del modo común, también conocido como factor de rechazo al modo común (CMRR, de las siglas en inglés *Common Mode Rejection Ratio*) es una medida que indica la capacidad de un AI para ignorar los voltajes que son comunes a ambas de sus entradas de corriente directa. En otras palabras, describe cómo de limpiamente este AI amplifica las señales que aparecen como diferencias de tensión en sus entradas. Por ello, para la primera etapa del sistema de adquisición diseñado en este proyecto se debe optar por un AI integrado que cumpla con valores elevados de CMRR.
  
6. Se puede considerar que un AI real está formado por un AI ideal, una impedancia de entrada de modo diferencial ( $Z_D$ ) y dos impedancias de entrada de modo común ( $Z_{MC}$ ). Además, se considera que cada electrodo utilizado en el sistema de adquisición de señal de EMG aporta una impedancia a dicho circuito ( $Z_e$ ) (ver Fig. 10). Cuando en el circuito se encuentran interferencias con la red eléctrica, aparecen interferencias en modo diferencial derivadas del modo común. Mediante el análisis interno del AI se comprueba que se deben elegir unas  $Z_{MC}$  muy elevadas en comparación con las  $Z_e$ , para así conseguir que la señal de entrada diferencial debida a la tensión de la red no afecte en más de un 1% a la señal de interés [24]. Además, para evitar una distorsión del biopotencial, las  $Z_D$  deben ser iguales a las  $Z_{MC}$ . Por ello, estas  $Z_D$  también deben ser de un valor muy elevado.

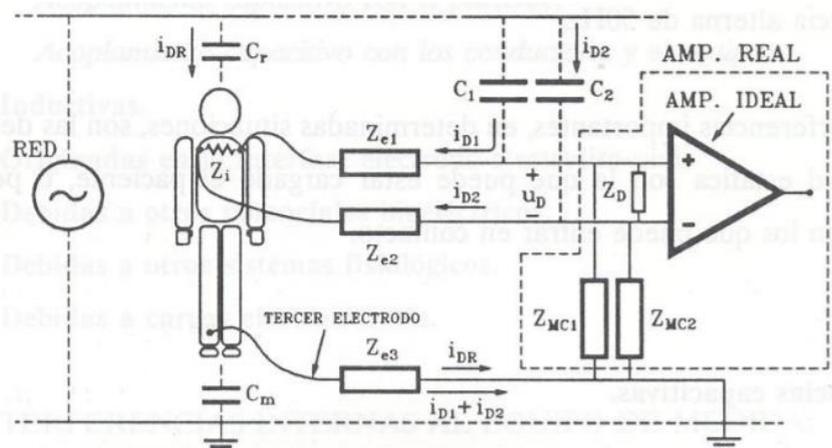


Figura 10: Esquema de un sistema de adquisición de señal de EMG mediante conexión a la red eléctrica (tomado de [24]).

De forma ideal, el sistema electrónico diseñado en este proyecto no debe presentar interferencias debidas al acoplamiento con la red eléctrica, al estar

alimentado mediante baterías. De todas formas, para la primera etapa del sistema se aconseja optar por un AI integrado que cumpla con valores elevados de  $Z_{MC}$  y de  $Z_D$  por si se presentaran interferencias de red en algún momento.

7. Como se ha explicado anteriormente, en los circuitos donde se utilizan electrodos para adquirir señales aparecen unas impedancias de interfase electrodo-piel, las cuales crean los potenciales de contacto indeseados. Por ello, se debe intentar que estas impedancias de interfase electrodo-piel sean lo más pequeñas posibles. La desventaja de minimizar el valor de la impedancia de interfase del tercer electrodo ( $Z_{e3}$ ) es que reduce la seguridad del paciente, ya que en caso de derivación accidental, atravesaría más corriente por el cuerpo del paciente. Una forma de reducir esta impedancia global del tercer electrodo sin disminuir la seguridad del paciente es la técnica de la realimentación activa. Esta técnica consiste en situar el tercer electrodo a un potencial de referencia proporcional a la tensión de modo común del paciente y de signo contrario [24].

Como el sistema implementado en este proyecto no se alimenta mediante una conexión a la red eléctrica, los riesgos de electrocución del paciente son bastante menores. Por ello, en lugar de realizar esta realimentación activa, el tercer electrodo simplemente se conecta al punto de referencia del sistema. Aun así, para comprobar que realmente no fuera necesaria la implementación de la realimentación activa en caso de montaje del sistema, deberían realizarse experimentos de banco y mediante ellos tomar una decisión.

8. Las frecuencias de corte inferior y superior del sistema electrónico serán de 5 Hz y 1 kHz respectivamente, ya que se puede considerar que la señal de interés a tratar (una señal de EMG) está formada normalmente por estas frecuencias.
9. Para conseguir dichas frecuencias de corte va a ser necesario implementar un filtro pasabanda que deje pasar las frecuencias de 5 Hz a 1 kHz. Otra opción es la implementación de dos filtros, uno paso bajo y el otro paso alto, para cumplir con el rango de frecuencias requerido por las especificaciones del trabajo.

## 4. Planteamiento de soluciones alternativas

En el siguiente punto se exponen los distintos apartados a tener en cuenta a la hora de desarrollar este sistema electrónico. Para cada uno de estos apartados se plantean distintas soluciones y se comparan para realizar una posterior elección de la solución que se considera más adecuada. Esta elección puede ser teniendo en cuenta la funcionalidad de la solución aportada, el tamaño del elemento, el precio, su peso, su consumo, etc.

### 4.1. Electrodo y su colocación

#### 4.1.1. Tipos de electrodos

En este proyecto no se realiza la adquisición de la señal de EMG del músculo que sirve de señal de entrada al sistema. Aun así, se realiza un breve estudio sobre los tipos de electrodos generales que se encuentran en el mercado y se realiza una comparación de estos para una posterior elección, en caso de que este sistema se implementara.

Inicialmente, se consideran los **electrodos implantables**. Este tipo de electrodos son los que se colocan de forma permanente por debajo de la piel del usuario. Para el funcionamiento de este tipo de electrodos y para obtener la señal de interés, se deben utilizar sistemas de comunicación inalámbrica [25]. Esto se debe a que a menudo no es deseado que los cables penetren la piel. Por ello, se coloca un radio transmisor dentro del cuerpo y la señal se registra fuera del mismo en el radio receptor [26]. Para la implementación de este sistema no se considera adecuada la utilización de estos electrodos, ya que sería necesaria una operación en el usuario de la prótesis para la colocación de estos electrodos y además no se considera una ventaja el hecho de que estos electrodos queden insertados de forma permanente en el usuario.

Por otro lado, se pueden encontrar los **electrodos de aguja**. Estos electrodos consisten en un alambre fino, conocido como aguja, por el cual fluye la corriente eléctrica. Esta aguja se introduce a través de la piel dentro del músculo, para así detectar la actividad eléctrica liberada por dicho músculo. Una imagen de estos electrodos se puede observar en la Figura 11. La ventaja de estos electrodos es que pueden presentar unos resultados muy precisos, sobre todo para la toma de datos de músculos cubiertos por otros músculos. Su desventaja es que se trata de un método muy agresivo [21].



Figura 11: Electrodo de aguja (tomado de [27]).

Estos electrodos tampoco se consideran adecuados para la implementación de este sistema, debido a la incomodidad que pueden aportar al usuario de la prótesis al ir introducidos dentro del músculo. Además, para la implementación de este sistema no se considera estrictamente necesario adquirir la señal EMG de un músculo cubierto por otro músculo. La señal EMG que sirve de activación para la mano protésica se puede adquirir de músculos superficiales. Por ello, se considera que esta señal de electromiografía se puede adquirir de una forma más sencilla mediante electrodos superficiales, de los cuales se explican sus características a continuación.

Otro tipo de electrodos se tratan de los **electrodos superficiales**, o electrodos de superficie. Estos se colocan para estar en contacto con la piel del paciente. Pueden ser desechables y su diámetro varía de 2 mm a 10 mm, considerando solo la parte activa del electrodo. Debido a su poca agresividad ofrecen una gran comodidad para el sujeto. Además, presentan un bajo coste y simplicidad y rapidez de aplicación sobre la piel. Su desventaja es que presentan dificultad a la hora de detectar señales de forma selectiva sobre músculos relativamente pequeños [25]. Además, la señal EMG adquirida mediante estos electrodos se puede ver afectada por diversos factores. Estos factores pueden ser el ruido, las interferencias, características de la piel, como por ejemplo la sudoración, variaciones en la posición de los electrodos, cambios en la distancia entre electrodos, etc.

Como los músculos de los cuales se va a tomar la señal EMG se tratan de músculos superficiales, se concluye que estos electrodos son la solución más adecuada para este sistema, debido a su bajo precio y su comodidad. Además, como se puede observar en la Figura 12, estos electrodos superficiales presentan casi la misma respuesta que la ofrecida por unos electrodos intramusculares, como pueden ser los electrodos de aguja. Se considera que la señal adquirida mediante electrodos superficiales es suficientemente fiel a la señal real para poder realizar el control del movimiento de la mano protésica de forma correcta.



Figura 12: Señal obtenida mediante electrodos intramusculares (arriba) y electrodos superficiales (abajo) (tomado de [26]).

Los electrodos superficiales se pueden clasificar en dos subgrupos. Por una parte, existen los **electrodos secos**, los cuales pueden ser de distintos tipos: tipo pin, tipo bola, etc. Estos electrodos están constituidos por metales nobles, como puede ser el oro, el platino o la plata. Por otra parte, se pueden encontrar los **electrodos húmedos**. Estos se tratan de electrodos que incluyen una capa de gel conductor, hidrogel o esponja con solución electrolítica. Este tipo de electrodos presentan una alta estabilidad, un escaso ruido eléctrico y una baja impedancia. Además, estos

electrodos son autoadhesivos. Los electrodos de Plata – Cloruro de Plata (Ag/AgCl) son los electrodos húmedos utilizados más frecuentemente, debido a sus características, las cuales se explican a continuación. En la Figura 13 se puede observar tanto un ejemplo de electrodos secos como uno de electrodos húmedos.



Figura 13: Ejemplo de electrodos secos (izquierda) y electrodos húmedos (derecha) (tomado de [28]).

A continuación se explican más detalladamente, dependiendo del material con el que están fabricados, algunos de los electrodos superficiales y sus características [21].

Por una parte, se pueden encontrar los **electrodos de Ag/AgCl**. Estos son los electrodos utilizados más a menudo. Presentan una masa ligera (250 mg aproximadamente) y un pequeño tamaño (un diámetro sobre los 11 mm). Estos electrodos ofrecen una impedancia casi resistiva, buena adherencia, estabilidad y reducción del ruido [25]. Además son de alta fiabilidad y durabilidad. Sus resultados pueden mejorarse aplicando un gel conductor sobre la piel antes de colocar dicho electrodo [21]. Asimismo, presentan un potencial de polarización menor comparado con otro tipo de electrodos y son de bajo coste. Todas estas características son las que los hacen el tipo de electrodo más adecuado para el sistema diseñado en este proyecto, y que sean los que se utilizarían en caso de implementación de este circuito.

Por otra parte, se pueden hallar los **electrodos de Oro**. Estos electrodos presentan una mejor impedancia comparado con los electrodos de Ag/AgCl. Otra ventaja que presentan es que pueden ser utilizados sin necesidad de aplicación de un gel conductor. Además, son reutilizables y muy resistentes. Su desventaja, la cual sirve para descartar este tipo de electrodos como solución para el sistema implementado en este proyecto, es su alto coste [21].

Por último, se pueden nombrar los **electrodos poliméricos**. En este tipo de electrodos se utiliza una pequeña capa de aluminio o plata entre el electrodo y el cable para lograr una buena transmisión de la señal. Estos electrodos pueden presentar una buena conducción eléctrica, a la vez que una buena adhesión sobre la piel. Su defecto es su resistividad, la cual es relativamente alta y los convierte en una opción inadecuada para sistemas con bajo ruido [21].

#### 4.1.2. Tamaño de los electrodos

Para realizar la elección de los electrodos a utilizar, no solamente se debe tener en cuenta el material de fabricación de estos electrodos, sino también su tamaño. Entendiendo como tamaño del electrodo simplemente su zona conductora y teniendo

en cuenta que se va a realizar una configuración bipolar, explicada en el siguiente apartado, se debe elegir un tamaño de electrodos lo suficientemente grande como para ser capaz de detectar un número razonable de unidades motoras, pero también lo suficientemente pequeño para evitar la creación de diafonía con otros músculos [25]. Por ello, se considera adecuado un tamaño de los electrodos de 10 mm como máximo, en el sentido de las fibras musculares [25]. Generalmente, se utilizan electrodos circulares con este diámetro, hecho que también se considera la solución más adecuada para este proyecto en caso de implementación.

#### 4.1.3. Configuración de los electrodos

A la hora de plantear soluciones alternativas sobre qué tipo de electrodos utilizar para el sistema de adquisición de la señal EMG, se debe tener en cuenta que existen distintas configuraciones de electrodos.

Por una parte, se puede realizar una configuración monopolar. Esta configuración consiste en colocar un electrodo en la zona de interés y medir el potencial eléctrico respecto a un electrodo de referencia. Este electrodo de referencia se encuentra ubicado en un ambiente eléctricamente silencioso o que contiene señales eléctricas no relacionadas con la que se desea tratar. La desventaja que se encuentra al implementar esta configuración es que se detectan todas las señales eléctricas existentes en la proximidad de la superficie de detección, incluyendo aquellas no deseadas procedentes de fuentes distintas al músculo investigado [25]. Por ello, esta configuración no se considera adecuada para el sistema electrónico a diseñar en este proyecto.

Otra opción es la realización de una configuración bipolar. Cuando se implementa esta configuración de los electrodos se consigue que la componente DC (corriente continua) del potencial de polarización quede prácticamente anulada [25]. Esta configuración se basa en la colocación de dos electrodos que se encargan de detectar dos potenciales en el tejido muscular, cada uno respecto al electrodo de referencia. Ambas señales entran en un amplificador diferencial, el cual es el encargado de amplificar la diferencia entre ellas. Además, las señales de ruido, tanto ruido AC (corriente alterna) como DC (potencial de polarización de los electrodos), se detectan con una amplitud similar en ambos electrodos. Esto conlleva que, al restarse las señales de los dos terminales del amplificador, se anule o al menos se disminuya en gran medida la señal de ruido [25]. Esta configuración es la que se implementa para el diseño de este circuito debido a la capacidad de reducción de ruido que presenta.

#### 4.1.4. Colocación de los electrodos

El proyecto SENIAM (“Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles”) [29] se trata de un proyecto cuya función es la de normalizar todo lo referido a la técnica de la electromiografía superficial (EMGS), como pueden ser los tipos y tamaños de los electrodos del mercado, los factores de orientación de estos electrodos, el espaciamiento entre estos, etc. [29].

Aunque en el proyecto SENIAM se intentan normalizar aspectos como la colocación de los electrodos en distintos músculos para conseguir una buena adquisición de la señal EMG, la elección de la posición óptima de estos electrodos no es sistemática. Es recomendado incluso por los mismos fabricantes de prótesis que se proceda por “tanteo” y por métodos de prueba y error para conseguir conocer la posición más adecuada para esta adquisición de la señal EMG. Sin embargo, gracias a esta normativa aportada por la web SENIAM se pueden conocer varios aspectos generales sobre la colocación de dichos electrodos que pueden servir de ayuda para la toma de esta decisión.

Un hecho conocido es que cuanto mayor es la distancia de separación entre los electrodos, más bajo es el rango de frecuencias que ocupa la señal y la amplitud de la señal aumenta [30]. Además, es importante saber que los electrodos se pueden ubicar tanto de forma longitudinal como de forma transversal, consiguiendo que la línea que une a los dos electrodos sea paralela al eje longitudinal del músculo [28].

Otros datos que se conocen son que los electrodos deben estar colocados o bien entre un punto motor y la inserción del tendón, o bien entre dos puntos motores a lo largo de la línea mediana del músculo. Debido a que las fibras musculares son más escasas y pequeñas cerca de los tendones, no se recomienda que estos electrodos se coloquen cerca o sobre estos. Además, para evitar que la señal adquirida sea ruidosa e inestable, los electrodos no deben colocarse sobre ningún punto motor, ya que este es el lugar más sensible ante cualquier activación muscular. Por último, los electrodos no deben colocarse fuera de los bordes de los músculos, ya que de esta manera se podría detectar más fácilmente diafonía con músculos cercanos [29].

El electrodo de referencia, también conocido como electrodo de tierra, es el encargado de que el preamplificador del sistema electrónico contenga una referencia. Este electrodo sirve de cierre a masa de las corrientes de polarización a través del paciente. Así, asegura el correcto funcionamiento de los amplificadores operacionales (AO) del circuito. Además, este electrodo es capaz de disminuir la interferencia de modo común del circuito [24]. Este electrodo debe ser colocado lo más lejos posible y siempre en tejido neutro. Por ello, generalmente se sitúa sobre el codo o sobre un hueso palpable [28].

No se puede especificar una solución concreta sobre la colocación de estos electrodos en el caso de implementación de este sistema, ya que, al tratarse de un sistema electrónico para personas amputadas, la colocación de estos electrodos dependería del tipo de amputación concreta de cada paciente, así como de los músculos de los cuales se pudiera extraer la señal en cada caso.

En caso de implementación de este sistema, se deberían realizar distintas pruebas en cada paciente para finalmente encontrar la solución más adecuada al problema de la colocación de estos electrodos en cada caso. Aunque no se pueda especificar ninguna solución concreta al problema, se puede asegurar que la solución que se adoptaría en caso de implementación del sistema estaría basada en las sugerencias y exigencias expuestas anteriormente.

#### 4.1.5. Distancia entre electrodos

Según la normativa aportada por el proyecto SENIAM presentado anteriormente, se entiende como la distancia entre dos electrodos la distancia entre los centros de las áreas de conductividad de estos [29]. Esta misma normativa recomienda que, en caso de estar utilizando electrodos bipolares para EMG, haya una distancia entre dichos electrodos de entre 20 mm y 30 mm [25].

Además se recomienda que, cuando los electrodos bipolares se encuentren aplicados sobre músculos pequeños, esta distancia no supere  $\frac{1}{4}$  de la longitud de la fibra muscular. Así, se consiguen evitar los efectos debidos a tendones y a las terminaciones nerviosas de las fibras musculares [25].

Como se ha argumentado anteriormente, la distancia entre los electrodos que se adoptaría en caso de implementación de este proyecto no se puede conocer sin llevar a cabo varias pruebas de este sistema y puede variar para cada caso de aplicación. Aun así, se puede asegurar que esta distancia se encontraría entre 20 mm y 30 mm, o menor a  $\frac{1}{4}$  de la longitud de la fibra muscular en caso de estar trabajando sobre un músculo pequeño.

#### 4.2. Alimentación del sistema

Como todo circuito, este sistema electrónico debe disponer de una tensión de alimentación que proporcione la energía demandada por los componentes que lo constituyen. Dicha energía puede ser obtenida de diversas fuentes.

La mayoría de los sistemas de adquisición de señal EMG son alimentados mediante la red eléctrica, ya que normalmente son sistemas utilizados en el laboratorio. Estos circuitos electrónicos alimentados mediante red eléctrica presentan unas interferencias debidas al acoplamiento del circuito con dicha red. Por ello, estos circuitos muestran una serie de inconvenientes. Por una parte, normalmente los circuitos deben disponer de un filtro Notch que atenúe los 50 Hz que se acoplan debido a la red eléctrica. Además, es recomendable el seguimiento de varias pautas en la implementación del sistema electrónico para reducir estas interferencias. Estas pautas pueden ser desde disponer los cables del circuito lo más juntos posible, evitar conductores largos o cercanos a la red, insertar conductores apantallados a modo común, trenzar los cables para evitar la aparición de grandes campos magnéticos, etc. [24].

Alimentar el circuito mediante la red eléctrica no se considera una solución adecuada para este proyecto. Por una parte, debido a los problemas nombrados anteriormente con las interferencias creadas por el acoplamiento del circuito con la red eléctrica. Además, como este sistema está diseñado para implementarse en el interior de una prótesis, no puede disponer de una tensión de alimentación fija. Por todos estos motivos, se considera que una alimentación mediante baterías podría ser una opción más factible para la implementación de este circuito.

Una alimentación mediante baterías soluciona el problema de la movilidad del sistema, ya que este se trata de un sistema de alimentación móvil, y no de uno fijo como en el caso de la red eléctrica. Además, reduce los problemas debidos al acoplamiento con la red eléctrica, y reduce el peligro de electrocución del usuario de este sistema. Por tanto, facilita la implementación del sistema. La desventaja de este sistema de alimentación es la necesidad de carga de las baterías.

A continuación se adjunta una tabla donde se observan distintas alternativas de baterías que se pueden encontrar en el mercado y sus características más importantes (ver Tabla 1). Esto se realiza para facilitar la elección de una batería adecuada que sirva de alimentación para el sistema diseñado en este proyecto. Esta elección se realiza teniendo en cuenta la capacidad de entrega de la batería (mAh), además de su precio, tamaño y peso.

En los anexos de esta memoria se pueden encontrar cálculos sobre el consumo total del circuito para comprobar que la capacidad de entrega de la batería es suficiente para alimentar todos los componentes del circuito, así como para conocer la duración de dicha batería hasta necesitar ser cargada de nuevo. Las baterías que son estudiadas en este apartado se tratan de las que ofrecen un potencial de 9 V. Como se desea que la amplitud de la señal de salida de este circuito sea de 0 a 5 V y se desea alimentar todos los componentes del circuito con estos valores de voltaje, no se considera adecuada una batería de 5 V porque podría no llegar a ofrecer este valor deseado. Por tanto, se considera mejor opción la elección de una batería que ofrezca un margen de voltaje.

Tabla 1: Alternativas de baterías de 9 V y principales características (tomado de [31], [32], [33]).

	Capacidad	Rango de voltaje	Precio unitario	Peso	Tamaño	Otras características
Batería recargable ENEGON de Iones de litio	650 mAh	6 – 8.4 V	11 €	118 g	13.6 x 7 x 3.6 cm	Más eficiente que las baterías alcalinas. 500 ciclos de carga y descarga
Batería recargable Blackube de Iones de litio	750 mAh	6 – 8.4 V	13.5 €	113 g	2.5 x 1.7 x 4.9 cm	Carga completa en 1.8 h mediante Micro USB. 1000 ciclos de carga y descarga
Batería recargable Hixon de Iones de litio	850 mAh	6 – 8.4 V	6.75 €	99.8 g	11 x 10 x 3.4 cm	Puede trabajar entre temperaturas de -20 °C hasta 60 °C. 500 ciclos de carga y descarga como mínimo.

Teniendo en consideración las tres baterías estudiadas anteriormente, se concluye que la opción más adecuada para la implementación de este proyecto es la de la batería recargable de la marca Hixon (Shenzhen, Cantón, China). Esta decisión se toma principalmente teniendo en cuenta que esta opción es la que ofrece una capacidad mayor de mAh, hecho más que importante a la hora de implementar el sistema electrónico, ya que la batería debe ser capaz de alimentar todos los componentes del circuito.

Además, esta opción es la que presenta un menor coste unitario. Asimismo, el peso de estas baterías elegidas es menor al de las otras opciones planteadas. Esto se considera importante ya que se quiere implementar un sistema ligero que no moleste ni incomode al usuario de la prótesis debido a su peso.

#### 4.2.1. Reguladores de tensión

Como se ha explicado anteriormente, la batería elegida como sistema de alimentación para el circuito produce una tensión de alimentación de 9 V aproximadamente. Sin embargo, la tensión con la que se quiere alimentar los componentes reales de este circuito es de 5 V. Por ello, se cree adecuada la implementación de un regulador de tensión posterior a esta batería. La función de este regulador de tensión es la de reducir los 9 V aportados por la batería para ofrecer en su lugar una tensión de 5 V, además de ofrecer un nivel de tensión constante y estable. Las ventajas de estos reguladores es que se tratan de medios sencillos y baratos para la implementación de fuentes de alimentación reguladas lineales [34].

Existen dos tipos de reguladores de tensión de tres terminales, los reguladores fijos y los ajustables. En este caso, se considera adecuada la implementación de un regulador fijo, ya que para esta aplicación no es necesaria la capacidad de variación de la tensión de salida. Además, como se quiere ofrecer una tensión de salida positiva, es necesaria la implementación de un regulador de tensión de la serie 78XX, concretamente del tipo 7805, ya que la tensión positiva de salida que se quiere ofrecer es de 5 V [34].

Existen distintos fabricantes y modelos de estos reguladores de tensión del tipo 7805. A continuación se estudian varias opciones y se toma una decisión sobre el que se considera más adecuado para la implementación de este proyecto, teniendo en cuenta la corriente máxima que pueden ofrecer estos reguladores. En los anexos de este proyecto se pueden encontrar los cálculos para conocer la corriente máxima de consumo del circuito. Como es lógico, la corriente máxima del regulador elegido debe ser mayor a la corriente máxima del consumo del circuito.

Inicialmente, se estudian las características del regulador de tensión **UA7805**, de Texas Instruments (Dallas, Texas, USA). Este se trata de un regulador de tensión de 3 terminales con una corriente de salida máxima de 1.5 A. Presenta una alta capacidad de disipación de potencia y una limitación de la corriente en caso de cortocircuito interno. Su rango de tensión de entrada recomendado es de 7 V a 25 V [35]. Su precio es de 0.747 € en Mouser Electronics [36].

Por otro lado, se estudia el regulador de tensión **MC7805AC**, de Motorola (Schaumburg, Illinois, USA). Este regulador también se trata de un regulador de voltaje positivo de 3 terminales. Su corriente de salida máxima es de 1 A. No requiere componentes externos para su implementación y presenta una limitación de la corriente en caso de cortocircuito interno. Su rango de tensión de entrada es de 7 V a 18 V [37]. Su precio es de 0.54 € en Mouser Electronics [38].

Por último, se comentan las características del circuito integrado **LM7805**, de Bay Linear (Livermore, California, USA). Este se trata de un regulador de voltaje lineal positivo de 3 terminales, como los dos anteriormente estudiados. Su corriente de salida máxima es de 1.5 A y no requiere de componentes externos para su implementación. También presenta una limitación de la corriente en caso de cortocircuito y su rango de tensión de entrada es de 7 V a 20 V [39]. Su precio es de 1.19 € en Mouser Electronics [40].

Teniendo en cuenta las opciones anteriormente estudiadas, se opta por la elección del regulador de tensión MC7805AC, de Motorola (Schaumburg, Illinois, USA). Se realiza esta elección debido a que este es el componente con menor precio.

#### 4.2.2. Componentes externos

Cuando se realiza la implementación del sistema de alimentación del circuito, se debe tener en cuenta que aparte de la colocación de las baterías y de los reguladores de tensión, en algunas ocasiones puede ser conveniente añadir algunos componentes externos al montaje. Estos pueden ser desde radiadores que sirvan de disipadores del calor que se produce en el regulador de tensión, fusibles que se encarguen de proteger el circuito, diodos que protejan al regulador frente a las descargas de condensadores o frente a inversiones de polaridad en la salida, o condensadores que mejoren el funcionamiento del regulador.

En el apartado 5.3 de este proyecto: *“descripción detallada de la solución adoptada: alimentación del sistema”*, se explica de forma más detallada la implementación de este sistema de alimentación, así como los componentes externos añadidos y la justificación de su incorporación.

#### 4.3. Diagrama de bloques del sistema

Antes de empezar a implementar el sistema electrónico se debe realizar un diagrama de bloques para saber las funciones que se deben llevar a cabo sobre la señal de EMG. A continuación, se comparan varias alternativas para una posterior elección de la que se considera la opción más adecuada para llevar a cabo en este proyecto.

##### 4.3.1. Opción 1

Inicialmente, se considera necesaria la implementación de una etapa que realice la adquisición de la señal mediante una amplificación diferencial. Esta etapa se podría llevar a cabo mediante amplificadores operacionales (AO) o mediante un amplificador de instrumentación (AI). Este AI se trata de un dispositivo creado a partir de AOs,

diseñado para presentar una alta impedancia de entrada y un alto CMRR. Este dispositivo suele utilizarse en aparatos que trabajan con señales muy débiles, como pueden ser los aparatos médicos, debido a su capacidad de minimización del error de medida. Además, este dispositivo se trata de un amplificador diferencial, al presentar dos voltajes de entrada. Por tanto, es capaz de suprimir cualquier voltaje común a dichas entradas.

Por todos estos motivos, se considera que la opción más adecuada es la implementación de este AI como la primera etapa del sistema, realizando así la función de la adquisición de la señal, mediante la conexión de los electrodos a este AI. De esta manera, se puede realizar una adquisición de la señal de forma diferencial, con los electrodos en configuración bipolar. Además, como este AI está alimentado de forma no simétrica (de 0 a 5 V), se debe aplicar un desplazamiento de la señal alterna en el mismo AI para asegurar su correcto funcionamiento. Este desplazamiento se puede realizar con un valor de 2.5 V, para centrar así la señal en el rango de alimentación del AI.

Para la realización de este sistema se exigen unas frecuencias de corte tanto inferior como superior. Por ello, se considera necesaria la realización de una etapa de filtrado mediante la implementación de un filtro paso banda. Una forma de implementación de un filtro paso banda se basa en el montaje de un filtro paso bajo (FPB) en serie con un filtro paso alto (FPA), realizando así dos etapas de filtrado distintas. Como los filtros aportan cierto valor de ganancia al sistema, se considera una buena opción la implementación del FPA como la 2ª etapa del sistema, debido a que este filtro va a ser el encargado de atenuar el potencial debido al contacto electrodo-piel. Por tanto, una vez atenuado este potencial se va a poder amplificar la señal sin llegar a saturar los AO del circuito.

En esta alternativa se plantea la opción de obtener una señal de salida con la misma forma que la señal aplicada a la entrada, pero amplificada hasta conseguir un rango de 0 a 5 V, por tanto, centrada en un valor de 2.5 V, al tener esta señal inicialmente tanto componente positiva como negativa. Aunque la etapa del AI realiza un desplazamiento de esta señal en 2.5 V, el FPA elimina esta componente continua. Debido a esto, se deberá aplicar de nuevo un desplazamiento de la señal en 2.5 V en la etapa del FPA.

Una forma de conseguir este desplazamiento en la etapa del FPA es aplicando la técnica conocida como *DC-biasing*. Aplicar un *DC-biasing* consiste en sumar una tensión continua (DC) específica para conseguir realizar un desplazamiento y adaptar la señal, tanto positiva como negativa, a un rango de trabajo solamente positivo. Cuando no se introduce ninguna señal de entrada a un AO al cual se le ha aplicado *DC-biasing*, la tensión de salida de este AO es el valor de tensión continua que se le ha sumado mediante esta técnica. Además, cuando se aplica una señal de entrada alterna en este AO, dicha señal alterna está centrada en este valor de tensión añadido. Normalmente, la aplicación de este *DC-biasing* se emplea para asegurar que el amplificador operacional no sature, así como para conseguir el mayor rango posible de señal de salida.

Seguidamente a este FPA, y como última etapa del sistema, se plantea la implementación del FPB, el cual es el encargado de filtrar las frecuencias altas no deseables en el sistema. Se analiza la necesidad de implementación de una etapa de amplificación de la señal para conseguir el rango de 0 a 5 V deseado, pero se observa que mediante las etapas de adquisición y filtrado de la señal se puede llegar a cubrir este rango sin necesidad de aplicación de ninguna etapa complementaria de amplificación.

Por último, se plantea la incorporación de un filtro Notch en este sistema. Inicialmente, no se considera necesaria su implementación, ya que este sistema no está alimentado mediante la red eléctrica, sino mediante baterías. De todas formas, se realiza su diseño y se plantea como bloque opcional a agregar en caso de interferencias con la red excesivas.

La Figura 14 muestra el diagrama de bloques explicado en este apartado.



Figura 14: 1º alternativa para el diagrama de bloques del sistema.

#### 4.3.2. Opción 2

En esta alternativa, en lugar de plantearse una señal de salida con la forma original de la señal de la entrada, centrada en 2.5 V, se plantea una rectificación de dicha señal. Esto se plantea tras realizar un pequeño estudio sobre señales acondicionadas para ser aplicadas a un posterior control de prótesis. Se observa en varias ocasiones que la forma más óptima de detectar la fuerza muscular y activar el movimiento de la prótesis es realizando un rectificado de la señal, tal y como se observa en la Figura 15:

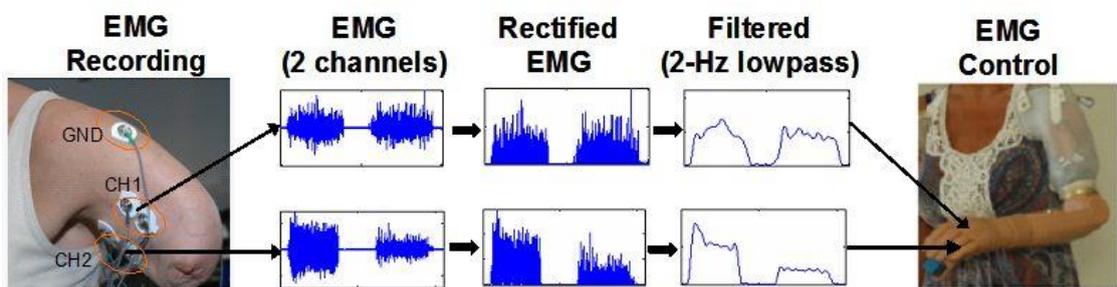


Figura 15: Ejemplo de acondicionamiento de señal de EMG (tomado de [8]).

Para llevar a cabo esta rectificación de la señal se puede implementar tanto una rectificación de media onda como una de onda completa. Ambas opciones son capaces de convertir una señal de corriente alterna en una señal de corriente pulsante. En el caso de implementar un rectificador de media onda, se eliminaría la parte negativa de la señal. En cambio, al implementar un rectificador de onda completa,

también conocido como rectificador de doble onda, se consigue que la parte negativa de la señal se convierta en positiva. Así, no se pierde información de la señal adquirida mediante los electrodos. Dicha rectificación debe ser implementada antes de la etapa del FPA, ya que este filtro elimina la tensión continua añadida en el AI, creando así la pérdida de la información de la señal negativa.

Existen distintas maneras de implementar un rectificador de doble onda. El más conocido es el rectificador pasivo, pero este no es apto para tensiones analógicas. Otra opción, más adecuada para este circuito, es la implementación de un rectificador de precisión. La ventaja que presenta todo rectificador de doble onda es su sencillez de implementación. Este sistema simplemente consiste en la disposición adecuada de varias resistencias, diodos y AOs, en caso de implementación de un rectificador de precisión (ver Fig. 16).

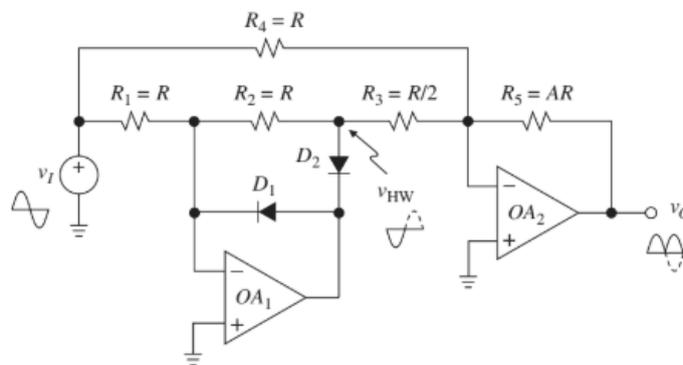


Figura 16: Implementación de un rectificador de precisión (tomado de [41]).

Además, tal y como se observa en la Figura 15, antes de pasar a digitalizar la señal se debe aplicar un filtro de suavizado para obtener la envolvente de ésta. Por ello, en esta alternativa se plantea la implementación de un filtro paso bajo como última etapa del diagrama de bloques que realice el suavizado de la señal. Este filtro, para conseguir la envolvente de la señal, debe tener un valor de frecuencia de corte muy reducido. Las etapas de adquisición de la señal mediante AI y de filtrado del sistema (Filtro Notch, FPA y FPB) se mantienen en la misma posición que en la primera alternativa estudiada, quedando el diagrama de bloques final como muestra la Figura 17.



Figura 17: 2ª alternativa para el diagrama de bloques del sistema.

#### 4.3.3. Opción 3

Este proyecto intenta ser realizado teniendo en cuenta en todo momento la idea de diseñar el sistema de la forma más económica posible. Por ello, se plantea la eliminación de la etapa de rectificación de este circuito. Ya que los componentes del circuito están alimentados de 0 a 5 V, se eliminará la parte negativa de la señal de

forma natural, consiguiendo el mismo resultado que si se hubiera implementado una etapa de rectificación de media onda. Además, como finalmente se realiza un suavizado de la señal para conseguir la envolvente de ésta, los resultados no variarán excesivamente respecto a los obtenidos mediante una implementación de una etapa de rectificación de doble onda. Así, el diagrama de bloques final queda de la siguiente manera (ver Fig. 18):



Figura 18: 3ª alternativa para el diagrama de bloques del sistema.

Teniendo en cuenta estas 3 alternativas presentadas, se considera que la opción más adecuada para la implementación de este sistema es la última, debido a que ofrece los mejores resultados, al mostrar de forma más clara cuándo se realiza una fuerza en el músculo, a un menor precio, al no contener una etapa de rectificación de la señal.

En apartados posteriores se expone de manera más concreta la implementación de cada una de estas etapas del diagrama de bloques, así como los resultados obtenidos a la salida de cada una de ellas, la ganancia aportada por cada etapa, las frecuencias de corte, etc.

#### 4.4. Amplificador de Instrumentación a utilizar

En este apartado del proyecto se estudian distintas opciones de AI que se pueden encontrar en el mercado. Debido a que estos AI van a ser alimentados mediante una batería, entre 0 y 5 V, se considera estrictamente necesario que estos AI sean *rail-to-rail*, para que no exista más pérdida de rango de voltaje. Además, estos AI deben tener la opción de ser alimentados mediante *single supply*.

Se procederá a una elección del AI más adecuado teniendo en cuenta sus valores de CMRR y el de sus impedancias de entrada, valores que se pueden encontrar definidos en la hoja de características de cada componente. Estos valores, como ha sido explicado en el apartado 3.2 de este proyecto: “*factores a considerar: condiciones*”, deben ser lo más elevados posible. Además, se va a tener en cuenta el precio de estos amplificadores para la toma de esta decisión.

Inicialmente, se estudia el AI **INA101AG**. Este se trata de un amplificador de instrumentación fabricado por Texas Instruments, de alta precisión y diseñado para la adquisición y amplificación de señales de baja amplitud. Presenta un bajo ruido, un alto CMRR (106 dB) y una alta impedancia de entrada [41]. Su precio es de 42.76 € en Mouser Electronics y su tamaño de 4.07 x 20.07 x 12.45 mm [42]. Aun así, este AI no se considera una opción adecuada para la implementación de este proyecto, debido a que no se trata de un AI *rail-to-rail*. Cuando se alimenta este operacional mediante  $\pm 15$  V, se obtiene una señal de salida de  $\pm 12.5$  V. Por ello, este amplificador se descarta como opción para la implementación de este sistema.

Seguidamente, se analizan las características principales del AI **INA101AM**. Este se trata de un amplificador de la misma familia que el explicado en el apartado anterior. Por ello, proporciona las mismas características que éste. Las diferencias que se pueden encontrar entre estos dos AI son el precio, el cual en esta ocasión es de 35.04 € en Mouser Electronics, y su tamaño, el cual es de 4.4 x 8.96 x 8.96 mm en este caso [43]. Esta se considera una opción más adecuada que la alternativa anterior, ya que este AI ofrece las mismas características que el explicado en el apartado anterior, ocupando un menor espacio y a un menor precio. Aun así, debido a que no se trata de un AI *rail-to-rail*, este tampoco se considera una opción adecuada para la implementación de este circuito.

Por ello, a continuación se expone una tabla con varias opciones de AI *rail-to-rail* aptos para la implementación de este circuito (ver Tabla 2). Así, se puede realizar una comparación y posterior elección de una forma más sencilla.

Tabla 2: Alternativas de AI y principales características (tomado de [44], [45], [46], [47]).

	<i>Rail-to-rail</i>	Alimentación <i>single supply</i>	Voltaje de <i>offset</i> máximo	Corriente <i>bias</i> de entrada máxima	Rango de tensión de alimentación en caso de alimentación <i>single supply</i>	Ganancia máxima	CMRR típico	Temperatura de funcionamiento	Corriente de alimentación máxima	Tamaño	Precio	Otra información
INA122 Texas Instruments	Sí	Sí	250 $\mu$ V	25 nA	2.2 - 36 V	1000 V/V	96 dB	-40 °C - 85 °C	85 $\mu$ A	9.81 x 6.35 x 4.57 mm	6.49 €	Bajo ruido diferencial
AD623 Analog Devices	Sí	Sí	200 $\mu$ V	25 nA	2.7 - 12 V	1000 V/V	(*)	-40 °C - 85 °C	550 $\mu$ A	9.27 x 7.24 x 3.43 mm	5.32 €	Ideal para aplicaciones alimentadas mediante baterías. Al de baja potencia. Diseñado especialmente para ser aplicado en instrumentos médicos.

(\*) El CMRR que presenta este AI depende tanto de la frecuencia como de la ganancia que ofrezca el mismo. En el caso de presentar una ganancia de 1 V/V a frecuencias bajas, el CMRR típico del AI es de 80 dB. En caso de ofrecer una ganancia de 10 V/V, su CMRR típico es de 100 dB. Si la ganancia ofrecida es de 100 V/V, este presenta un CMRR típico de 110 dB. En la Figura 19, imagen adquirida de la hoja de características de este componente electrónico, se puede observar de forma más gráfica esta explicación.

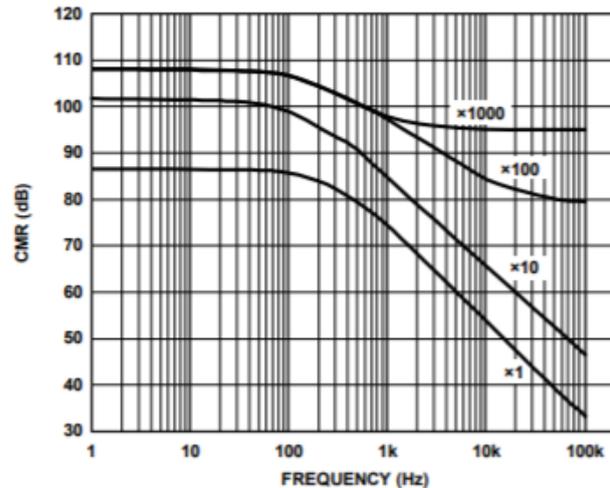


Figura 19: CMRR del AD623 en función de la frecuencia, teniendo en cuenta la ganancia (tomado de [47]).

Una vez comparadas estas opciones, se considera que el elemento más adecuado para la implementación de este proyecto se trata del AD623, fabricado por Analog Devices (Norwood, EUA), ya que se trata de un AI *rail-to-rail*, con capacidad de alimentación *single supply*, y muy apto para circuitos alimentados mediante baterías debido a su bajo consumo. Además, presenta un menor precio y puede presentar un CMRR más elevado que el INA122 si se diseña para aportar cierto valor de ganancia.

#### 4.5. Filtros

En este proyecto se lleva a cabo el diseño de un filtro paso alto y de un filtro paso bajo, para conseguir así que el sistema electrónico presente las frecuencias de corte superior e inferior requeridas por las especificaciones. Además, se implementa un filtro Notch para atenuar el ruido debido al acoplamiento con la red eléctrica y otro filtro paso bajo que hace la función de filtro de suavizado para obtener la envolvente de la señal.

A la hora de diseñar filtros, se deben tener en cuenta que existen distintos tipos según se realice el diseño de estos. A continuación, se estudian estos tipos de filtros para realizar una posterior elección del que se considera el tipo de filtro más adecuado para la implementación de este sistema electrónico.

##### 4.5.1. Tipo de filtro

Se puede considerar que existen dos tipos de filtro: los filtros activos y los pasivos.

Por una parte, los **filtros pasivos** son aquellos que utilizan únicamente componentes pasivos para su implementación. Estos componentes pasivos pueden ser resistencias, condensadores o bobinas. Estos tipos de filtro no son capaces de amplificar la señal que filtran, pero su ventaja es que no necesitan ningún tipo de alimentación para su funcionamiento.

Por otra parte, los **filtros activos** son los que utilizan para su diseño componentes pasivos, como vienen a ser las resistencias y los condensadores, y además componentes activos, como pueden ser los amplificadores operacionales. Estos tipos de filtros necesitan de una alimentación para funcionar, pero su ventaja es que pueden amplificar la señal que están filtrando. Además, facilitan el diseño por etapas en cascada, ya que pueden presentar una impedancia de entrada muy alta y una impedancia de salida baja. Su gran inconveniente es que los valores de tensión de salida de este filtro quedan limitados por los niveles de alimentación del amplificador operacional que constituye este filtro [48].

Por todo esto, para la realización de este sistema electrónico se considera que la opción más eficiente es implementar filtros activos. Así, la ganancia que tiene que poseer el sistema completo está repartida entre distintas etapas y no se necesita una etapa de amplificación complementaria. Además, se considera una ventaja importante el hecho de facilitar el diseño por etapas en cascada, y que estos filtros necesiten de alimentación no implica ningún problema en el diseño de este sistema.

A la hora de diseñar los filtros, también se debe tener en cuenta el orden de estos. El **orden** de un filtro viene a describir el grado de aceptación o de rechazo de frecuencias externas a la frecuencia de corte, ya sea por arriba o por debajo de ésta, dependiendo de si se trata de una frecuencia de corte superior o inferior. Un filtro de primer orden presenta una pendiente de atenuación de 20 dB/déc. En el caso de diseñar un filtro de 2º orden, este presenta una pendiente de atenuación de 40 dB/déc. Se considera que la opción más adecuada para el diseño del FPA es realizarlo de primer orden, ya que la pendiente de atenuación que presenta éste se considera suficiente para este proyecto. Asimismo, el filtro de suavizado también va a ser realizado de primer orden. En cambio, se considera que la opción más adecuada para el diseño del FPB es un filtro de segundo orden, ya que éste debe presentar una pendiente de atenuación más brusca para ofrecer un mejor resultado.

#### 4.5.2. Coeficiente de amortiguamiento

Todo filtro de 2º orden contiene un factor en el denominador de su función de transferencia conocido como el factor de amortiguamiento ( $a$ ). Este factor afecta de una manera muy drástica al comportamiento del filtro, pudiendo crear incluso sobreoscilaciones notables en su ganancia. La Figura 20 muestra el comportamiento de un filtro de 2º orden según distintos valores de su factor de amortiguamiento [48].

Se suelen definir varios tipos de filtros de 2º orden específicos en función del valor de esta  $a$ . Estos tipos son el **Butterworth**, con un valor de  $a$  de 0.7072, el **Bessel**, con un valor de 0.8659, y el **Chebyshev**, con un valor de 0.6516.

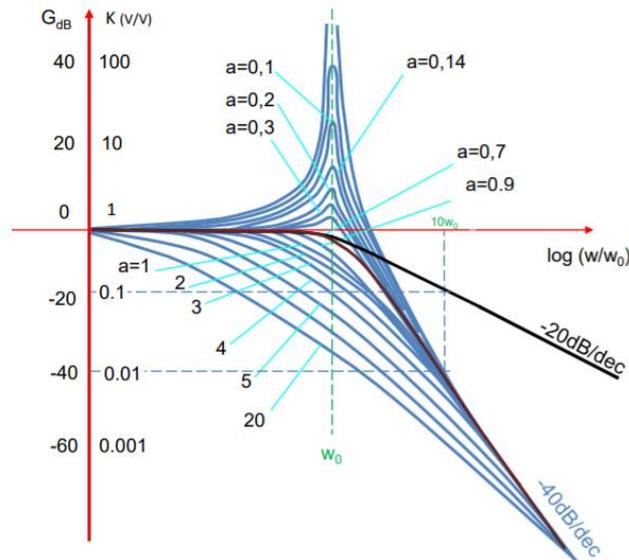


Figura 20: Ganancia de un filtro de 2º orden según su valor de  $a$  (tomado de [50]).

Analizando estas 3 alternativas, se considera que la opción más adecuada para el diseño del filtro paso bajo de segundo orden de este sistema electrónico se trata de la implementación de un filtro activo de tipo Butterworth, ya que este tipo de filtro es el que se encuentra en el punto medio de las 3 opciones estudiadas: no presenta sobreoscilaciones y tampoco una caída demasiado suave.

#### 4.5.3. Estructura

De forma generalizada, existen dos estructuras pautadas para realizar el diseño y montaje de filtros activos de 2º orden. Estas son la estructura de **Sallen-Key** y la estructura **MFB** (Multiple Feedback). La principal diferencia entre estas dos consiste en que la estructura MFB genera una ganancia negativa en el filtro, mientras que la estructura de Sallen-Key ofrece un valor de ganancia positivo [48].

Por ello, se considera que la alternativa más simple consiste en la implementación de la estructura de Sallen-Key, para así asegurar que todas las etapas del circuito eléctrico ofrecen una ganancia positiva. Por tanto, se puede concluir que el filtro paso bajo de segundo orden que se implementa en este proyecto consiste en un filtro activo Butterworth mediante estructura de Sallen-Key.

El diseño de los filtros implementados en este proyecto así como las simulaciones que comprueban su correcto funcionamiento se pueden encontrar en el apartado 5 de este proyecto: *“descripción detallada de la solución adoptada”*. Además, los modelos de amplificadores operacionales, resistencias y condensadores a utilizar para la implementación de estos filtros se pueden encontrar explicados en los siguientes apartados de este proyecto, concretamente en el apartado 4.7: *“planteamiento de soluciones alternativas: amplificadores operacionales a utilizar”* y 4.8: *“planteamiento de soluciones alternativas: resistencias y condensadores a utilizar”*.

#### 4.6. Amplificadores operacionales a utilizar

A continuación se realiza un estudio de varios AO del mercado para tomar una decisión sobre el tipo de AO que será utilizado para implementar los filtros nombrados anteriormente.

Inicialmente, se estudia el **OPA2343UA**. Este se trata de un operacional CMOS (semiconductor complementario de óxido metálico) fabricado por Texas Instruments (Dallas, Texas, USA). Este operacional presenta un alto valor de *Slew Rate*, el cual es de 6 V/ $\mu$ s. Además, ofrece un amplio valor de producto de ancho de banda (5.5 MHz), puede estar alimentado mediante *single supply* y ofrece una salida *rail-to-rail*. Su tensión de alimentación puede ser desde 2.5 V hasta 5.5 V. Su rango de temperatura de funcionamiento es de -40 °C hasta 85 °C y presenta un valor típico de CMRR de 92 dB [49]. Su precio es de 2.53 € en Mouser Electronics, y su tamaño de 1.58 x 4.9 x 3.91 mm. Su peso es de 76 mg [50].

Además, se analizan las características del operacional **LM324AD**. Este se trata de un operacional también fabricado por Texas Instruments (Dallas, Texas, USA). Este AO presenta un peor valor de *Slew Rate* que el estudiado anteriormente, siendo este de 0.5 V/ $\mu$ s. Ofrece un valor de producto de ancho de banda de 1.2 MHz, valor bastante menor al ofrecido por el AO estudiado en el apartado anterior. Es capaz de ofrecer una salida *rail-to-rail* y una alimentación mediante *single supply* y su tensión de alimentación puede ser desde 3 V hasta 30 V. Su temperatura de funcionamiento tiene un rango de 0 °C hasta 70 °C y presenta un CMRR típico de 80 dB. Tiene un precio de 0.396 € en Mouser Electronics, y su tamaño es de 1.58 x 8.65 x 3.91 mm. Su peso es de 130 mg [51].

Teniendo en cuenta ambas opciones, se considera que la alternativa más adecuada es la utilización del amplificador operacional OPA2343UA, ya que este ofrece unas mejores características, sobretodo un mayor valor de producto ancho de banda, hecho bastante importante. Además, aunque este presenta un precio mayor comparado con la segunda opción, no se trata de un precio excesivamente elevado.

#### 4.7. Resistencias y condensadores a utilizar

Para realizar el montaje de los filtros analizados anteriormente, no solamente son necesarios amplificadores operacionales, sino que también es necesaria la aplicación de varias resistencias y condensadores. Por ello, en este apartado se valoran distintos tipos de condensadores y resistencias para tomar una decisión sobre cuáles deben ser usados para la implementación de dichos filtros.

Además, por simplicidad, el tipo de resistencias que se elijan para la implementación de los filtros será también el utilizado para la implementación de la etapa de adquisición de la señal mediante implementación de un AI.

#### 4.7.1. Tipos de condensadores

Inicialmente, se realiza un breve estudio sobre los tipos de condensadores que se pueden encontrar en el mercado [52].

Por una parte, se pueden encontrar los **condensadores electrolíticos**. Estos condensadores contienen una placa de líquido iónico. Suelen ser utilizados para dispositivos de alta corriente y baja frecuencia. Además, presentan una gran capacidad y una inevitable polaridad. Sus mayores desventajas son sus altas corrientes de fuga y su bajo voltaje de ruptura. No se consideran una buena opción para la implementación de este proyecto, ya que pueden dar fallos en caso de recibir una polaridad invertida. Presentan un precio muy bajo. Se pueden encontrar paquetes de 10 condensadores electrolíticos por 1.8 € en Amazon [53].

Por otro lado, se conocen los **condensadores cerámicos**. En este caso, los condensadores contienen un material cerámico revestido en láminas metálicas. Presentan una gran capacidad, ya que la constante de la cerámica es muy alta, y sus inductancias parásitas y sus pérdidas son casi nulas. Su inconveniente es que son muy sensibles a la temperatura y a las variaciones de voltaje. Estos se consideran una mejor opción que la explicada anteriormente debido a su capacidad de recepción de una polaridad invertida. También presentan un precio muy bajo, además de un tamaño muy reducido. Se pueden encontrar paquetes de 50 condensadores de disco de cerámica por 1.86 € en Amazon [54].

Por último, se nombran los **condensadores de película plástica**. Estos se tratan de condensadores con una lámina metálica depositada directamente sobre una lámina de plástico, la cual es utilizada como dieléctrico. Su gran ventaja es que tienen la capacidad de protegerse a sí mismos contra sobretensiones. Sus principales características son su no polaridad, su alta resistencia de aislamiento y su pequeña pérdida dieléctrica. Presentan un precio más elevado que las opciones estudiadas anteriormente. Se pueden encontrar paquetes de 50 condensadores de película plástica por 7.08 € en Amazon [55].

Teniendo en cuenta el circuito que se va a diseñar, no se considera necesaria la aplicación de condensadores de película plástica. Por ello, se considera que la opción más adecuada se trata de la aplicación de condensadores cerámicos, debido a su bajo precio y a su ausencia de polaridad. A la hora de diseñar los filtros se debe tener en cuenta que, en el mercado, estos condensadores presentan un valor de capacidad limitado. Se puede considerar que el valor máximo de capacidad que se puede encontrar se trata de 1  $\mu\text{F}$ .

#### 4.7.2. Tipos de resistencias

Por otra parte, se estudian distintos tipos de resistencias que se pueden encontrar en el mercado [56].

Inicialmente, se nombran las **resistencias de película de carbón**. Estas se tratan de las resistencias de propósito general. Están compuestas por una película de carbón que se coloca dentro de un tubo de cerámica. Tienen una buena resistencia al paso del tiempo y una estabilidad térmica adecuada, además de un ruido térmico no muy elevado. Presentan un bajo precio, y pueden ofrecer tolerancias del 5% o del 10%. Se puede encontrar un paquete de 1000 piezas de resistencias de película de carbono con una tolerancia del 5% por 17.49 € en Amazon [57].

A continuación, se habla de las **resistencias de película metálica**. Estas también se tratan de unas resistencias muy utilizadas en la actualidad. Presentan una estabilidad y unos ruidos térmicos mejorados en relación con la alternativa estudiada anteriormente. Las ventajas de su utilización son su gran resistencia al paso del tiempo y su buen comportamiento frente a la temperatura. Presentan unas tolerancias de  $\pm 0.1\%$ . Por todo esto, se consideran una opción adecuada para su utilización durante la implementación de este proyecto. Se pueden encontrar paquetes de 2600 piezas de resistencias de película metálica por 14.58 € en Amazon [58].

Por último, se analizan las características principales de las **resistencias de película de óxido metálico**. Este tipo de resistencias con capaces de soportar una mayor potencia, y por ello, presentan un precio mayor que las estudiadas anteriormente. Suelen ser utilizadas en aplicaciones muy concretas, como pueden ser aplicaciones militares sumamente exigentes. Por ello, no se considera necesaria su utilización en este proyecto.

Para este proyecto, finalmente, se considera que la opción más adecuada es la utilización de resistencias de película metálica, ya que ofrecen mejores características que las de película de carbón a un precio muy reducido.

#### 4.8. Programa de simulación

Inicialmente la idea de este proyecto era llevar a cabo la implementación del circuito electrónico de adquisición y acondicionamiento de señal EMG. Finalmente, debido a los motivos explicados con anterioridad, se ha llevado a cabo la simulación mediante un *software* especializado.

A la hora de simular circuitos electrónicos, existe una gran variedad de programas capaces de realizar dicha simulación. A continuación, se analizan varios de ellos para finalmente tomar una decisión sobre el *software* que se considera más adecuado para la realización de este proyecto.

Por una parte, se plantea la utilización del *software* **Proteus**. Este se trata de un *software* de simulación de circuitos, el cual también es capaz de diseñar PCBs. Es una herramienta muy útil para probar diseños de microcontroladores, para así asegurar su buen funcionamiento antes de pasar a una implementación de estos. Aunque es capaz de realizar simulaciones con componentes analógicos, se puede considerar que éste está decantado a la simulación digital [59].

Por otra parte, se analizan las principales características del *software* **NI Multisim 14.2**. Este se trata de un *software* estándar en la industria capaz de realizar diseños de circuitos y simulaciones SPICE para electrónica de potencia, analógica y digital. Contiene un entorno esquemático interactivo y una interfaz muy intuitiva [60].

Teniendo en cuenta ambas alternativas, se considera más adecuada la utilización del *software* NI Multisim 14.2 para realizar la simulación de este proyecto, debido a su buena capacidad de simulación de circuitos analógicos. Además, se conoce que en Proteus se pueden producir errores a la hora de realizar simulaciones que contengan amplificadores de instrumentación. Ya que este circuito electrónico contiene uno de ellos, se considera por ello mejor opción la utilización del *software* Multisim.

## 5. Descripción detallada de la solución adoptada

Habiendo realizado en el apartado anterior un estudio de las distintas alternativas posibles, en este apartado de la memoria se realiza una explicación extensa y concreta sobre la solución adoptada finalmente para llevar a cabo la implementación del circuito electrónico. Se realiza una organización en distintos subapartados para conseguir una explicación más ordenada de dicha implementación.

### 5.1. Electrodo y su colocación

En este proyecto no se realiza la adquisición de la señal de EMG mediante electrodos, si no que se utiliza una señal anteriormente adquirida y digitalizada por el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (CI2B) de la Universitat Politècnica de València. Aun así, en este apartado se detalla información sobre dicha adquisición llevada a cabo por el CI2B.

Por una parte, se conoce que la adquisición de la señal se llevó a cabo mediante la implementación de 3 electrodos, los cuales realizaban una adquisición de la señal de forma diferencial. Además, la función del tercer electrodo era la de conseguir un circuito cerrado por donde circularan las corrientes de polarización del sistema (ver Fig. 9).

Para la adquisición de esta señal se realizaron registros tanto de forma transversal como longitudinal al músculo. La señal utilizada en este proyecto corresponde al registro longitudinal. La Figura 21 muestra la colocación de los electrodos en el paciente para realizar la adquisición de la señal del músculo braquiorradial. En esta no se observa el tercer electrodo, el electrodo de referencia, el cual se encontraba situado en la parte posterior, cerca del codo. El sistema de adquisición que se utilizó se trató del Porti, de TMSi (Oldenzaal, Países Bajos).

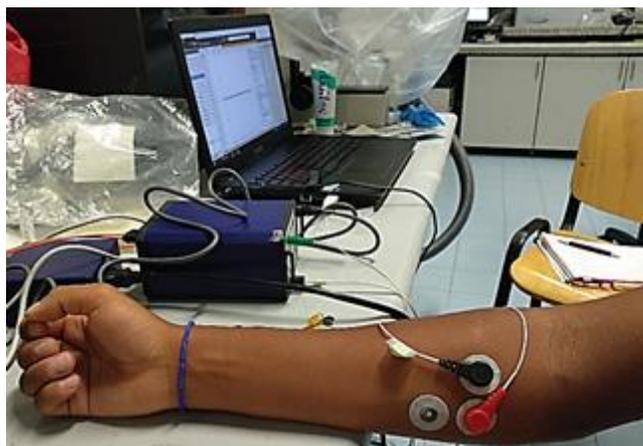


Figura 21: Adquisición de la señal de EMG del músculo braquiorradial.

## 5.2. Señal de entrada al sistema

La señal que se utiliza como entrada al sistema electrónico implementado se trata de una señal del músculo braquiorradial. El CI2B realizó la adquisición de dicha señal tal y como se explica en el apartado anterior. Posteriormente, se aplicó un postprocesado a esta señal mediante Matlab. Este postprocesado consistió en aplicar un filtrado digital paso alto en 10 Hz y un filtrado digital paso bajo en 300 Hz. Estos filtros consistieron en filtros de segundo orden Butterworth. Además, previamente al filtrado, se restó a la señal su valor medio. El código Matlab que se utilizó para realizar este postprocesado a la señal se puede encontrar en los anexos de esta memoria.

El CI2B aporta dicha señal de EMG ya procesada, muestreada a 2048 Hz, mediante un fichero *.mat* (*EMG.mat*). Para introducir una señal real en el *software* NI Multisim que sirva de señal de entrada al sistema, se debe utilizar el componente PWL Voltage (*Piecewise Linear Voltage*). En este componente se debe introducir un fichero *.txt*, en el cual en la primera columna se observe el tiempo de muestreo de esta señal y en la segunda columna la amplitud en cada uno de esos momentos. Por lo tanto, mediante un código de Matlab, se transforma dicho fichero aportado por el CI2B en un fichero *.txt* con las características mencionadas anteriormente. El código Matlab que se utiliza para realizar estos cambios se puede encontrar en los anexos de esta memoria.

Una vez adecuado el fichero, se simula un pequeño circuito (ver Fig. 22) y se introduce la señal de EMG mediante el componente PWL Voltage para así poder observar su forma y sus valores máximos. Como se conoce que la frecuencia de muestreo de esta señal se trata de 2048 Hz y el fichero contiene 60000 valores, se concluye que la duración de esta señal es de 29.29 s. Por ello, se realiza la simulación con un tiempo máximo de 30 s. La Figura 23 muestra la gráfica adquirida mediante esta simulación.

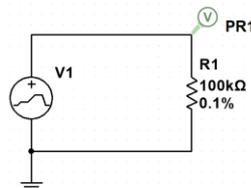


Figura 22: Circuito para modelar la señal de EMG.

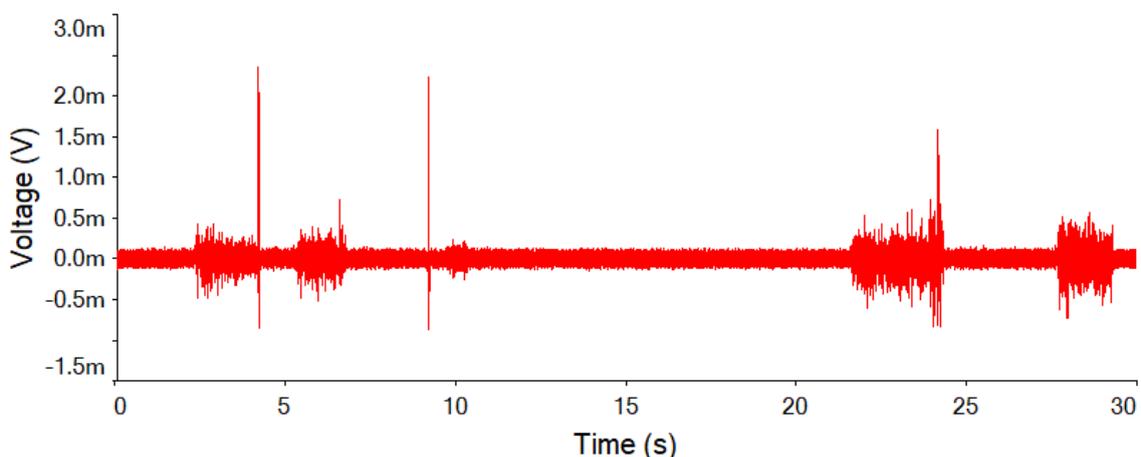


Figura 23: Señal de EMG que se utiliza como entrada al sistema.

Esta señal muestra un ruido constante debido al acoplamiento con la red eléctrica. Además, se pueden observar 5 momentos en los que el paciente ejerció una fuerza en el músculo, creando unas oscilaciones en la señal adquirida.

Gracias a esta gráfica, se observa que el valor máximo proporcionado por esta señal es de 2.348 mV. Por tanto, para realizar el diseño del circuito se va a considerar una señal de entrada máxima de  $\pm 2.5$  mV y se va a amplificar hasta cubrir el rango de 0 a 5 V en la salida.

### 5.3. Alimentación del sistema

Como se ha explicado en apartados anteriores, finalmente el sistema de alimentación del circuito diseñado se trata de una batería de 9 V, concretamente la batería recargable de iones de litio de la marca Hixon. Se supone una duración aproximada de 90 horas de esta batería hasta necesitar ser cargada de nuevo. Los cálculos realizados para conocer este valor se pueden encontrar en los anexos de la memoria. Se cree necesario aclarar que esta duración de la batería se calcula teniendo en cuenta simplemente el circuito diseñado en este proyecto y sus componentes electrónicos. Si realmente se implementara el sistema en una prótesis real, se deberían tener en cuenta otros elementos a la hora de calcular la duración de la batería, como son los motores que realizan el movimiento de la prótesis o el microcontrolador encargado de realizar el sistema de control de dicha prótesis.

Esta batería, según su nivel de descarga, puede oscilar entre los 9 V y una tensión de 7 V. Por ello, es necesario implementar un regulador de tensión tras esta batería que asegure un valor constante de alimentación al circuito de 5 V. Este se trata del regulador MC7805AC, de Motorola (Schaumburg, Illinois, USA), tal y como se justifica en apartados anteriores. Gracias a la hoja de características de este regulador de tensión se conoce que su corriente de salida máxima se trata de 1 A. Al realizar la simulación del circuito, se conoce que la intensidad de consumo del circuito completo diseñado se trata de 9.43 mA. Esto demuestra que el regulador de tensión elegido va a ser capaz de alimentar el circuito implementado sin ningún problema, ya que su corriente de salida máxima es mucho más elevada que la corriente de consumo del circuito completo.

Además, se estudia la posibilidad de la necesidad de un radiador adicional para conseguir disipar la potencia que debe soportar el regulador. Para ello, se lleva a cabo un estudio sobre la potencia máxima que es capaz de disipar el regulador de tensión sin necesidad de un radiador adicional. Finalmente, es demostrado que no es necesaria la implementación de ningún disipador adicional. En los anexos de la memoria se presenta la justificación que demuestra este hecho.

Asimismo, se evalúa la opción de la implementación de varios condensadores que mejoren el funcionamiento de este regulador. Finalmente, se implementan teniendo en cuenta los valores recomendados en la hoja de características del regulador MC7805AC en concreto. Así, el montaje del regulador de tensión con los componentes externos añadidos queda de la siguiente manera (ver Fig. 24).

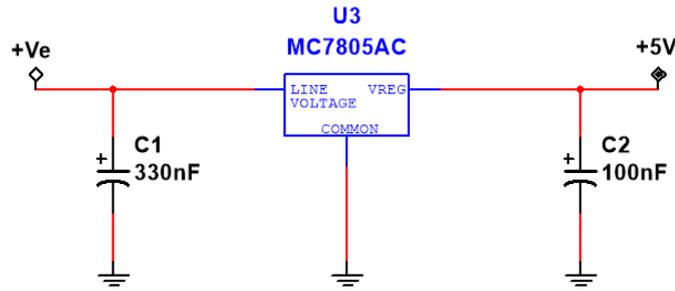


Figura 24: Implementación del regulador de tensión y sus componentes externos.

Donde en la patilla +Ve iría conectada la batería de 9 V nombrada anteriormente.

#### 5.4. Diagrama de bloques del sistema

En este apartado de la memoria se puede observar el diagrama de bloques final del sistema, con los valores reales de ganancias y de frecuencias de corte de cada etapa (ver Fig. 25). Estos valores distan de los ideales debido a que las etapas son implementadas utilizando valores de resistencias y de condensadores comerciales. En apartados posteriores de esta memoria se exponen los cálculos detallados de cada etapa del sistema, así como su implementación y comprobación de su correcto funcionamiento mediante simulación.

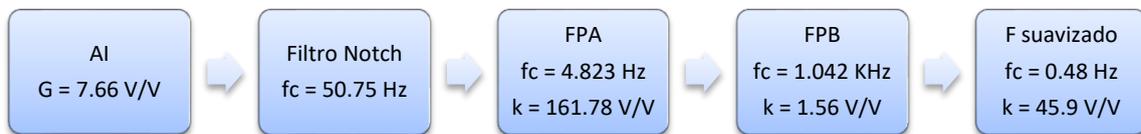


Figura 25: Diagrama de bloques final del sistema.

Si se realiza el producto de las ganancias aportadas por cada una de las etapas del sistema, se obtiene que la ganancia total es de 88734.16 V/V. Teniendo en cuenta que se considera una tensión de entrada máxima de 2.5 mV y que se quiere conseguir una tensión de salida máxima de 5 V, se podría pensar que una ganancia de este valor saturaría la señal en la salida del sistema. Esto no sucede debido al filtro de suavizado de la última etapa del sistema. Este filtro, al tener un valor de frecuencia de corte tan reducido, atenúa en gran medida la señal de interés, obteniéndose a la salida de esta etapa un valor de amplitud mucho menor al esperado según los cálculos de ganancia. Por ello, en esta etapa se añade un valor de ganancia ajustable complementario para conseguir un mayor rango de tensión en la señal de salida. En los siguientes puntos de la memoria se pueden encontrar gráficas que demuestran estos valores de amplitud de la señal de salida y la necesidad de la aplicación de este valor de ganancia complementario.

## 5.5. Etapa de adquisición de la señal mediante AI

En este punto de la memoria se expone de forma detallada la implementación de la etapa que realiza la adquisición de la señal de EMG mediante el uso de un AI.

A la hora de realizar el diseño de esta etapa, se tiene que tener en cuenta el valor de potencial debido al contacto electrodo-piel. Este se supone de un valor de 0.3 V, el cual se considera el peor caso posible. Este valor limita la posibilidad de aplicación de un valor elevado de ganancia en esta etapa. Además, en esta etapa es necesaria la implementación de un offset tanto en la entrada como en la salida del AI para garantizar su correcto funcionamiento. Este offset se realiza con una tensión continua de 2.5 V, para conseguir así que el AI trabaje sobre el punto medio de su rango de funcionamiento. Esta tensión continua de 2.5 V será adquirida mediante un divisor de tensión posterior al regulador de tensión que realiza la alimentación del sistema.

Considerando una señal de entrada máxima de 2.5 mV y teniendo en cuenta tanto los 0.3 V del potencial electrodo-piel, los cuales son amplificados por el AI, como los 2.5 V de offset aplicados a la salida del AI, la ganancia que finalmente se le aplica a esta etapa es de un valor de **7.66 V/V**, para evitar así la saturación del AI, el cual está alimentado con una tensión de 0 a 5 V. La resistencia que crea este valor de ganancia se trata de una resistencia de carga de **15 k $\Omega$** . Los cálculos realizados para la obtención de estos resultados se encuentran explicados de forma detallada en el apartado 6 de este proyecto: *“justificación detallada de los componentes de la solución adoptada”*.

La Figura 26 muestra la implementación de la etapa del AI en el programa de simulación Multisim. En esta figura se puede apreciar que en la entrada de este AI, de forma diferencial, se encuentra la señal de EMG de interés, además del potencial electrodo-piel considerado de 0.3 V. Estos dos valores serán amplificados por el AI. En cambio, de forma no diferencial en la entrada del AI se pueden observar dos fuentes de alimentación más. Estas se tratan del voltaje de offset añadido para asegurar el correcto funcionamiento del AI (señal continua de 2.5 V), además de un potencial de modo común. Este se considera una señal alterna de interferencia de 50 Hz debida al acoplamiento capacitivo del sistema con la red eléctrica. El AI, debido a su valor de CMRR, debería ser capaz de filtrar estos dos potenciales de forma correcta y evitar su aparición en la salida de la etapa. En el terminal 5 de este AI se puede encontrar la tensión de offset añadida a la salida de este amplificador para asegurar su correcto funcionamiento.

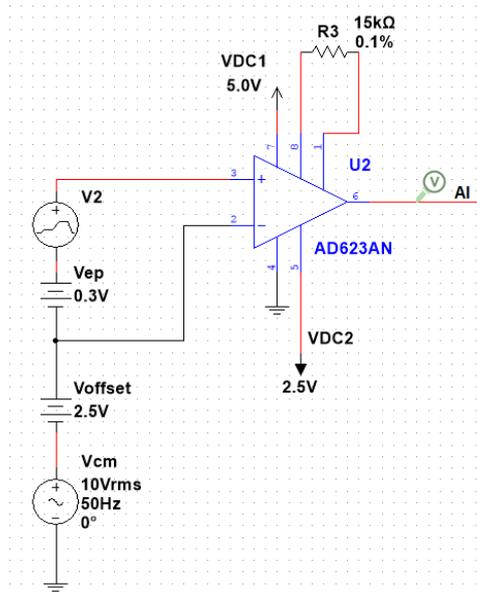


Figura 26: Implementación de la etapa del AI.

En las siguientes gráficas (ver Fig. 27) se puede observar tanto la señal de entrada al AI, la cual es la señal de EMG vista anteriormente desplazada 0.3 V por el potencial electrodo-piel, como la señal de salida de este AI, la cual consiste en la señal de entrada amplificada 7.66 V/V y desplazada 2.5 V. La señal de salida de la etapa se encuentra centrada en 4.8 V debido a la amplificación de los 0.3 V de continua, sumado a los 2.5 V de desplazamiento añadidos a la salida del AI. Además, se puede observar que la señal de EMG de interés está ligeramente amplificada comparada con la señal de entrada. Como se puede observar en las gráficas, el AI es capaz de filtrar de forma correcta el potencial de modo común, evitando su aparición a la salida del amplificador.

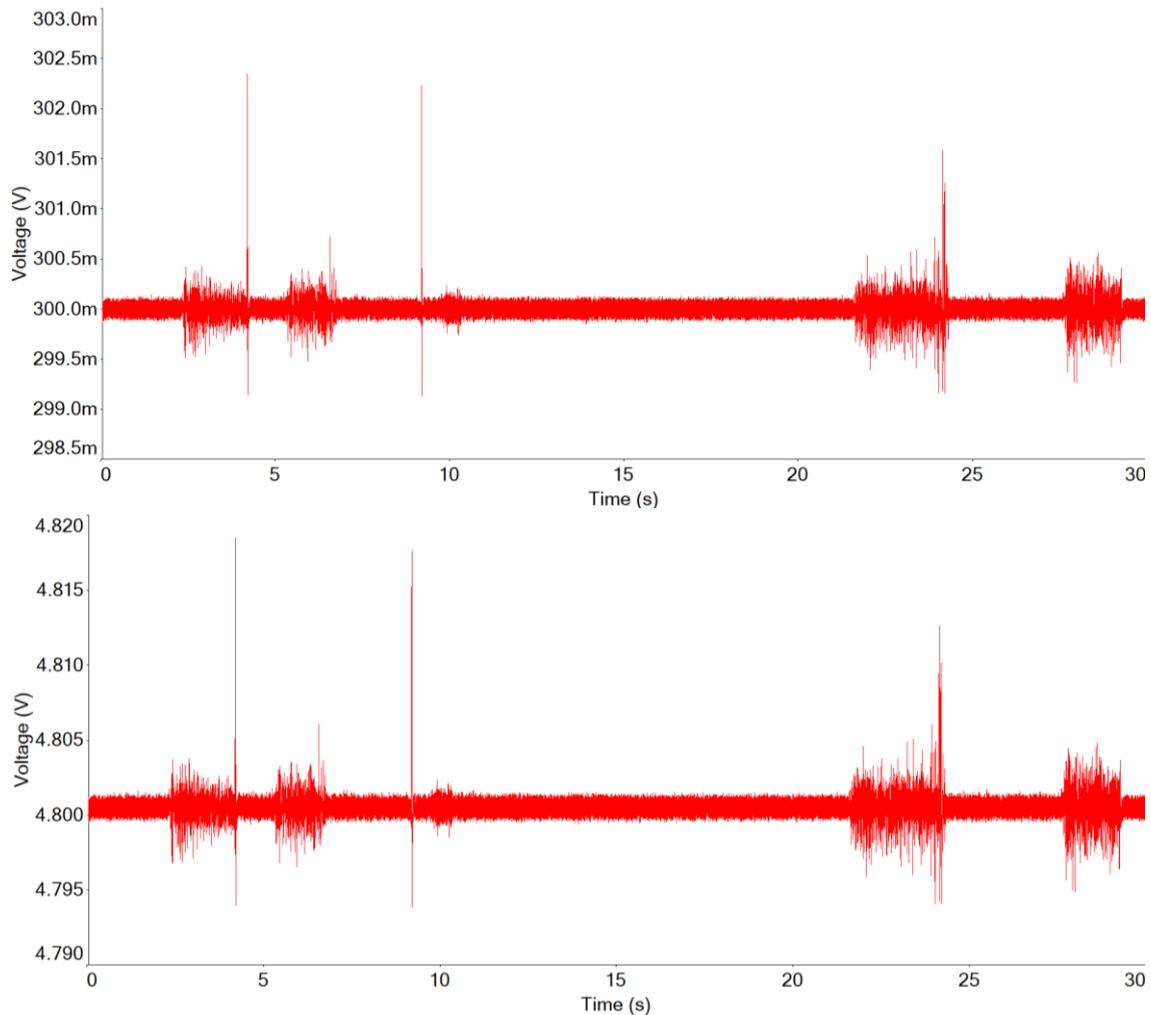


Figura 27: Señal de entrada (arriba) y de salida (abajo) del AI.

### 5.6. Etapa de filtrado de la señal de 50 Hz mediante Filtro Notch

Como se puede observar, la señal de entrada utilizada para estas simulaciones presenta un elevado ruido debido al acoplamiento con la red eléctrica. Por ello, se cree necesaria la incorporación de la etapa del filtrado de la frecuencia de 50 Hz mediante un filtro Notch, etapa que se diseña inicialmente considerándola opcional y de posible agregado en caso de interferencias con la red excesivas.

Teniendo en cuenta que la etapa del FPA presenta una ganancia de 161.78 V/V, se considera necesaria la implementación de este filtro Notch previamente a dicha etapa, para así evitar que este filtro paso alto amplifique de forma brusca el ruido de red que se quiere eliminar.

La Figura 28 muestra la implementación de este filtro Notch, el cual ofrece una frecuencia de corte de **50.75 Hz**. Los cálculos realizados para conocer los valores de resistencias y condensadores a añadir a este filtro se pueden encontrar en el apartado 6 del proyecto: *“justificación detallada de los componentes de la solución adoptada”*.

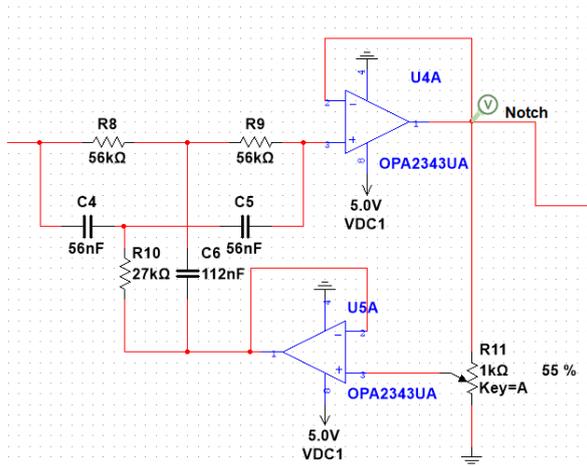


Figura 28: Implementación de la etapa del filtro Notch.

El diagrama de Bode que genera este filtro se muestra en la Figura 29. En dicho diagrama de Bode se observa cómo el filtro ofrece la señal deseada hasta llegar a valores muy elevados de frecuencia. Este filtro presenta una caída de ganancia a frecuencias muy elevadas, a partir de los 2 MHz, debido al valor del producto de ancho de banda (GBW, *Gain-bandwidth product*) ofrecido por el AO utilizado para la implementación del filtro. Aun así, debido a que esta caída sucede en valores muy elevados de frecuencia, además de que en etapas posteriores en este sistema se diseñan filtros paso bajo para atenuar dichas frecuencias, este resultado se considera más que aceptable para el circuito.

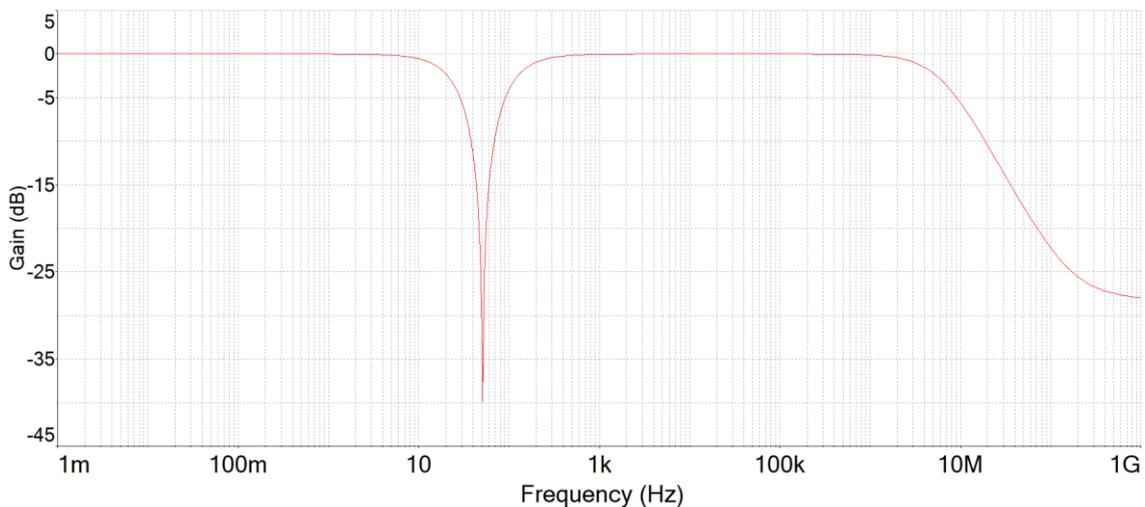


Figura 29: Diagrama de Bode del Filtro Notch.

El potenciómetro que se encuentra en esta configuración (R11) es el encargado de regular el factor de calidad del filtro Notch. En este caso, se regula dicho potenciómetro para conseguir una atenuación de **-40 dB** en las frecuencias de 50 Hz. Esto conlleva la atenuación de un amplio rango de frecuencias contiguas a estos 50 Hz. Estas se tratan de las frecuencias de 10 Hz a 300 Hz (ver Fig. 30). Aun así, esta atenuación se considera adecuada, debido a que la señal de interés no sufre una variación destacable. En cambio, el ruido se puede ver atenuado en gran medida.

Además, como la señal de interés va a ser amplificada en etapas posteriores, se considera aceptable la atenuación que sufre debido a esta etapa. La Figura 31 muestra la señal de entrada y de salida del filtro Notch. En esta gráfica se puede observar cómo el ruido es bruscamente filtrado por esta etapa y la señal de EMG de interés se mantiene con casi los mismos valores de amplitud.

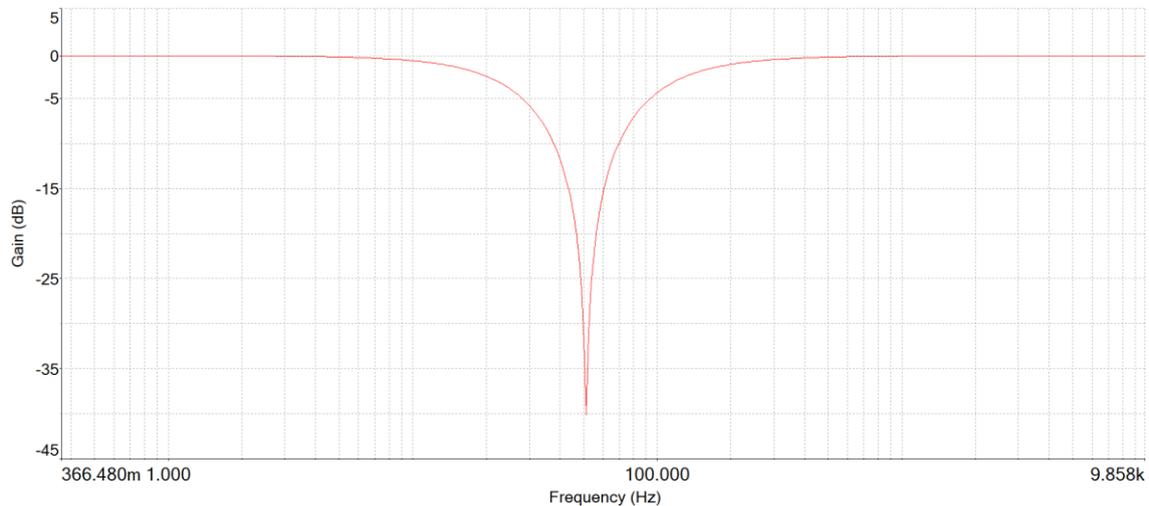


Figura 30: Frecuencias afectadas por el filtro Notch.

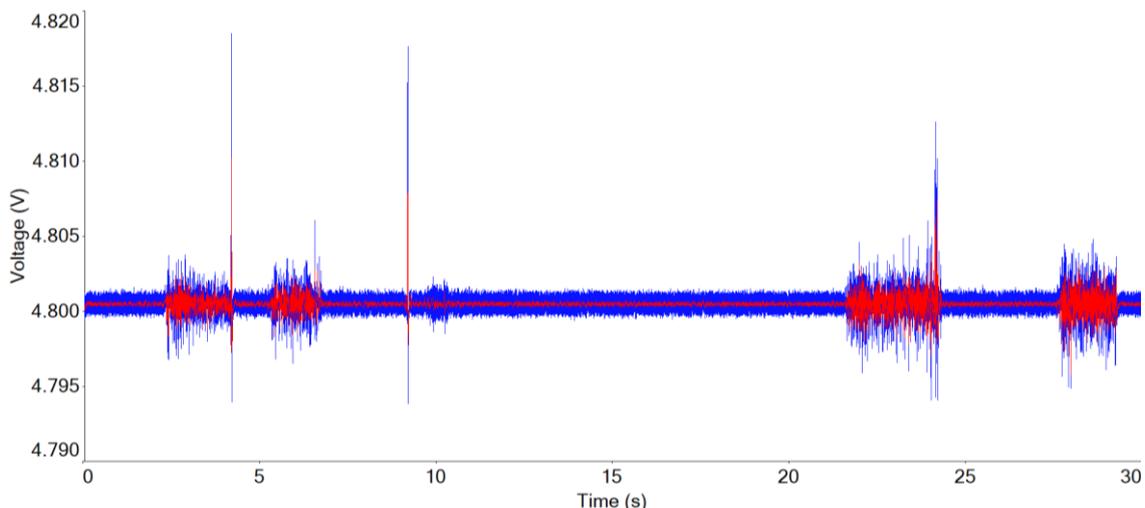


Figura 31: Señal de entrada (azul) y de salida (rojo) de la etapa del filtro Notch.

Las Figuras 32, 33, 34, 35 y 36 muestran la transformada rápida de Fourier (FFT) tanto de la señal de entrada como de salida del filtro. En estas figuras se puede observar como las frecuencias de 50 Hz son fuertemente atenuadas por este filtro. En cambio, el resto de frecuencias son mínimamente afectadas. La primera FFT que se muestra (ver Fig. 32) trata de representar la señal de entrada al sistema de forma completa. Debido a que en esta etapa la señal de entrada contiene un valor de continua de 4.8 V por los motivos explicados en el apartado anterior, en esta FFT se puede observar un pico de este valor para frecuencias bajas. Este pico, al ser de un valor tan elevado, impide observar la amplitud del resto de frecuencias.

Por tanto, el resto de gráficas que muestran las FFT de las señales se realizan escalando los valores para poder observar la amplitud del resto de frecuencias, representando así de forma incompleta el pico creado en frecuencias bajas. En la Figura 33 y 34 se observa en escala lineal la FFT tanto de la señal de entrada como de la señal de salida del filtro Notch. En estas gráficas se puede observar claramente la atenuación de las frecuencias de 50 Hz. Las Figuras 35 y 36 representan la misma FFT, en este caso en escala logarítmica, para poder observar detalladamente la atenuación que sufren el resto de frecuencias.

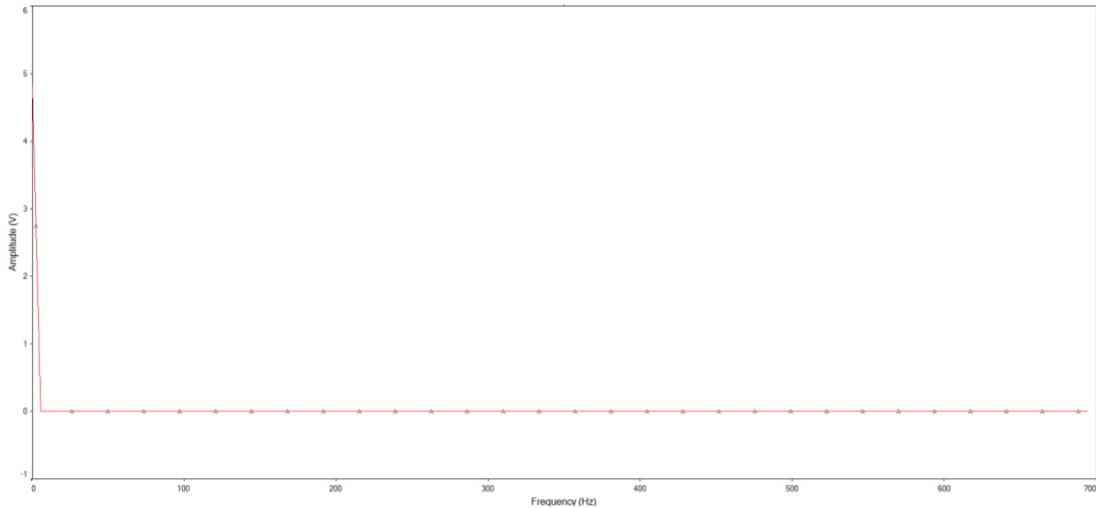


Figura 32: FFT de la señal de entrada al filtro Notch completa.

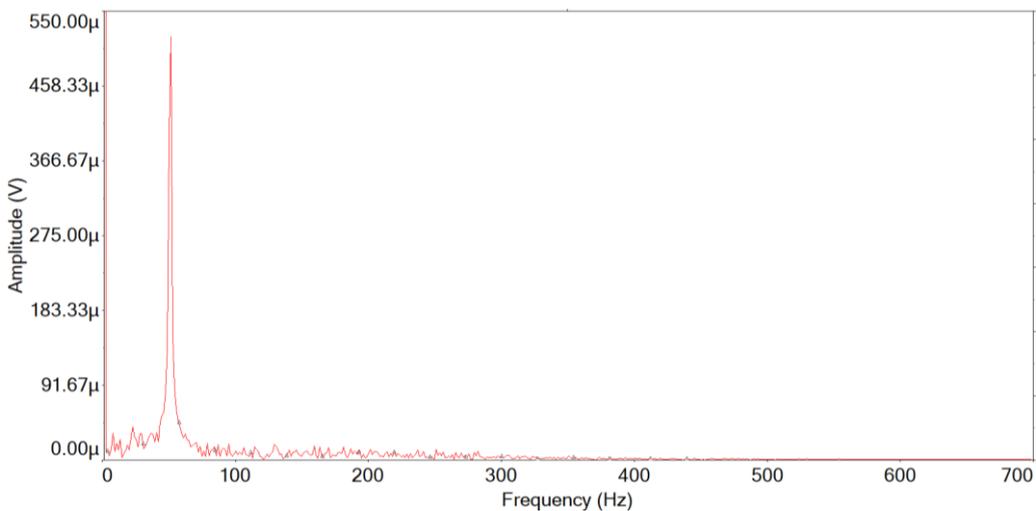


Figura 33: FFT de la señal de entrada al filtro Notch en escala lineal

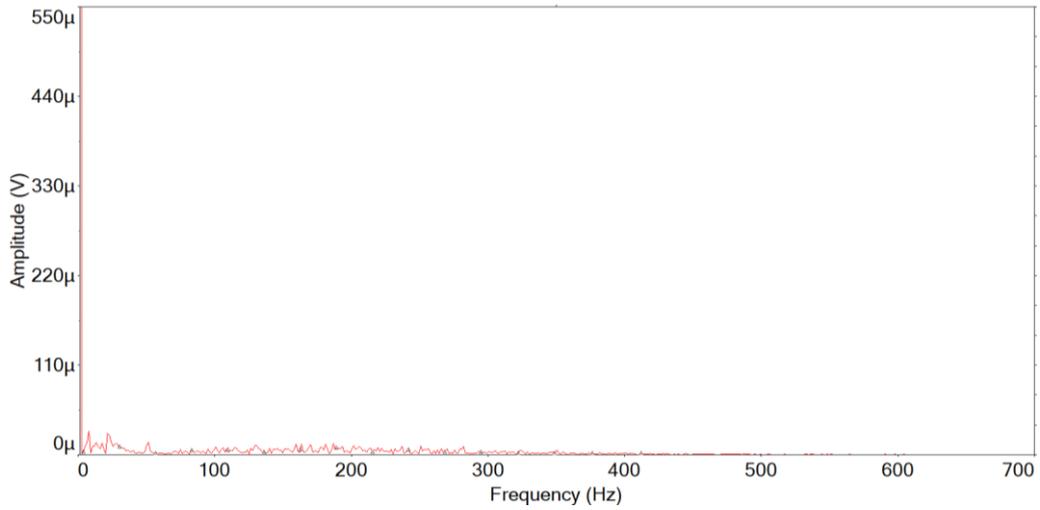


Figura 34: FFT de la señal de salida del filtro Notch en escala lineal.

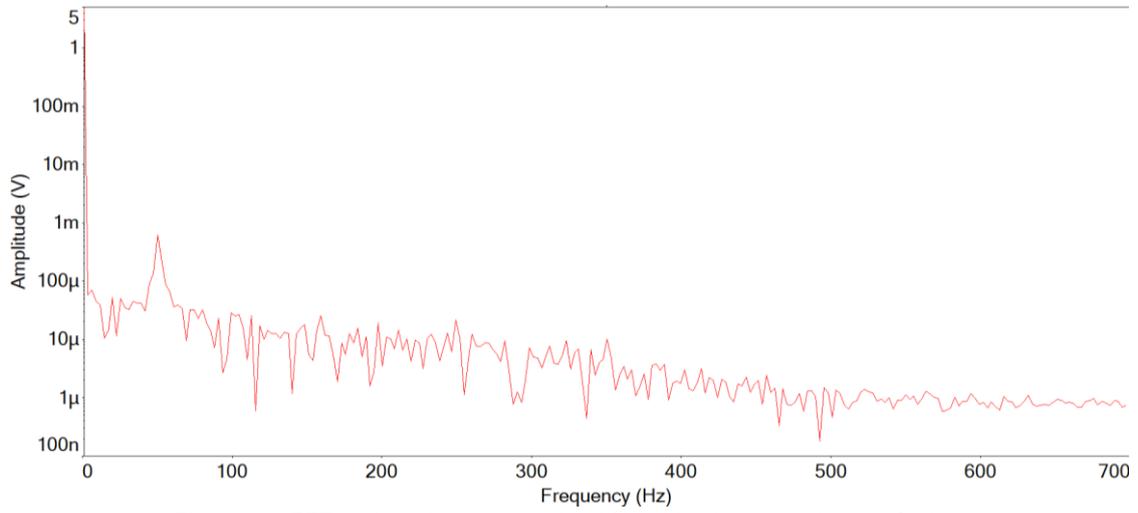


Figura 35: FFT de la señal de entrada al filtro Notch en escala logarítmica.

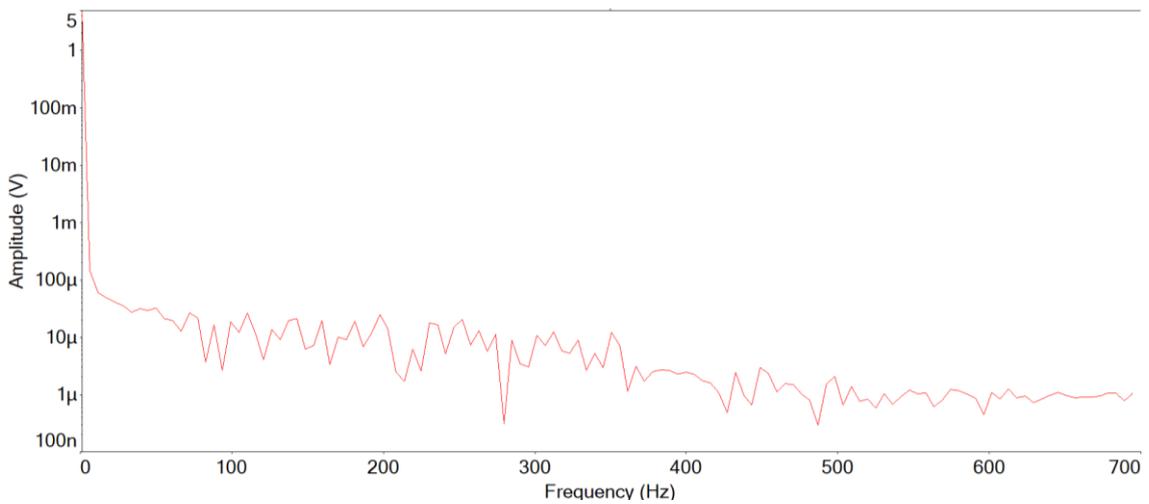


Figura 36: FFT de la señal de salida del filtro Notch en escala logarítmica.

## 5.7. Etapa de filtrado paso alto del sistema

La siguiente etapa que se encuentra en este sistema se trata de la etapa encargada de filtrar las frecuencias bajas de la señal. La función de este filtrado es la de eliminar la componente continua de la señal generada por el potencial electrodo-piel, para así poder llevar a cabo una mayor amplificación de la señal de EMG sin saturar los componentes electrónicos de este circuito. Además, este filtrado elimina los 2.5 V añadidos como offset en el AI, hecho que centra la señal a 0 V. Debido a que el amplificador operacional de este filtro está alimentado con una tensión de 0 a 5 V, en esta etapa se elimina la componente negativa de la señal de EMG, creando un rectificado de dicha señal de forma natural. Asimismo, este filtro está diseñado para atenuar las frecuencias menores a 5 Hz, frecuencias que no se consideran de interés en la señal de EMG.

Teniendo en cuenta la ganancia de la primera etapa del sistema aportada por el AI y la ganancia del FPB de 2º orden que viene dada al ser este Butterworth y Sallen-key, se diseña la ganancia de esta etapa suponiendo que se quiere conseguir que una señal de entrada al sistema de 2.5 mV consiga una amplificación hasta ser de 5 V a la salida del sistema. En este diseño se considera una amplificación de la etapa del filtro de suavizado de 1 V/V.

Este filtrado se lleva a cabo mediante la implementación de un filtro paso alto de primer orden, activo y no inversor. Los cálculos realizados para diseñar dicho filtro se encuentran en el apartado 6 del proyecto: *“justificación detallada de los componentes de la solución adoptada”*. Tras la realización de dichos cálculos, se conoce que la ganancia que aporta esta etapa es de **161.78 V/V** y su frecuencia de corte inferior real es de **4.823 Hz**. La Figura 37 muestra la implementación de este filtro en el programa de simulación Multisim.

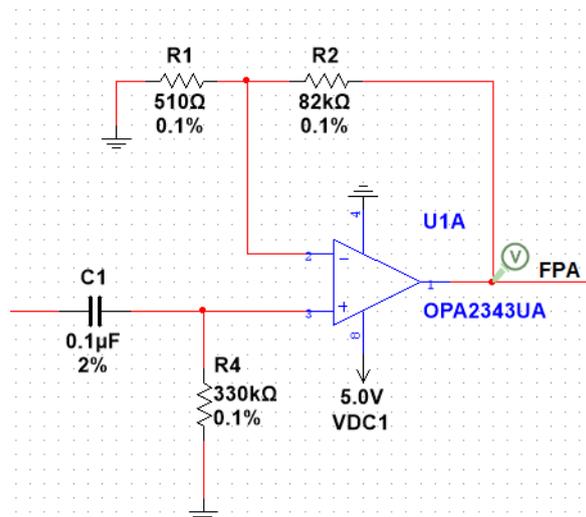


Figura 37: Implementación de la etapa del FPA.

Además, en la Figura 38 se comprueba mediante el diagrama de Bode de la etapa que la frecuencia de corte es la calculada de forma teórica, así como que la ganancia cumple con la establecida. Para realizar esta comprobación se debe tener en cuenta que la frecuencia de corte se trata de la frecuencia donde la ganancia ha caído 3 dB, así como el cálculo de la ganancia en dB, el cual se explica en la Ecuación 1.

$$G(dB) = 20 \log_{10} \left( G \left( \frac{V}{V} \right) \right) \quad [1]$$

Gracias a esta ecuación se conoce que la ganancia teórica de esta etapa en dB se trata de un valor de **44.18 dB**. Tal y como se puede observar en la Figura 38, este valor es el proporcionado por el filtro en la simulación. Además, los 4.823 Hz de frecuencia de corte calculados de forma teórica cumplen con el valor de 41.18 dB de ganancia, momento en el que la ganancia ha sufrido una atenuación de -3 dB. También se puede observar una caída de -20 dB/déc, hecho esperable en un filtro de primer orden.

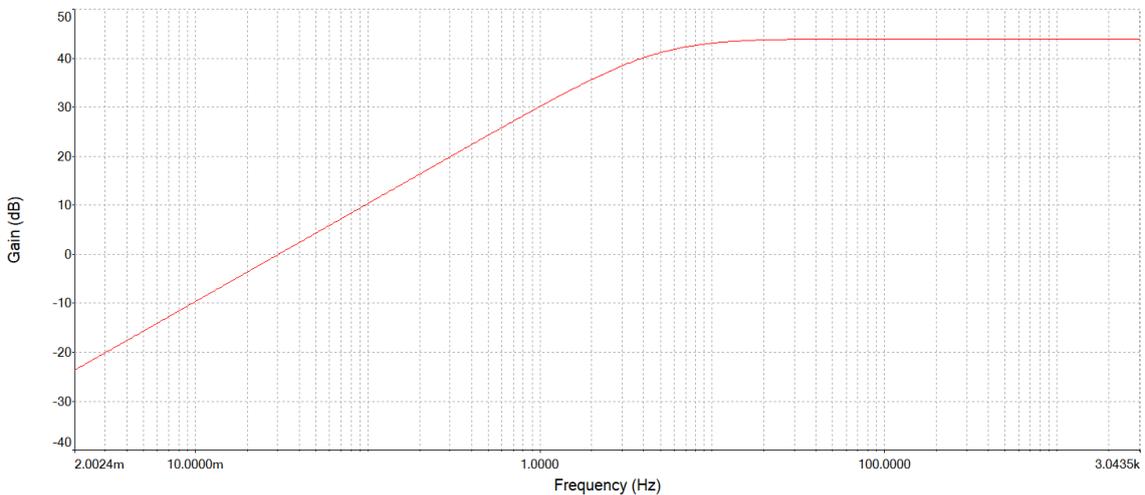


Figura 38: Diagrama de Bode del FPA.

La Figura 39 muestra de forma ampliada el Diagrama de Bode de la etapa para poder observar su funcionamiento a frecuencias muy elevadas. Tal y como se aprecia en la gráfica, este filtro presenta una caída de ganancia a frecuencias muy elevadas. Esto es debido al valor del producto de ancho de banda (GBW, *Gain-bandwidth product*) ofrecido por el AO utilizado para la implementación del filtro. Aun así, debido a que esta caída sucede en valores muy elevados de frecuencia, además de que en etapas posteriores en este sistema se diseñan filtros paso bajo para atenuar dichas frecuencias, este resultado se considera más que aceptable para el circuito.

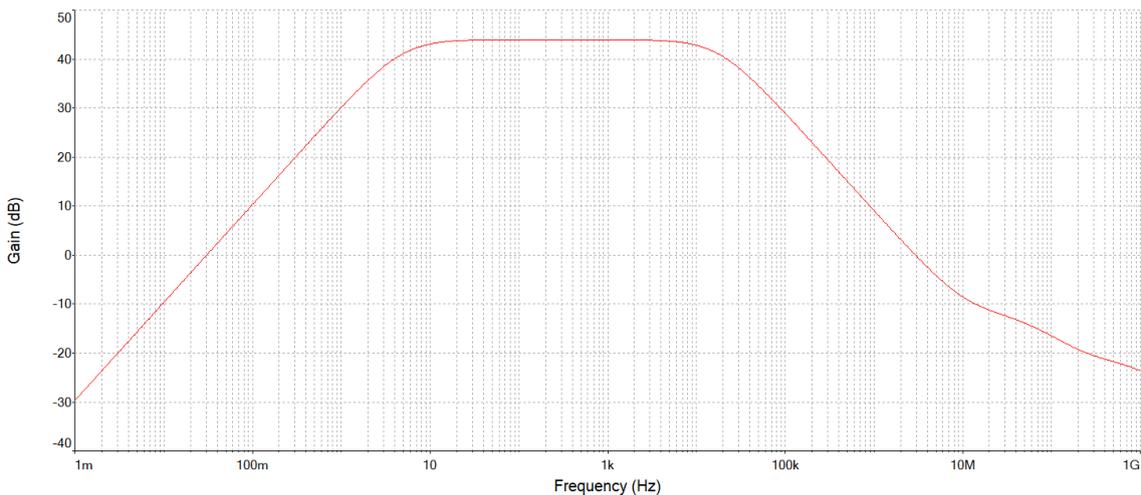


Figura 39: Diagrama de Bode del FPA ampliado.

A continuación se puede observar una gráfica que muestra la señal de EMG a la entrada y a la salida de esta etapa de filtrado (ver Fig. 40). En esta gráfica se comprueba cómo el FPA es capaz de eliminar toda la componente continua de la señal, centrándola en un valor de 0 V. Además, se puede ver cómo la señal de salida presenta unos valores de amplitud mayores a la señal de entrada, debido a la ganancia aportada por esta etapa. Cabe destacar que, debido a que la señal utilizada como entrada al sistema fue postprocesada de forma digital y filtrada con una frecuencia de corte inferior (fci) de 10 Hz, no se puede observar en esta gráfica un cambio debido a la atenuación de las frecuencias menores a los 5 Hz.

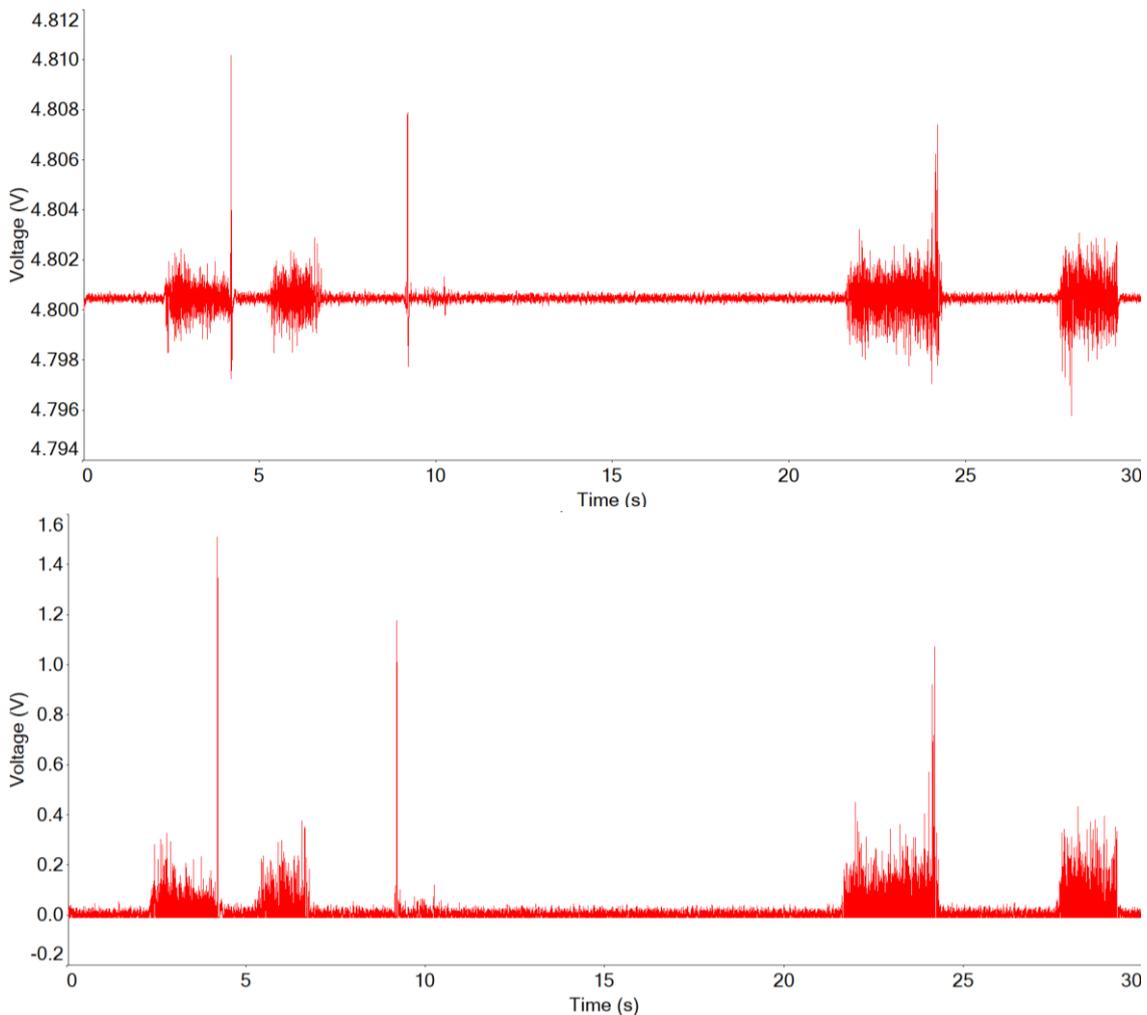


Figura 40: Señal de entrada (arriba) y de salida (abajo) de la etapa del FPA.

La Figura 41 muestra la FFT de la señal de entrada y de salida de esta etapa con escala logarítmica. En esta gráfica se puede evaluar el mismo resultado que el comprobado anteriormente. La señal de continua que aparecía en la entrada es totalmente eliminada por el filtro. Por ello, el pico de 4.8 V que aparecía en la señal de entrada se transforma en un pico de 9 mV en la FFT de la salida. Además, se puede observar como las frecuencias superiores a los 5 Hz sufren una amplificación.

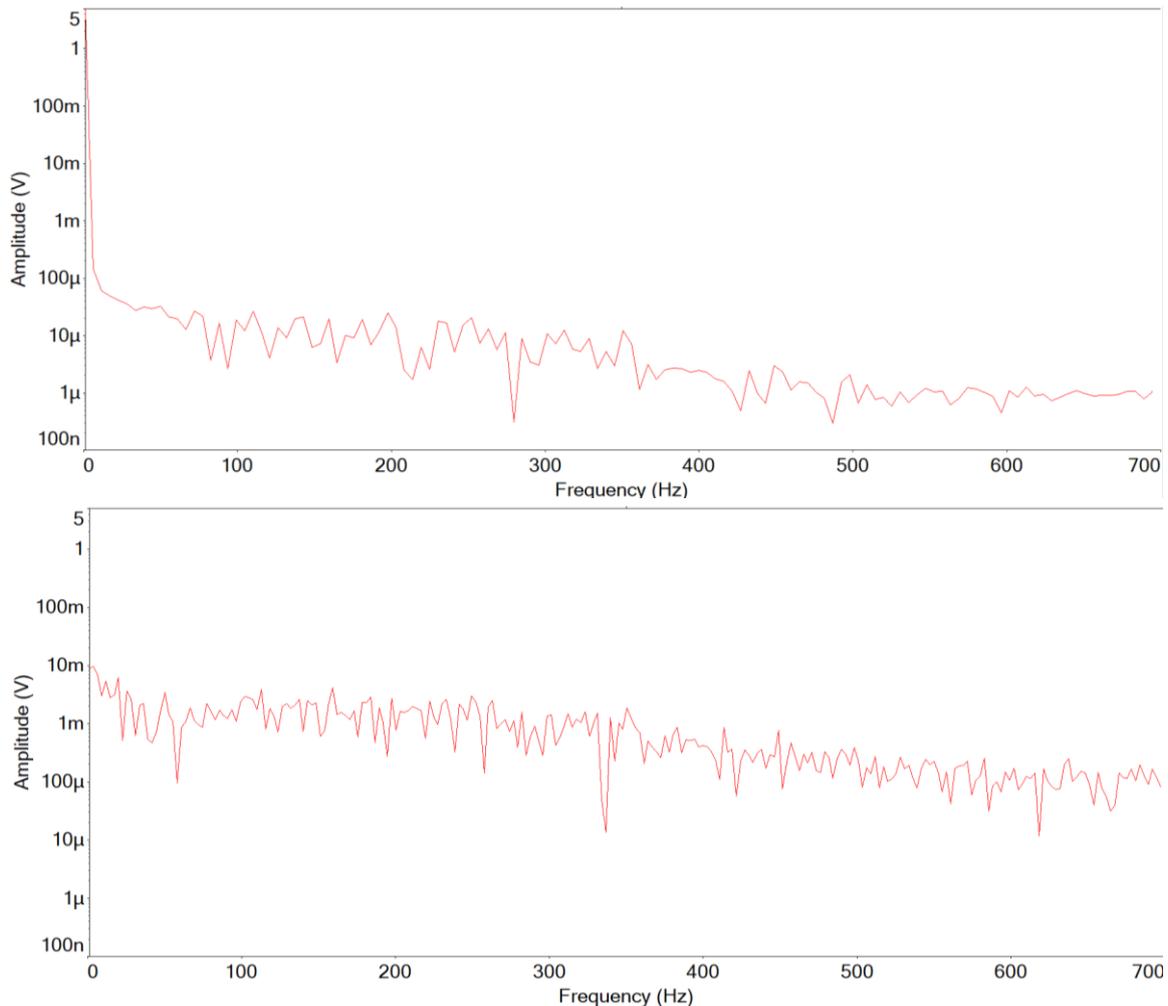


Figura 41: FFT de la señal de entrada (arriba) y de salida (abajo) del FPA.

### 5.8. Etapa de filtrado paso bajo del sistema

La siguiente etapa que se encuentra en el sistema electrónico diseñado es la etapa del filtrado paso bajo. Como se supone que la señal de interés a tratar, la cual se trata de una señal de EMG, está formada normalmente por frecuencias de 5 Hz a 1 kHz, esta etapa es la encargada de eliminar las frecuencias superiores a 1 kHz. Además, esta etapa será capaz de filtrar el ruido de alta frecuencia.

Como se explica en apartados anteriores, este FPB se diseña de 2º orden, Butterworth y con una estructura Sallen-key. Por ello, la ganancia que aporta este filtro no es regulable. En este caso, este filtro aporta una ganancia de **1.56 V/V**. Se diseña este filtro para ofrecer una frecuencia de corte superior (fcs) de 1 kHz. Al implementar el filtro con valores de resistencias y condensadores comerciales, esta fcs queda realmente de un valor de **1.042 kHz**. Los cálculos de diseño de este FPB que demuestran este valor de ganancia y de fcs, así como los valores de las resistencias y los condensadores a añadir en esta etapa se encuentran en apartados posteriores a la memoria, concretamente en el apartado 6 del proyecto: *“justificación detallada de los componentes de la solución adoptada”*. La Figura 42 muestra la implementación de este filtro en el programa de simulación Multisim.

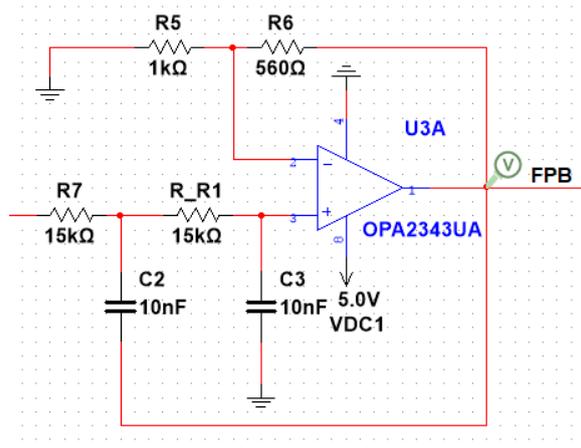


Figura 42: Implementación de la etapa del FPB.

Basándose en la Ecuación 1, se conoce que la ganancia de este filtro en dB se trata de un valor de **3.86 dB**. Esto significa que en la fci, la cual es de 1 kHz aproximadamente, el filtro debe ofrecer un valor de ganancia de 0.86 dB. En la Figura 43, la cual muestra el diagrama de Bode de esta etapa, se puede comprobar que en la simulación el filtro ofrece la respuesta esperada según los cálculos teóricos, tanto en valor de ganancia como de fci. Además, se observa que el filtro ofrece una caída de -40 dB/déc, hecho que demuestra el buen funcionamiento de este filtro de 2º orden.

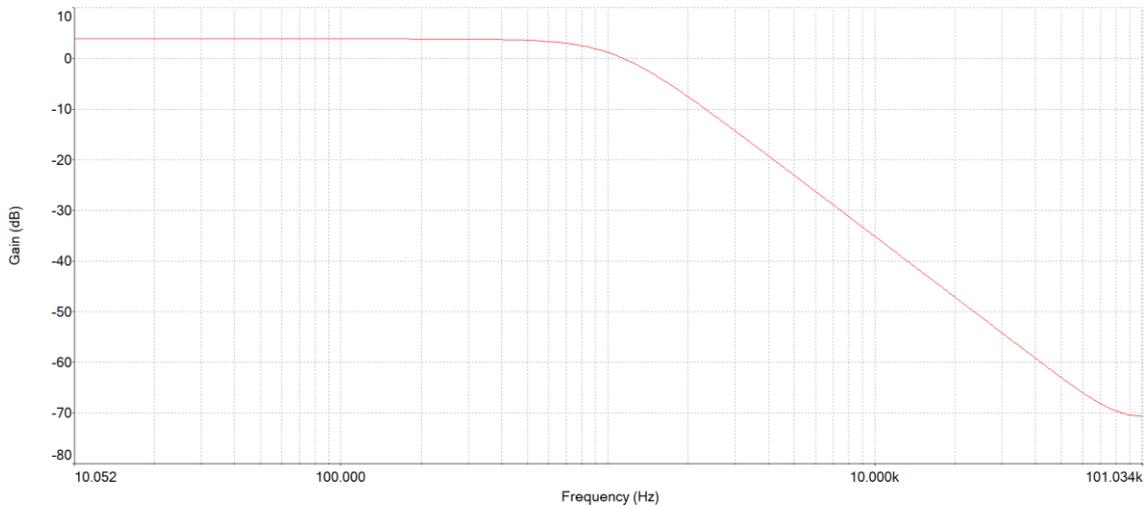


Figura 43: Diagrama de Bode del FPB.

A continuación se muestra la señal de entrada y de salida a esta etapa para realizar una comparación y ver cómo afecta este filtro a la señal de EMG (ver Fig. 44).

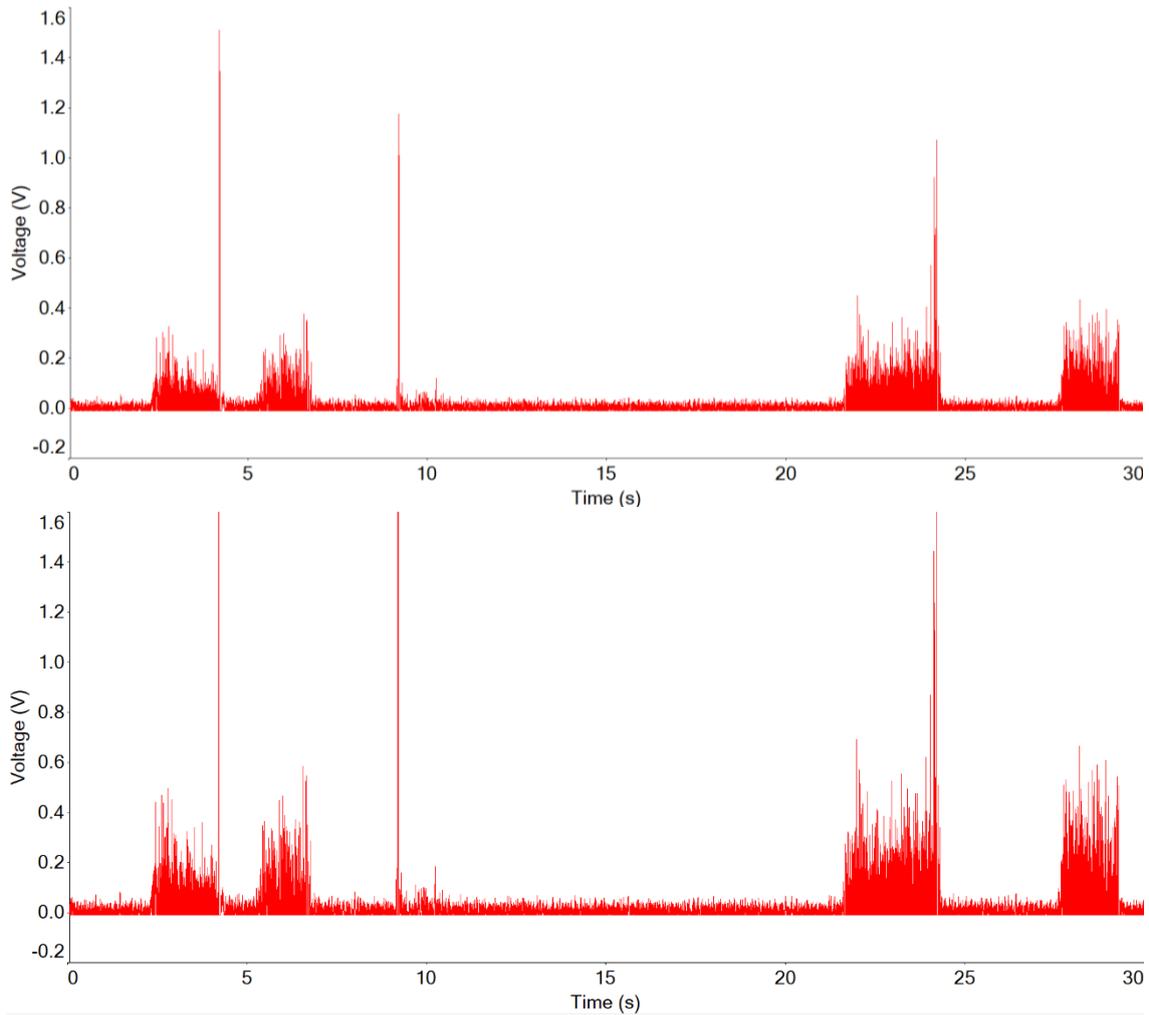


Figura 44: Señal de entrada (arriba) y salida (abajo) de la etapa del FPB.

Tal y como ocurre en la etapa del FPA, en estas gráficas simplemente se puede apreciar la ganancia aportada por el filtro, ya que, al estar tratando con una señal postprocesada con un filtro paso bajo digital de fcs de 300 Hz, no se puede apreciar ninguna variación en este aspecto. Además, se observa una pequeña variación en la amplitud de la señal debido a que la ganancia aportada por esta etapa es de un valor de 1.56 V/V.

En la Figura 45 se muestra la FFT de la señal de entrada y de salida de la etapa del FPB con escala logarítmica. En esta gráfica se puede observar cómo la señal no sufre casi variación debido a los motivos explicados anteriormente.

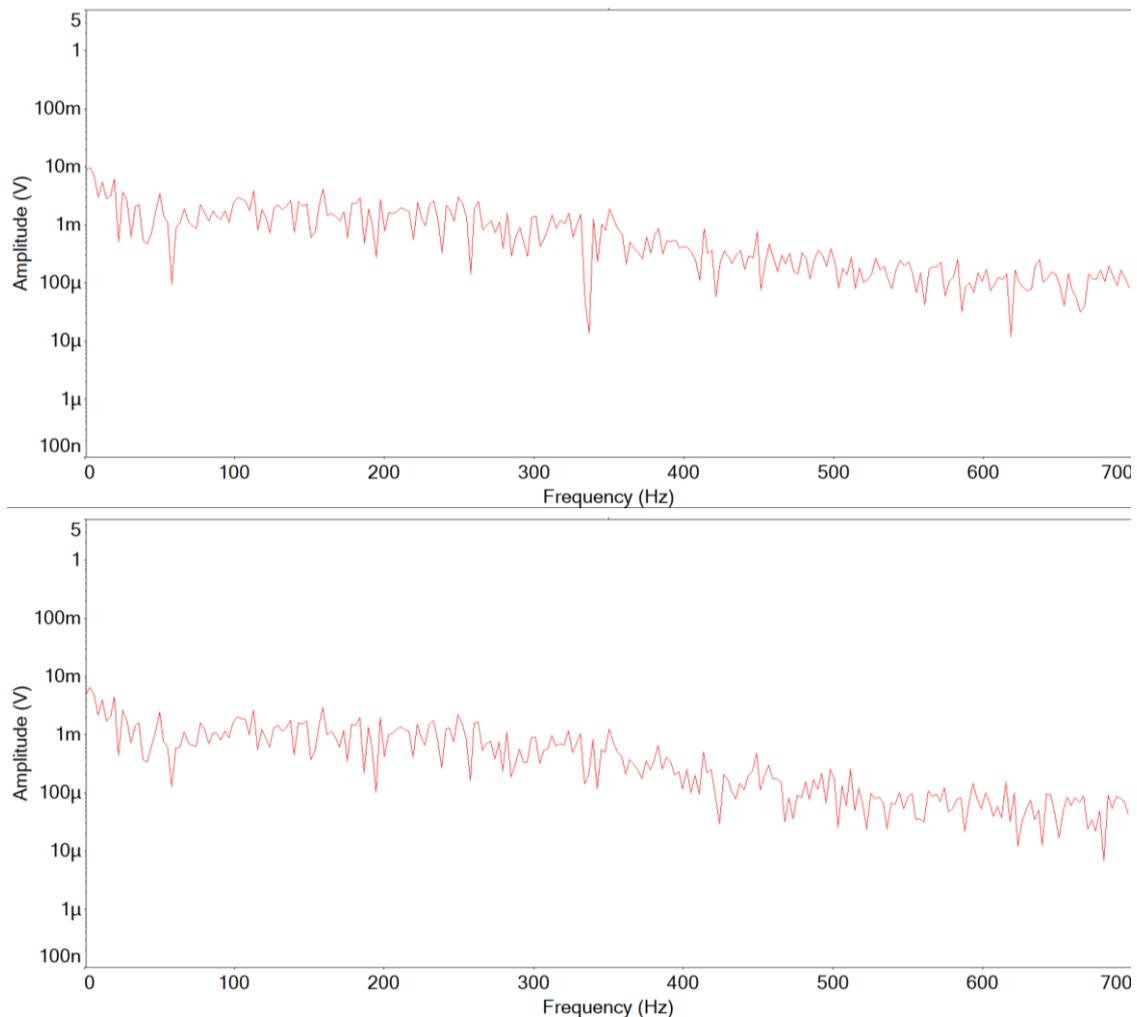


Figura 45: FFT de la señal de entrada (arriba) y de salida (abajo) del FPB.

### 5.9. Etapa del filtro de suavizado del sistema

Por último, en este circuito se diseña un filtro paso bajo de primer orden con una frecuencia de corte muy reducida para llevar a cabo un suavizado de la señal hasta conseguir su envolvente a la salida de esta etapa. A la hora de diseñar esta etapa se han llevado a cabo distintas pruebas hasta conseguir un resultado adecuado para este sistema.

Las distintas pruebas, de las cuales se hace un resumen en este apartado de la memoria, llevan a concluir que una buena opción para la implementación de este filtro es realizar una fci de **0.48 Hz**. Además, se observa que aplicando una ganancia de **45.9 V/V** en esta etapa se obtiene un buen resultado final. Aun así, debido a que este valor se ha obtenido mediante prueba y error utilizando la señal de EMG concreta de este proyecto, este valor de ganancia se diseña de forma que sea regulable, consiguiendo un rango de valor de ganancia de **4.9 V/V a 55 V/V** para esta etapa.

De esta manera, en el caso de que la señal de EMG que se utilice como entrada al sistema presente una amplitud mucho menor a la amplitud de la señal utilizada como prueba para el diseño de este proyecto, esta ganancia se puede aumentar para ver la señal de salida del sistema de forma más clara. Además, como posteriormente a este filtrado de suavizado se encontraría la etapa de digitalización de la señal, como mayor sea el rango de amplitud de esta señal, mayor será la resolución conseguida en el convertidor analógico-digital. Asimismo, si la señal de EMG introducida saturara el AO con este valor de ganancia, se podría reducir dicho valor para evitarlo. Otro motivo para reducir este valor de ganancia sería el de evitar una amplificación elevada del ruido de la señal, el cual finalmente crea un pequeño offset en la señal de salida.

En el apartado 6 del proyecto: *“justificación detallada de los componentes de la solución adoptada”* se encuentran explicados de forma concreta los cálculos realizados para conseguir los valores de ganancia explicados anteriormente, los cuales son regulables mediante un potenciómetro, así como la justificación de la elección de los valores de las resistencias y los condensadores utilizados para la implementación de este FPB. La Figura 46 muestra la implementación de dicho filtro en el programa de simulación.

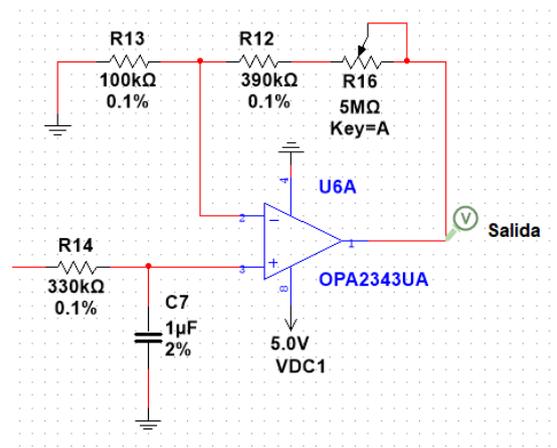


Figura 46: Implementación de la etapa del filtro de suavizado.

A continuación se adjunta el diagrama de Bode ofrecido por este filtro (ver Fig. 47). Este se realiza implementando una ganancia en el filtro de 45.9 V/V. Esta ganancia ofrece un valor de 33.24 dB, tal y como se puede comprobar mediante la Ecuación 1. La gráfica adjuntada demuestra el buen funcionamiento de este filtro, ya que su simulación cumple tanto con el valor de ganancia como con el valor de frecuencia de corte calculado de forma ideal.

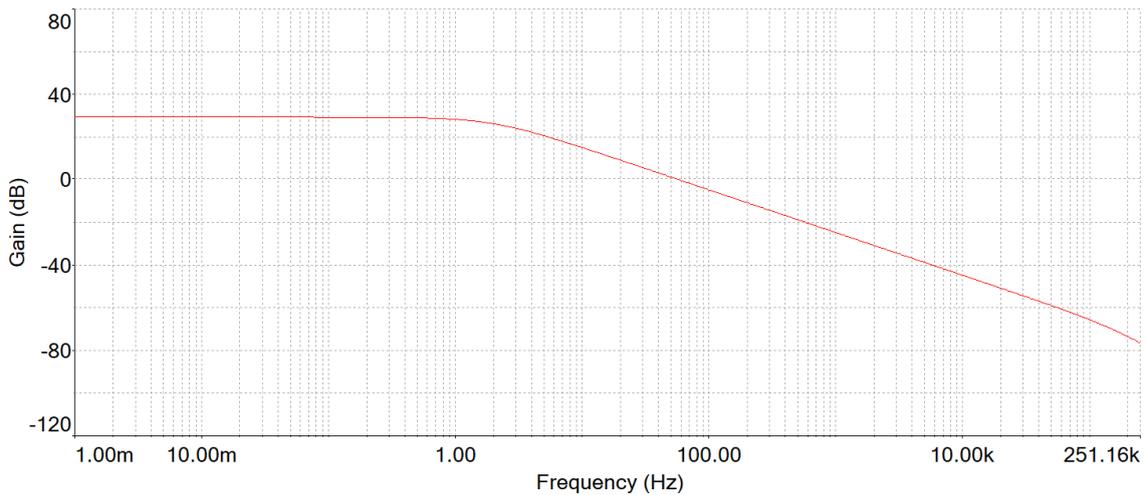


Figura 47: Diagrama de Bode del filtro de suavizado.

Además, se adjunta una gráfica que muestra el diagrama de Bode de forma ampliada, para poder observar así su funcionamiento a altas frecuencias (ver Fig. 48). Como se puede apreciar, este filtro sigue comportándose de forma adecuada por muy elevada que sea la frecuencia. El valor de caída en dB de la señal no es constantemente de -20 dB/déc, pero sigue reduciéndose la ganancia y ofreciendo un buen filtrado de las frecuencias elevadas.

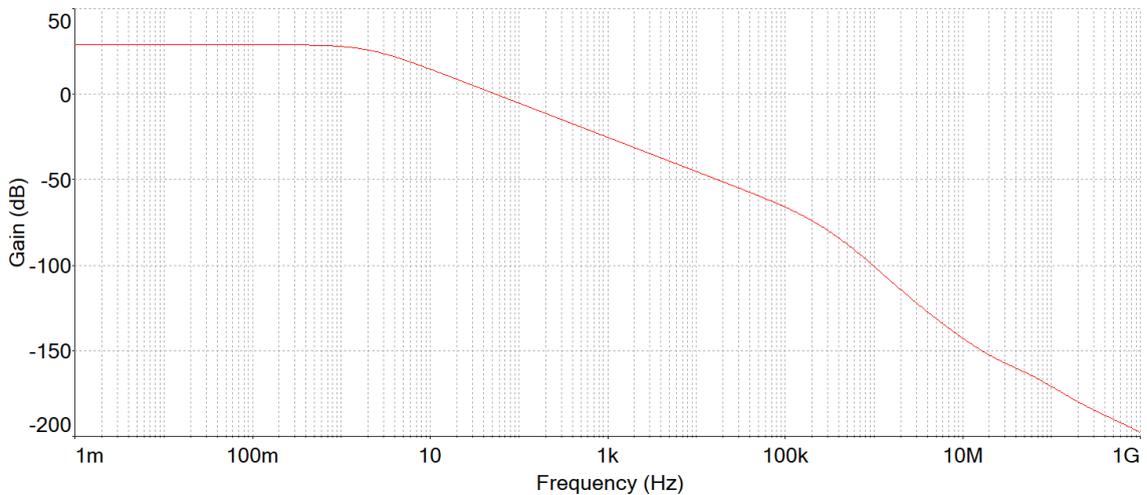


Figura 48: Diagrama de bode del filtro de suavizado ampliado.

A continuación se expone un breve resumen sobre las pruebas realizadas para llevar a cabo la elección de la frecuencia de corte de este filtro. Estas pruebas se realizaron mediante iteración, intentando ajustar la respuesta hasta conseguir el mejor resultado posible. Se adjuntan 3 de dichas pruebas realizadas, las cuales son bastante representativas del resto de iteraciones realizadas.

1.  $\tau = 0.1 \text{ s}$ ;  $k = 28 \text{ V/V}$

La primera prueba mostrada se trata de una simulación con los valores de condensador de  $0.1 \mu\text{F}$  y de resistencia (R14) de  $1 \text{ M}\Omega$ . Estos valores suponen un valor de  $\tau$  (producto RC) de  $0.1 \text{ s}$  y una frecuencia de corte superior de  $1.6 \text{ Hz}$ .

Además, se ajusta el potenciómetro al 46%, generando así una ganancia en el filtro de  $28 \text{ V/V}$ . La Figura 49 muestra tanto la señal de entrada como la señal de salida a esta etapa.

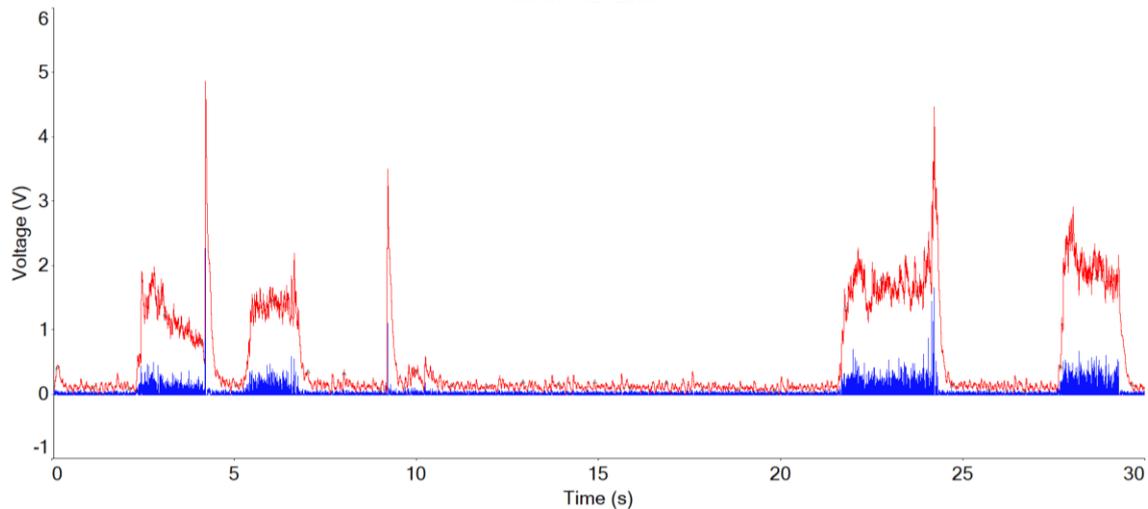


Figura 49: Señal de entrada (azul) y de salida (rojo) de la etapa del filtro de suavizado.  $RC = 0.1 \text{ s}$ .

Observando la señal de salida del sistema se considera que ésta presenta unos picos demasiado abruptos para considerarse una solución adecuada. Por ello, se realiza otra prueba disminuyendo el valor de la frecuencia de corte del filtro.

2.  $\tau = 0.56 \text{ s}$ ,  $k = 45.9 \text{ V/V}$

La siguiente prueba se realiza con un valor de condensador de  $1 \mu\text{F}$ , una resistencia (R14) de  $560 \text{ k}\Omega$  y una posición del potenciómetro al 82%. Estos valores suponen un valor de  $\tau$  de  $0.56 \text{ s}$ , una frecuencia de corte superior de  $0.28 \text{ Hz}$  y un valor de ganancia de  $45.9 \text{ V/V}$ . La Figura 50 muestra el resultado de la señal de salida del filtro en el caso de implementación de estos valores.

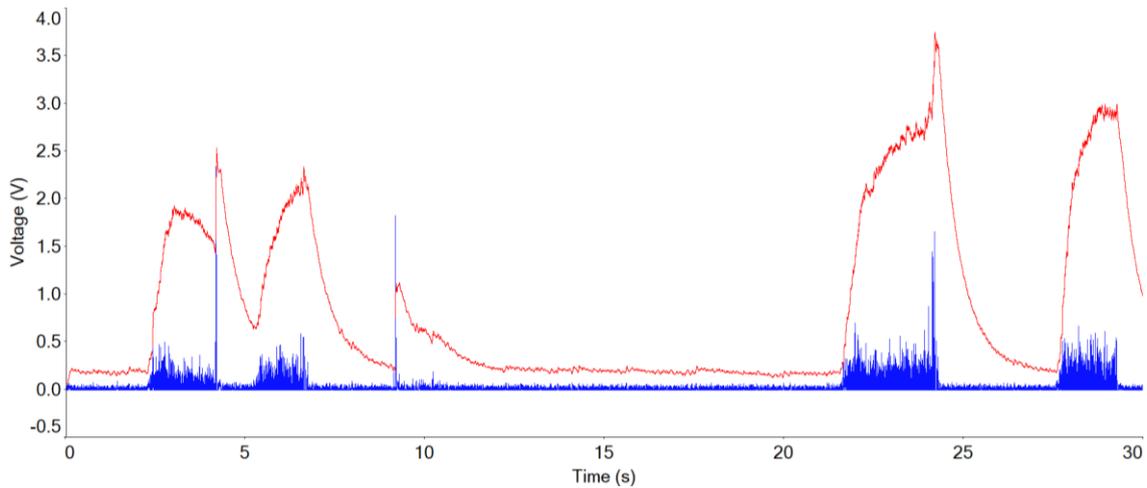


Figura 50: Señal de entrada (azul) y de salida (rojo) de la etapa del filtro de suavizado.  $RC= 0.56$  s.

Observando esta señal de salida, se considera que ésta presenta demasiado retardo para ser una solución adecuada. Además, la señal empieza a ser deformada debido al suavizado y se pierden características importantes de ella. Por ello, se realiza una tercera prueba aumentando el valor de la frecuencia de corte del filtro.

3.  $\tau = 0.33$  s,  $k= 45.9$  V/V

Por último, en la última simulación explicada, se utiliza un valor de condensador de  $1 \mu\text{F}$ , una resistencia (R14) de  $330 \text{ k}\Omega$  y una posición del potenciómetro al 82%. Estos valores representan un valor de  $\tau$  de  $0.33$  s, una frecuencia de corte superior de  $0.48$  Hz y un valor de ganancia de  $45.9$  V/V. En la Figura 51 se observa el resultado de la señal de salida del filtro en el caso de implementación de estos valores.

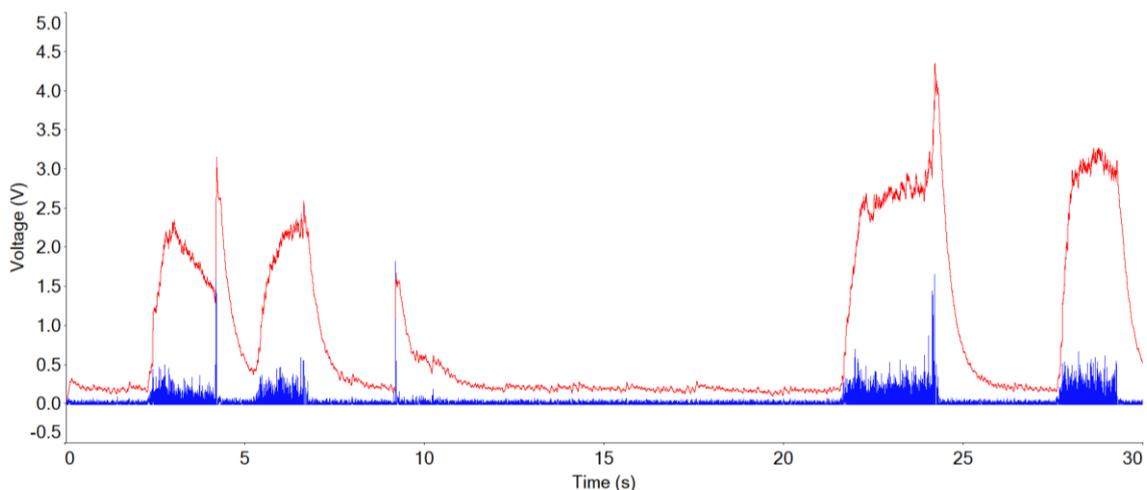


Figura 51: Señal de entrada (azul) y de salida (rojo) de la etapa del filtro de suavizado.  $RC= 0.33$  s.

Esta se considera la opción más adecuada, ya que realiza un suavizado sobre la señal, evitando la aparición de picos muy abruptos, además de evitando la aparición de retardos que deformen las características importantes de la señal, como por ejemplo cuándo empieza y cuándo termina el paciente de realizar la fuerza sobre el músculo. De esta manera, se obtiene la envolvente de la señal de EMG con su debida amplificación para posteriormente ser digitalizada y utilizada como entrada al sistema de control de la prótesis.

A continuación se adjunta un ejemplo de la misma etapa del filtro de suavizado con el valor de  $\tau$  utilizado anteriormente, pero esta vez sin aplicar ganancia en esta etapa. Tal y como se puede observar en la Figura 52, esta amplificación es necesaria en la etapa del filtro de suavizado ya que, en caso de no introducirla, la señal de EMG es fuertemente atenuada, consiguiendo una amplitud en la salida del sistema de 0 a 0.2 V como máximo, en lugar del rango de 0 a 5 V esperado inicialmente. Como se explica anteriormente, el valor de ganancia de esta etapa es ajustable por el usuario mediante un potenciómetro.

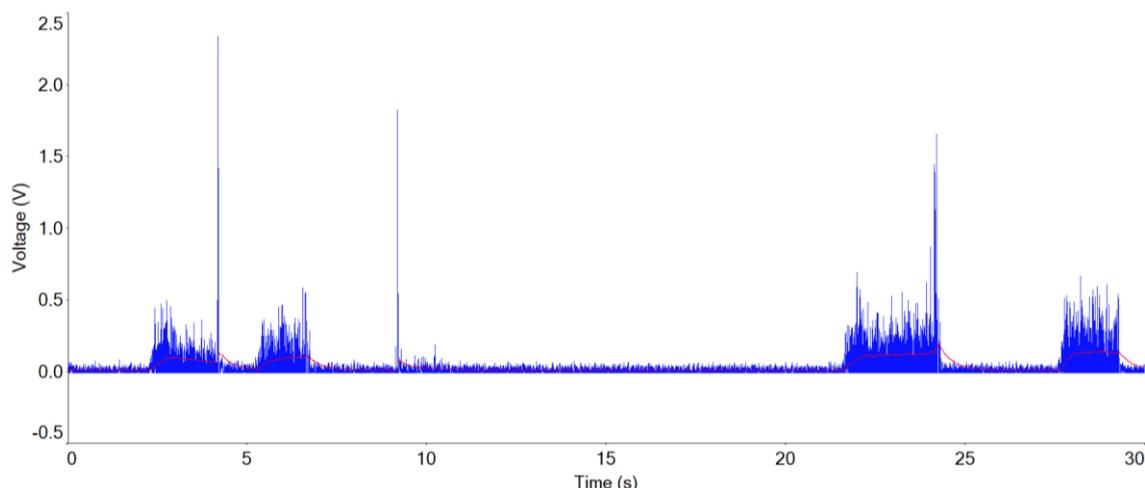


Figura 52: Señal de entrada (azul) y de salida (rojo) de la etapa del filtro de suavizado.  $k=1$  V/V.

La siguiente figura muestra la FFT de la señal de entrada y de la señal de salida del filtro de suavizado (ver Fig. 53). En esta ocasión, el filtro de suavizado presenta una ganancia de 45.9 V/V. En estas gráficas se aprecia cómo el filtro de suavizado amplifica de forma notable las frecuencias bajas y, en cambio, las frecuencias elevadas son fuertemente atenuadas.

En caso de regulación de la ganancia de este filtro, la FFT de la señal de salida sería mínimamente distinta a esta, donde se podría observar una mayor o menor amplificación de las frecuencias bajas, pero la atenuación de las frecuencias altas sería observada de la misma manera.

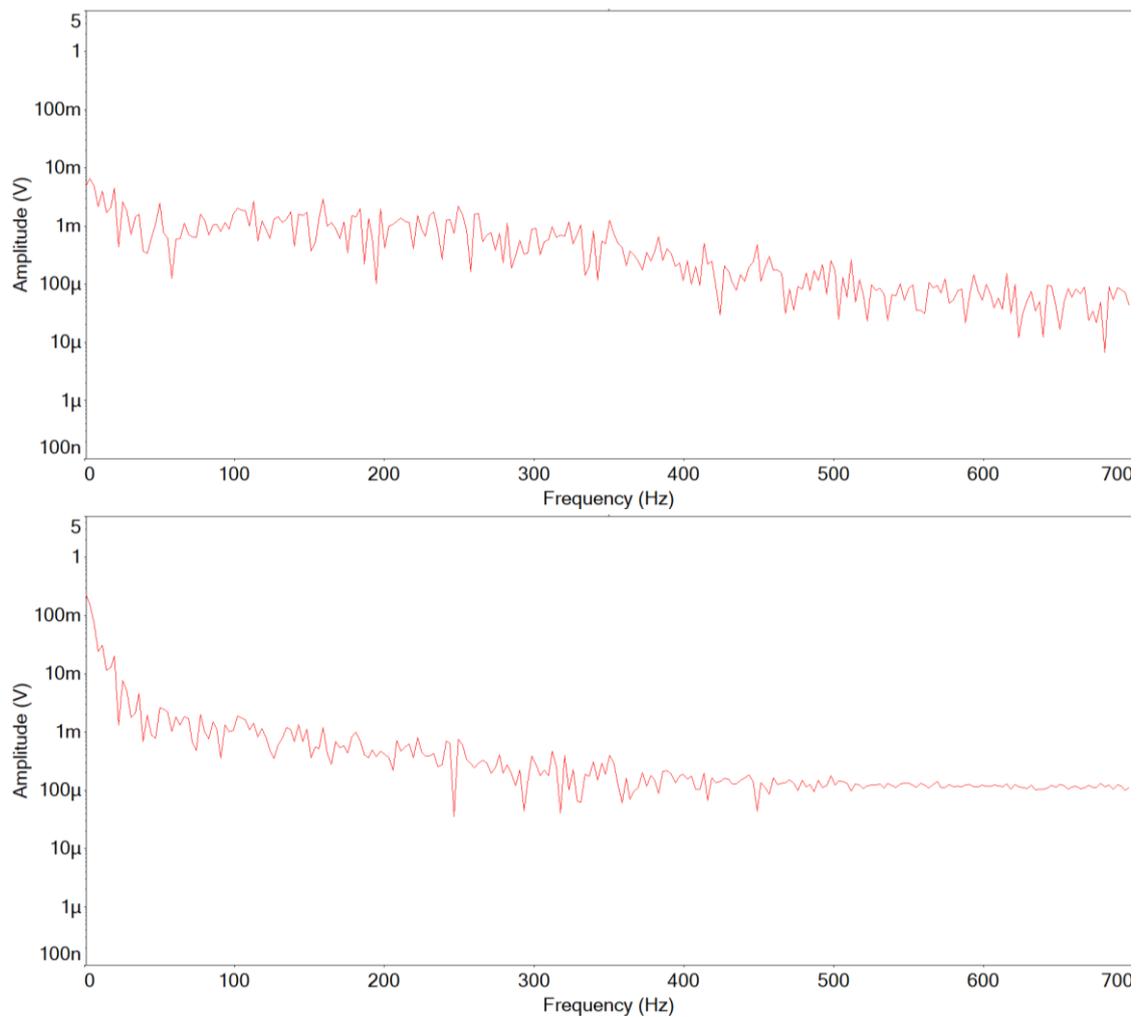


Figura 53: FFT de la señal de entrada (arriba) y de salida (abajo) del filtro de suavizado.

### 5.10. Simulación del circuito completo y señal final

Una vez analizadas las etapas individuales de este sistema electrónico, así como estudiado el efecto de cada una de estas etapas sobre la señal de EMG, se muestra la implementación del circuito completo, el cual consiste en la unión de dichas etapas mediante conexión en cascada (ver Fig. 54).

Se adjunta tanto la señal de entrada al sistema electrónico como la señal de salida de este para demostrar así que finalmente se ha conseguido el resultado esperado de este sistema de adquisición y acondicionamiento de señal de EMG (ver Fig. 55).

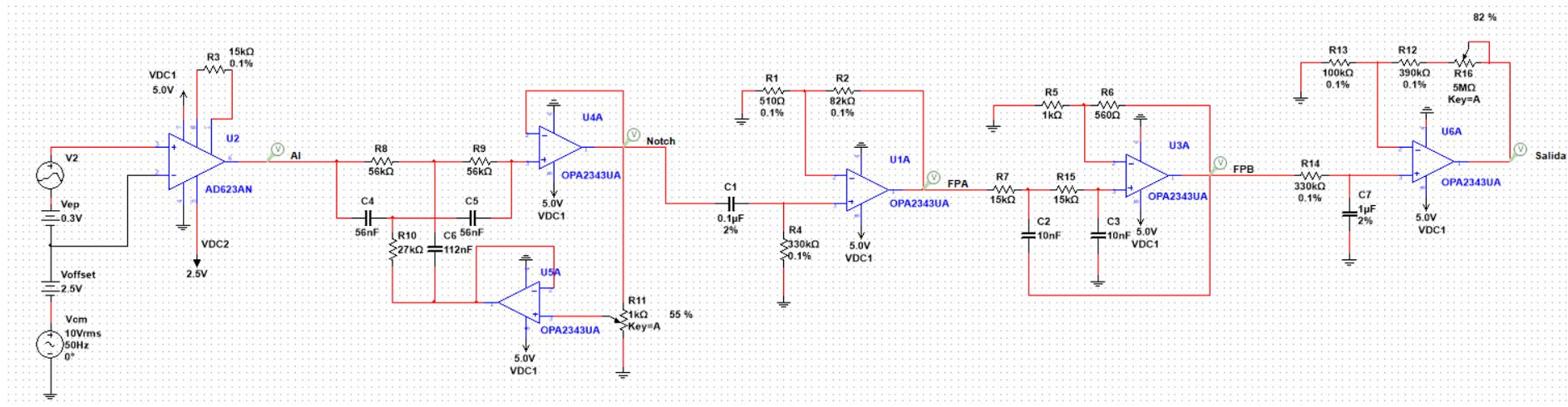


Figura 54: Circuito completo.

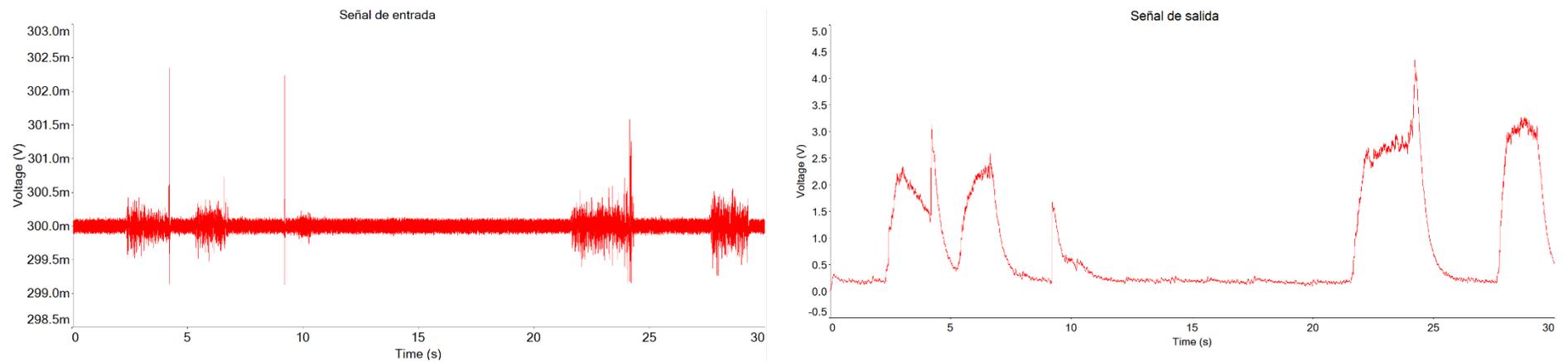


Figura 55: Señal de entrada (izquierda) y de salida (derecha) del sistema electrónico completo.

## 6. Justificación detallada de los componentes de la solución adoptada

En este apartado de la memoria se presentan los cálculos realizados para conocer los componentes a utilizar para la implementación de cada etapa del sistema electrónico diseñado. Estos cálculos se presentan divididos en subapartados, cada uno dedicado a una etapa del circuito.

### 6.1. Etapa de adquisición de la señal mediante AI

A la hora de diseñar la etapa que se implementa mediante un AI, se debe tener en cuenta su ecuación de ganancia, la cual se puede conocer gracias a la hoja de características de este AI. Dicha ecuación es la siguiente:

$$G = 1 + \frac{100 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad [2]$$

Además se debe conocer que este AI, aunque se trate de un AI *rail-to-rail*, al estar alimentado mediante un rango de 0 a 5 V satura en los voltajes de 0.05 V y 4.85 V. Estos valores también son obtenidos gracias a la hoja de características de este AI [46].

Se considera que la señal máxima de entrada a este AI en el peor de los casos es una señal de 0.3025 V. Este valor viene dado por los 0.3 V de potencial electrodo-piel superpuestos a la señal de EMG de entrada, la cual se supone de un valor máximo de 2.5 mV. Teniendo en cuenta que se aplica un offset de 2.5 V a la salida del AI, se calcula que la señal máxima de salida debida a la señal de EMG y al potencial electrodo-piel no puede superar los 2.35 V, ya que al sumarse esta a los 2.5 V de offset generará una señal de salida de 4.85 en la salida del AI.

Por tanto, dividiendo la señal de salida que se quiere conseguir entre la señal de entrada al AI, se obtiene que el valor de ganancia ideal que debe aportar este AI es de 7.77 V/V.

$$G_{ideal} = \frac{\text{Señal de salida}}{\text{Señal de entrada}} = \frac{2.35}{0.3025} = 7.77 \text{ V/V}$$

Debido a que el AI ofrece unas mejores características de CMRR como mayor sea su ganancia, se va a intentar aproximarse a este valor de ganancia máximo que puede soportar el AI sin llegar a saturarse por la tensión de entrada. Gracias a la Ecuación 2 se conoce que si se quiere conseguir una ganancia de 7.77 V/V, la  $R_G$  que se debe adjuntar a este AI debe ser de 14.77 k $\Omega$  de forma ideal.

Realizando un estudio de los valores comerciales de resistencias, se conoce que el valor de resistencia comercial que más se aproxima a este valor y es mínimamente mayor a este, para conseguir así un menor valor de ganancia y no saturar el AI, es de un valor de 15 k $\Omega$ . Utilizando nuevamente la ecuación 2, se conoce que en el caso de insertar una  $R_G$  de 15 k $\Omega$  en el AI, se consigue una ganancia real de este amplificador de 7.66 V/V.

## 6.2. Etapa de filtrado de la señal de 50 Hz mediante Filtro Notch

Este filtro se diseña como un filtro resonante parabanda doble T, ya que este es un filtro muy selectivo que permite rechazar de forma precisa frecuencias concretas. Se diseña para filtrar la frecuencia de 50 Hz, ya que es la que se crea debido al acoplamiento con la red eléctrica en países como España. Su esquema de montaje y sus ecuaciones de diseño son las siguientes (ver Figura 56):

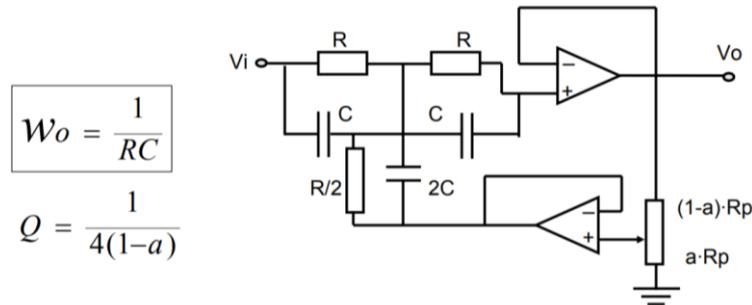


Figura 56: Montaje y ecuaciones de diseño del filtro Notch (tomado de [61]).

Como la frecuencia que se quiere filtrar en esta etapa es la de 50 Hz, mediante la Ecuación 3 se conoce el valor de  $\omega_o$  que debe presentar este filtro.

$$\omega_o = 2 \cdot \pi \cdot fc = 2 \cdot \pi \cdot 50 = 314.16 \quad [3]$$

Una vez conocido este valor, se eligen valores comerciales de R y de C que cumplan la igualdad presentada en la Figura 56. Los valores elegidos se tratan de una **R de 56 kΩ** y un valor de **C de 56 nF**. Una vez conocidos estos valores, se calcula la frecuencia de corte (fc) real que ofrecerá este filtro. Este cálculo se realiza inicialmente utilizando la igualdad de la Figura 56 y, una vez conocido el valor real de  $\omega_o$  aportado por este filtro, mediante la Ecuación 3 se conoce el valor real de fc que ofrecerá este filtro. Esta se trata de una **frecuencia de corte real de 50.75 Hz**.

Los valores normalizados que se eligen para los componentes de resistencia R/2 y del condensador 2C son **27 kΩ** y **112 nF** respectivamente, debido a que estos son los valores más cercanos posibles a los ideales, los cuales son de 28 kΩ y 112 nF respectivamente. El factor de calidad del filtro depende de la posición del potenciómetro del circuito. Este valor se ajusta posteriormente tras realizar pruebas en la simulación del sistema y observar la respuesta de este filtro y su efecto sobre la señal de EMG real.

## 6.3. Etapa de filtrado paso alto del sistema

Este se trata de un filtro paso alto de primer orden, activo y no inversor. Se realiza el diseño de éste para presentar una fc de 5 Hz. Este filtro va a ser el encargado de filtrar la continua de la señal de entrada a la etapa. Su esquema de montaje se puede observar en la Figura 57.

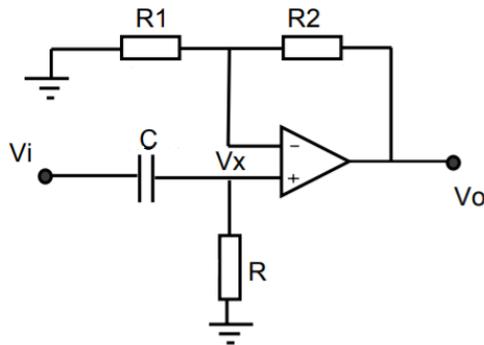


Figura 57: Esquema del montaje del FPA (tomado de [61]).

A la hora de diseñar este filtro, se tiene en cuenta que la etapa del AI aporta una ganancia de 7.66 V/V al sistema y que el FPB de 2º orden (explicado en el siguiente apartado de la memoria) aporta una ganancia de 1.56 V/V. Se considera en este punto que se quiere conseguir que una señal de entrada al sistema de 2.5 mV presente una amplitud de 5 V a la salida de este. Para ello, la ganancia total del sistema electrónico diseñado debe presentar una ganancia de 2000 V/V. En este punto se considera que el filtro de suavizado del sistema no va a presentar ninguna ganancia. Por ello, se conoce que la ganancia que debe aportar esta etapa es de 167.37 V/V de forma ideal.

$$G_{ideal} = \frac{G_{total\ del\ sistema}}{G_{AI} \cdot G_{FPB}} = \frac{2000}{7.66 \times 1.56} = 167.37\ V/V$$

Para conocer los valores de resistencias que producen esta ganancia se debe hacer uso de la Ecuación 4, la cual se trata de la ecuación de la ganancia de este tipo de filtros.

$$k = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad [4]$$

Mediante iteración se debe intentar encontrar el valor más aproximado a esta ganancia probando diferentes combinaciones de resistencias. Finalmente, se elige un valor de resistencias comerciales de **R<sub>2</sub> de 82 kΩ** y **R<sub>1</sub> de 510 Ω**. Estas crean un valor de ganancia real en el FPA de **161.78 V/V**.

Para calcular la frecuencia de corte de este filtro, la cual se desea de un valor de 5 Hz, se debe tener en cuenta la Ecuación 5. En esta, inicialmente se elige un valor de condensador comercial, ya que ofrecen una menor variedad de valores, y posteriormente se elige un valor de resistencia que cumpla con la igualdad.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad [5]$$

En el caso de elegir un valor de condensador de **0.1 μF**, la resistencia que debe tomarse debería ser de un valor de 318.3 kΩ. Teniendo en cuenta los valores comerciales de resistencia, se elige un valor de resistencia real de **330 kΩ**. Así, se consigue un valor de fc de **4.823 Hz**.

#### 6.4. Etapa de filtrado paso bajo del sistema

En este caso, se implementa un FPB de 2º orden con una frecuencia ideal de 1 kHz. Como se decide implementar este filtro mediante una estructura Sallen-key, su implementación va a realizarse con el siguiente montaje (ver Fig. 58).

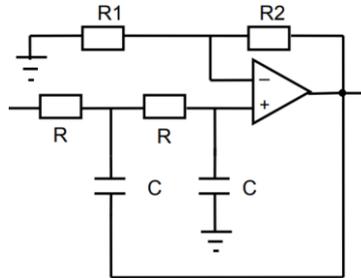


Figura 58: Implementación de un FPB 2º orden Sallen-key.

Además, al tratarse de una estructura Sallen-key, el valor de ganancia de esta etapa viene aportado por la igualdad mostrada en la Ecuación 6.

$$a = \frac{3 - k}{2} \quad [6]$$

Asimismo, como se conoce que este filtro va a ser Butterworth, se conoce que tiene un valor establecido de  $a$  de 0.7072. De esta manera, se obtiene el valor de ganancia fijado por la Ecuación 6. Este valor se trata de 1.5856 V/V.

Sabiendo que el valor de ganancia del filtro depende del valor de las resistencias  $R_1$  y  $R_2$  según la igualdad mostrada en la Ecuación 4, se eligen valores comerciales de dichas resistencias para que ofrezcan el valor de ganancia más semejante posible al ideal. Estos valores se tratan de una  $R_2$  de **560  $\Omega$**  y una  $R_1$  de **1 k $\Omega$** . De esta manera, se consigue un valor real de ganancia de **1.56 V/V** y un valor de  **$a$  de 0.72**.

Por otra parte, como se conoce que este filtro va a ser de 2º orden, se conoce la forma que tendrá el denominador de su función de transferencia:

$$1 + 1.4142 \cdot \frac{jw}{w_0} + \left(\frac{jw}{w_0}\right)^2$$

Para conocer el valor de la  $R$  y de la  $C$  del filtro, se comparan los denominadores conocidos por ser un filtro paso bajo y por ser un filtro de 2º orden:

$$1 + 1.44 \cdot RC \cdot jw + (RC \cdot jw)^2 = 1 + 1.4142 \cdot \frac{jw}{w_0} + \left(\frac{jw}{w_0}\right)^2$$

Gracias a la Ecuación 3 se conoce que el valor de  $w_0$  de este filtro es de 6283.185 rad/s. Por tanto, realizando la igualdad que se observa a continuación, se obtiene el valor que debe tener el producto  $RC$ . Este valor se trata de 0.000156.

$$1.44 RC = \frac{1.4142}{6283.185}$$

Finalmente, se eligiendo los valores comerciales que más se asemejan a esta relación. Estos se tratan de un valor de condensador de **10 nF** y un valor de resistencia de **15 kΩ**. Estos valores reales consiguen una relación  $RC=0.00015$ , lo que conlleva a una frecuencia de corte real de **1.042 KHz**, valor más que aceptable al ser mayor que 1 KHz y asegurar así que estos valores de frecuencia no son filtrados.

### 6.5. Etapa del filtro de suavizado del sistema

Esta etapa se implementa mediante un FPB de primer orden, activo y no inversor. La implementación de este tipo de filtros se realiza según el esquema aportado en la Figura 59.

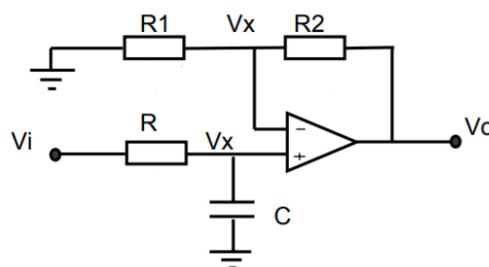


Figura 59: Implementación de un FPB de 1r orden como filtro de suavizado.

Además, las ecuaciones que definen la ganancia de este filtro así como su frecuencia de corte son las mismas que las mostradas en la Ecuación 4 y la Ecuación 5 respectivamente. El diseño de este filtro se realiza de forma inversa a los explicados anteriormente. En este caso, se realizan varias simulaciones para observar la respuesta de este filtro y su efecto en la señal de salida, y posteriormente se calcula qué valor de ganancia y de  $f_c$  crea la respuesta que se ha observado más adecuada. Finalmente, se observa que con un valor de resistencia de **330 kΩ** y de condensador de **1 μF**, los cuales ofrecen una  $f_c$  de **0.48 Hz** según la Ecuación 5, se consigue una respuesta adecuada.

Además, en el caso de la ganancia de este filtro, se diseña un sistema mediante un potenciómetro que permite variar este valor, por los motivos explicados anteriormente en este documento. Para la implementación de este sistema de ganancia variable se supone un valor mínimo de ganancia de 5 V/V y un valor máximo de 55 V/V. Para ello, implementando una  $R_1$  de un valor fijo de **100 kΩ**, el valor mínimo que debe presentar la  $R_2$  del circuito idealmente se trata de un valor de 400 kΩ, tal y como se puede calcular mediante la Ecuación 4. Estudiando los valores de resistencias comerciales se elige un valor final de esta  $R_2$  de **390 kΩ**. En este caso, el valor de ganancia mínima del sistema consistirá en un valor de **4.9 V/V**. En serie con esta  $R_2$  se coloca el **potenciómetro** de valor **5 MΩ**. En el caso de que el porcentaje del potenciómetro fuera de un 0%, el valor de ganancia a la salida de la etapa sería de los 4.9 V/V calculados anteriormente. En cambio, si dicho potenciómetro estuviera al 100% de su capacidad, la ganancia que ofrecería esta etapa sería de un valor de **55 V/V**, tal y como se puede calcular mediante la Ecuación 4. Así, se consigue el rango de valor de ganancia deseado.

## 7. Conclusiones y trabajo futuro

En este proyecto se ha realizado el diseño y la verificación por simulación de un sistema de acondicionamiento de señal de EMG para un posterior control de una prótesis de miembro superior. Gracias a la investigación realizada se han podido conocer los distintos tipos de prótesis que se encuentran en el mercado, así como las grandes ventajas que ofrecen las prótesis mioeléctricas, en las cuales se utiliza el sistema diseñado en este proyecto. Por ello, y debido a su gran utilidad, se ha considerado muy interesante el conocimiento de la realización de este tipo de sistema. Además, en este proyecto se intentan aportar algunas mejoras sobre el diseño de este sistema de adquisición. Debido al elevado precio que generalmente presentan las prótesis, se ha diseñado este sistema electrónico de la forma más barata posible, siempre teniendo en cuenta el precio de los componentes utilizados, siempre y cuando no afectaran al buen funcionamiento del circuito.

Durante la realización de este proyecto se ha encontrado muy interesante el hecho de poder trabajar con un registro de señal real de EMG, debido a que normalmente en las verificaciones realizadas en la universidad se trabajaba habitualmente con señales senoidales. Se ha comprobado que el hecho de trabajar con una señal real dificulta el diseño del sistema, debido a la aparición de algunos ruidos o algunas imperfecciones inesperadas en dicha señal.

Las mayores dificultades que se han encontrado durante la realización de este proyecto han sido por una parte la simulación del sistema mediante el *software* Multisim, del cual no se conocía su funcionamiento, y por otra parte la alimentación del circuito mediante *single supply*. Debido a la necesidad del sistema de estar alimentado mediante una batería, se han encontrado problemas en el amplificador de instrumentación debidos a esta alimentación no simétrica, a los cuales finalmente se ha encontrado una solución.

Se considera importante nombrar que la idea inicial de este proyecto era realizar una implementación de este sistema electrónico y una comprobación de su correcto funcionamiento llevando a cabo una adquisición real de una señal de EMG mediante electrodos. Por los motivos nombrados con anterioridad en este documento, finalmente se realiza un simulado del sistema. Esta simulación se ha intentado llevar a cabo de la forma más semejante a la realidad posible, introduciendo valores de tolerancia en las resistencias y los condensadores del circuito, aplicando un potencial de modo común a la entrada del sistema, etc. Aun así, se debe tener en cuenta que en caso de implementación del sistema, los resultados podrían verse afectados por distintos factores y variar mínimamente sobre los resultados obtenidos mediante esta simulación.

Finalmente, cabe destacar que el desarrollo del diseño completo de una prótesis se trata de un trabajo muy extenso y complejo, el cual se sale de las especificaciones de un Trabajo Final de Grado realizado de forma individual. Por ello, se consideran como futuros trabajos a realizar los siguientes:

Inicialmente, se considera necesaria la implementación del circuito impreso que contendría el sistema electrónico diseñado en este proyecto.

Por otra parte, se plantea la implementación del microcontrolador encargado de realizar la conversión analógica-digital de la señal de salida obtenida en este circuito. Además, se podría llevar a cabo la implementación del sistema de control en este microcontrolador. Dicho sistema de control sería el encargado de activar los motores de la prótesis, los cuales realizarían el movimiento de ésta.

Además, otro trabajo futuro a realizar podría ser la construcción del prototipo físico de la prótesis. Esto conllevaría un estudio detallado tanto del diseño estético y funcional como de la mecánica de dicha prótesis. En esta prótesis debería añadirse el circuito impreso realizado basándose en el sistema diseñado en este proyecto, el microcontrolador encargado de realizar el control de la prótesis, los motores que activarían el movimiento de dicha prótesis y el sistema de alimentación del prototipo completo.

## Anexo 1: Cálculos

En este anexo se presentan los cálculos que no se han introducido en el apartado 6 de este proyecto. Estos se tratan de los cálculos relacionados con el sistema de alimentación del circuito. Además, se adjuntan los códigos de programación utilizados durante este proyecto.

### 1. Postprocesado de la señal de EMG realizado por el CI2B.

Inicialmente, se adjunta el código Matlab utilizado por el CI2B para realizar el postprocesado digital de la señal de EMG que se utiliza como entrada al sistema de este proyecto.

```
signal1=signal1(1:fin)-mean(signal1(1:fin));%restar el valor medio
signal1f=filtfilt(b,a,signal1');%aplicar los coeficientes de los
%filtros (filtfilt permite hacer un filtrado bidireccional)
signal1f=filtfilt(d,c,signal1f);
```

```
[b, a]=butter(2,10/2048,'high');
[d, c]=butter(2,(300*2)/2048,'low');
```

### 2. Acondicionamiento del fichero *.mat* para ser utilizado en el *software* NI Multisim como fichero *.txt*.

En este punto, se muestra el código Matlab creado para acondicionar el fichero *.mat* proporcionado por el CI2B para poder ser utilizado en el *software* Multisim como señal de entrada. Para ello, se debe guardar como fichero *.txt* y en este fichero se debe encontrar el valor de la señal en voltios y el valor del tiempo de muestreo de dicha señal.

```
load('EMG.mat', 'signal1f'); %carga el fichero .mat
senal=fopen('archivo.txt','w'); %abre fichero de escritura .txt
for n=1:1:60000 %el fichero .mat contiene 60000 valores de voltaje en
%microvoltios
signal1f(n,2)=signal1f(n,1)*0.00001; %introduce el valor de voltaje en
%voltios en la segunda columna
signal1f(n,1)=0.00048828*n; %introduce el tiempo en la primera
%columna, conociendo frecuencia de muestreo = 2048 Hz, T= 1/f =
%0.00048828 s
a=signal1f(n,1);
b=signal1f(n,2);
fprintf(senal,'%f %f\n',[a b]); %escribe en el fichero .txt
end
```

### 3. Elemento de protección del regulador de tensión MC7805AC.

En este apartado se estudia la necesidad de la implementación de un elemento de protección adicional que disipe la potencia que debe soportar el regulador de tensión MC7805AC. Para realizar este estudio, inicialmente se necesita conocer el valor de la intensidad de consumo total del circuito.

Una forma de conocer este valor de consumo del circuito es mediante la colocación de una sonda de corriente a la salida de este regulador de tensión. Esta sonda de corriente mostraría el valor de la intensidad de consumo total del circuito. Como en la simulación del sistema electrónico no se representa este regulador de tensión, si no que se alimenta cada etapa por separado con una tensión de alimentación de 5 V, para conocer este valor se unen en una misma fuente de alimentación de 5 V todos los terminales encargados de realizar la alimentación de cada componente electrónico. Una vez unidos todos los terminales, se conecta la sonda de corriente a la salida de esta fuente de alimentación de 5 V encargada de alimentar todos los componentes del circuito. Esta sonda muestra el valor de la intensidad de consumo total del circuito, el cual se trata de un valor de **9.43 mA**.

Teniendo en cuenta que en el regulador de tensión ocurre una caída de potencial máxima de 4 V, ya que entran en él 9 V aportados por la batería y salen 5 V de alimentación al circuito, se calcula que la potencia que debe soportar este regulador es de **37.72 mW**. Dicha potencia se calcula multiplicando la caída de potencial máxima que puede darse en el regulador de tensión (4 V) por el valor de intensidad de consumo del circuito (9.43 mA).

La hoja de características de este componente muestra la potencia máxima que es capaz de soportar este regulador sin necesidad de un disipador adicional. Tal y como se puede observar en la Figura 60, suponiendo una temperatura ambiente de 25 °C, el regulador de tensión es capaz de disipar 2 W de potencia sin necesidad de un radiador adicional. Esto demuestra que en este caso, en el cual se disipan 37.72 mW, no va a ser necesaria la implementación de ningún disipador de calor adicional.

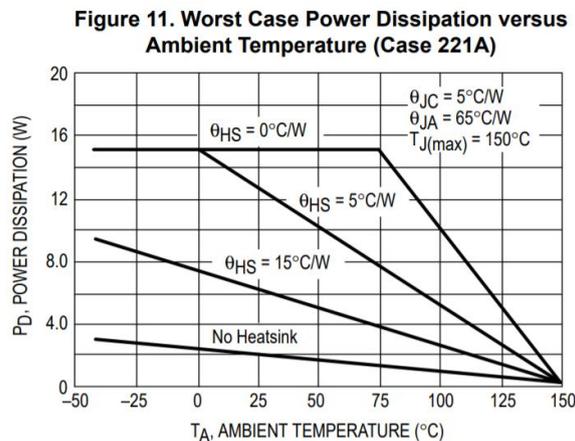


Figura 60: Disipación de potencia en función de  $T^a$  ambiente (tomado de [38]).

#### 4. Duración de la batería

Por último, en estos anexos se argumenta el cálculo de la duración de la batería del sistema. Teniendo en cuenta que la batería utilizada tiene una capacidad de 850 mAh y que el consumo total del circuito es de 9.43 mA, se realiza la división de estos dos valores y se obtiene un valor de duración de la batería de **90 h**.

## Anexo 2: Breve estudio económico

En este punto del proyecto se realiza un pequeño estudio económico para conocer el precio aproximado que representaría el material utilizado en la implementación de este sistema electrónico (ver Tabla 3). Este estudio económico no representa el coste total de fabricación de una prótesis, ya que en este no se tiene en cuenta el material para la fabricación de la prótesis completa ni el precio de los motores, el circuito impreso o el microcontrolador que se debería utilizar para el funcionamiento de ésta prótesis. Simplemente se tienen en cuenta los elementos estudiados durante la realización de este proyecto. Estos representan el material necesario para realizar el montaje del circuito electrónico de la prótesis.

Tabla 3: Breve estudio económico.

Material	Coste unitario	Unidades en el sistema	Coste total
Batería Hixon	6.75 € [33]	1	6.75 €
Regulador de tensión MC7805AC	0.54 € [38]	1	0.54 €
AD623	5.32 € [47]	1	5.32 €
OPA2343UA	2.53 € [50]	5	12.65 €
Condensadores cerámicos	0.0372 € [53]	5	0.18 €
Resistencias de película metálica	0.0056 € [58]	14	0.08 €
Potenciómetro	0.2 € [61]	2	0.4 €
Electrodos Ag/AgCl	0.15 € [61]	3	0.45 €
<b>TOTAL</b>	-	-	<b>26.37 €</b>



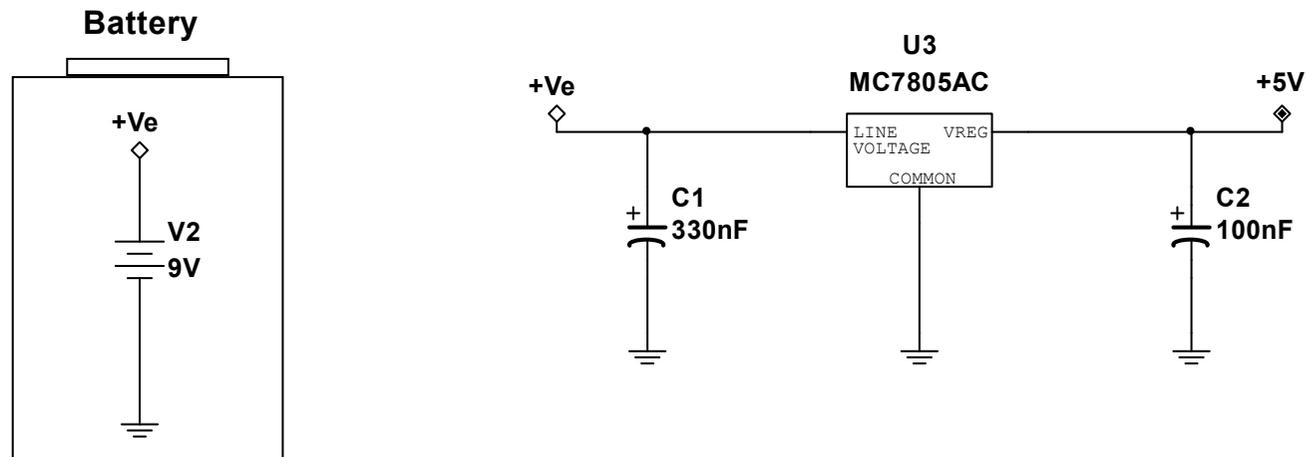
## **Documento II: Planos**

En este documento del proyecto se presentan los esquemáticos del circuito diseñado.

## Etapa Alimentación del circuito

Batería de litio de entrada recargable con salida 9 V.

Regulador lineal con entrada 7-9 V y salida fija de 5 V con protección de cortocircuito y sobrettemperatura.



Eva Moliner Adell

Título: Sistema de alimentación del circuito

Tamaño: Documento N°:

A4

1

Revisión:

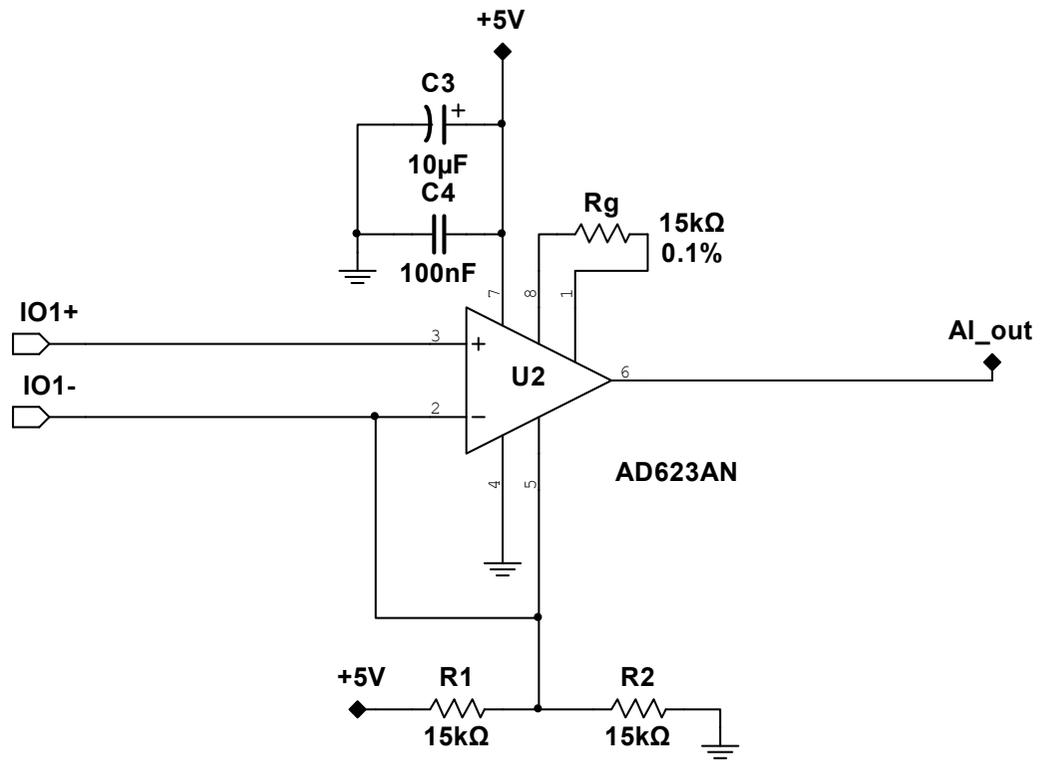
10/7/2020

Fecha: 9/7/2020

Página 1 de 6

## Etapa Amplificador de Instrumentación

Amplificador de Instrumentación AD623AN con alimentación single supply y salida rail-to-rail.  
Ganancia de 7.66 V/V con una  $R_g$  de 15 k $\Omega$ .



Eva Moliner Adell

Título: Etapa de adquisición de la señal de EMG mediante Amplificador de Instrumentación

Tamaño: Documento N°:

A4

1

Revisión:

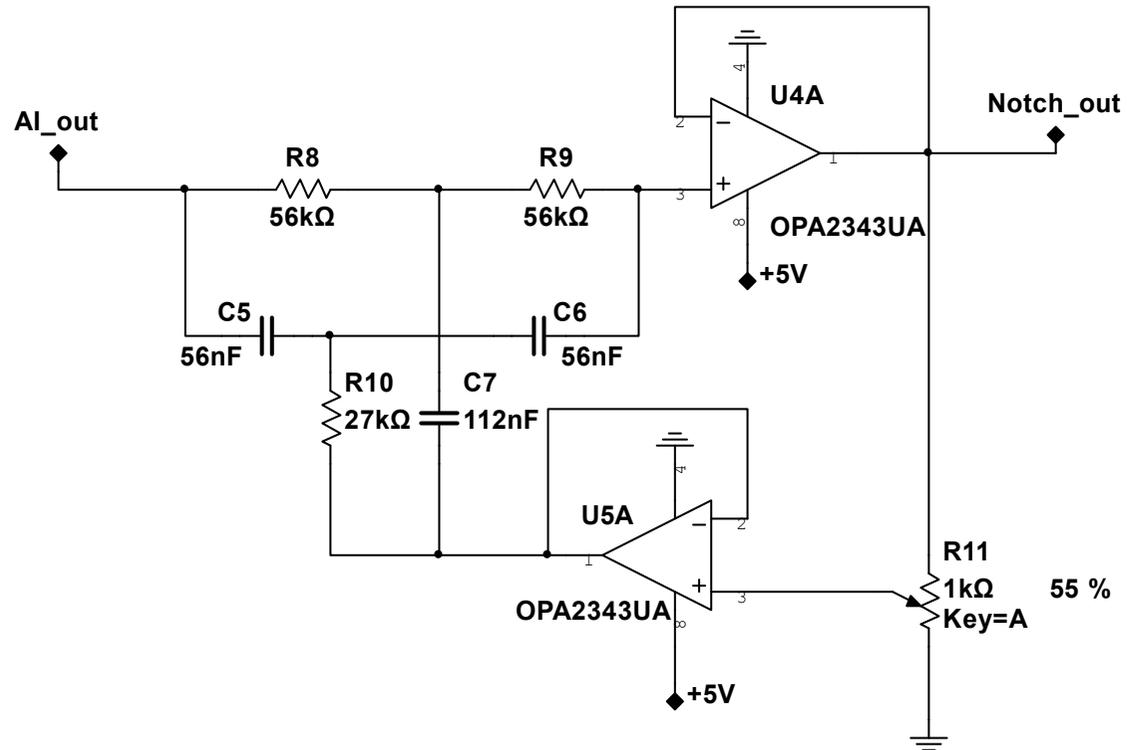
10/7/2020

Fecha: 9/7/2020

Página 2 de 6

## Etapa Filtro Notch 50Hz

Filtro para banda encargado de filtrar 50 Hz.  
Ganancia de 1 V/V para el resto de frecuencias.



Eva Moliner Adell

Título: Etapa de filtrado del ruido de red mediante filtro Notch

Tamaño: Documento N°:

A4

1

Revisión:

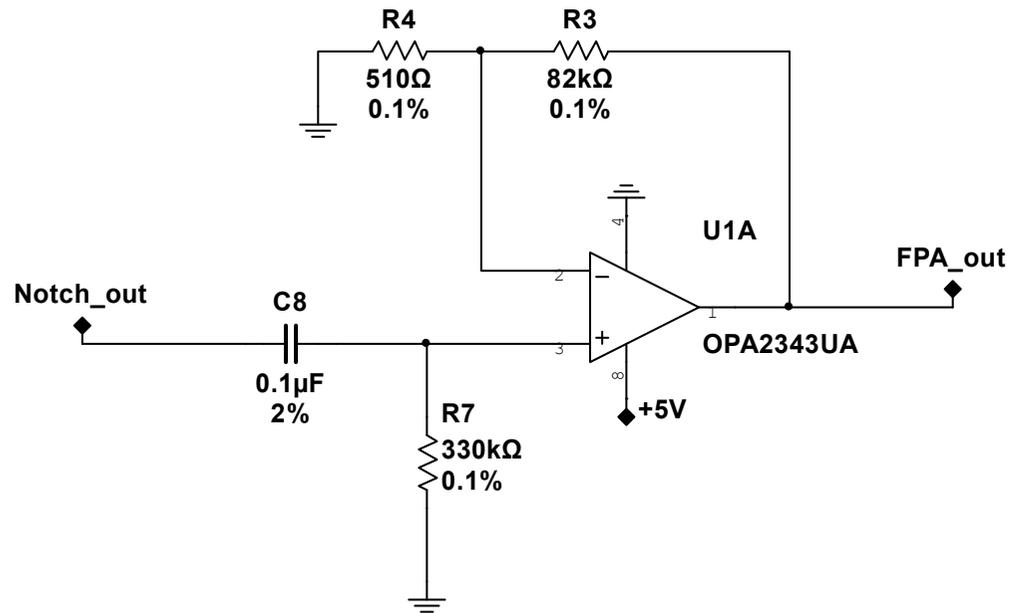
10/7/2020

Fecha: 9/7/2020

Página 3 de 6

## Etapa FPA

Filtro paso alto de primer orden, activo y no inversor.  
Frecuencia de corte inferior de 4.83 Hz.  
Ganancia de 161.78 V/V.



Eva Moliner Adell

Título: Etapa del filtrado de frecuencias bajas mediante un filtro paso alto

Tamaño: Documento N°:

A4

1

Revisión:

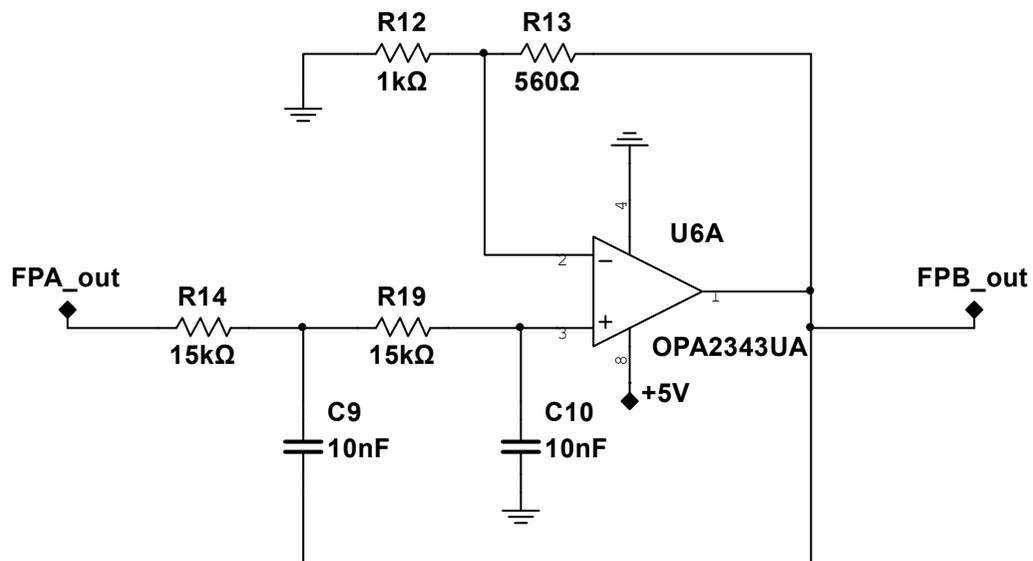
10/7/2020

Fecha: 9/7/2020

Página 4 de 6

## Etapa FPB

Filtro paso bajo de segundo orden, activo y no inversor.  
Frecuencia de corte superior de 1.042 kHz  
Ganancia de 1.56 V/V



Eva Moliner Adell

Título: Etapa del filtrado de frecuencias altas mediante un filtro paso bajo

Tamaño: Documento N°:

A4

1

Revisión:

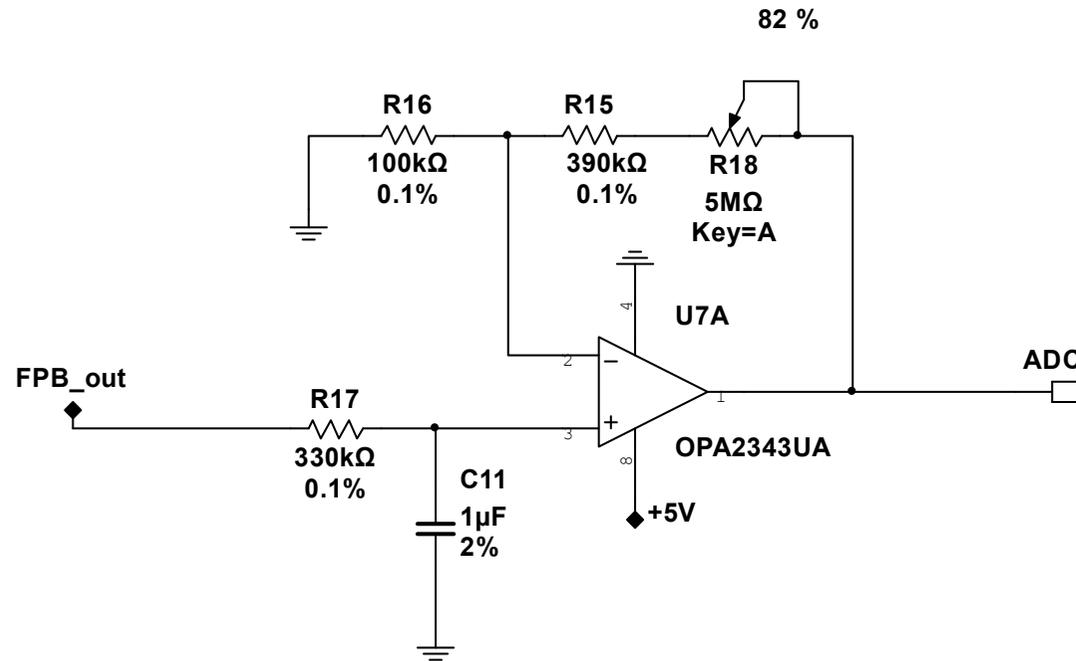
10/7/2020

Fecha: 9/7/2020

Página 5 de 6

## Etapa suavizado de la señal

Filtro paso bajo de primer orden, activo y no inversor.  
Frecuencia de corte superior de 0.48 Hz.  
Ganancia regulable mediante potenciómetro con un rango de 4.9 - 55 V/V



Eva Moliner Adell

Título: Etapa de suavizado de la señal mediante un filtro paso bajo

Tamaño: Documento N°:

A4

1

Revisión:

10/7/2020

Fecha: 9/7/2020

Página 6 de 6



# Documento III: Pliego de condiciones

## 1. Objeto

Este documento del proyecto tiene por objeto establecer una serie de condiciones que se deben tener en cuenta a la hora de implementar el circuito electrónico descrito.

Por una parte, aunque no se haya llevado a cabo dicha implementación real, en este pliego se van a exponer las condiciones de los materiales que lo integran. Dichas condiciones deberían tenerse en consideración en caso de montaje de este circuito. Las condiciones expuestas en este proyecto se redactan teniendo en cuenta la calidad del sistema, la seguridad del usuario y la unificación de los materiales.

Por otro lado, al no haberse realizado el montaje del sistema electrónico, se tiene muy poco conocimiento sobre los errores que podrían encontrarse, así como de las condiciones a tener en cuenta para evitarlos. Por tanto, a la hora de redactar las condiciones de la ejecución del proyecto, se explican las condiciones de la implementación de las simulaciones.

## 2. Condiciones de los materiales

### 2.1. Resistencias

#### Descripción

Todas las resistencias que se han tomado para realizar el diseño del sistema electrónico de este proyecto se han elegido de un valor normalizado. La Normativa de Obligado Cumplimiento que deben cumplir estas resistencias se trata de la UNE-EN 60062:2016/A1:2019: "Códigos para el marcado de resistencias y de condensadores.". Además, se debe tener en cuenta también la Normativa UNE-EN 140203:1996: "Resistencias fijas (nivel de aseguramiento de la calidad H)".

Tal y como se justifica en la memoria de este proyecto, las resistencias utilizadas deben ser de película metálica con una tolerancia del  $\pm 0.1\%$ .

#### Control de calidad

Se deben realizar dos pruebas sobre las resistencias utilizadas para la implementación de este sistema. Por una parte, se debe medir su valor mediante un Ohmetro. Este valor debe cumplir con el especificado mediante el código de colores de la resistencia teniendo en cuenta el rango de tolerancia permitida en estas resistencias. Su segunda prueba consistirá en un revisado superficial del estado del componente. Se debe asegurar que se ven bien los colores que definen el valor de dicho componente.

## 2.2. Condensadores

### **Descripción**

Todos los valores de los condensadores que se han tomado para realizar el diseño de este sistema también se tratan de valores normalizados. La normativa que deben cumplir estos condensadores se trata de la UNE-EN 60384-8:2015: “Condensadores fijos para uso en equipos electrónicos. Parte 8: Especificación intermedia: Condensadores fijos de dieléctrico cerámico, Clase 1”.

Estos condensadores deberán llevar marcado de forma rápidamente visible su valor. Se considera necesario que el valor de tolerancia de estos condensadores tenga un valor inferior al 10%.

### **Control de calidad**

La prueba que se debe realizar sobre este elemento se trata de la lectura de su valor real, la cual se debe llevar a cabo mediante un capacímetro de precisión.

## 2.3. Potenciómetros

### **Descripción**

Los potenciómetros utilizados en este sistema deben ir sujetos a la normativa UNE-EN 60393-1:2009: “Potenciómetros para uso en equipos electrónicos. Parte 1: Especificación genérica.”. Estos potenciómetros deben presentar una variación lineal y no deben presentar una tolerancia mayor al 20%. Además, estos potenciómetros también deben llevar marcado su valor en una parte exterior y rápidamente visible.

### **Control de calidad**

Para llevar a cabo el control de calidad de este elemento se debe comprobar su valor máximo mediante un Ohmetro, así como la variación de resistencia que se presenta al mover el cursor de este potenciómetro. Además, se deberá realizar un reconocimiento visual para comprobar el estado físico de este componente.

## 2.4. Circuitos integrados

### **Descripción**

Las condiciones que deben cumplir estos componentes son las de presentar un número par de patillas y llevar indicado el código del circuito integrado en su parte superior.

### **Control de calidad**

El control de calidad que se debe llevar a cabo sobre estos elementos es el de realizar una inspección visual de su estado físico externo.

## 2.5. Batería

### Descripción

La batería que se utiliza para alimentar el circuito se debe tratar de una batería de iones de litio y debe presentar una capacidad de 850 mAh. Debe presentar un rango de voltaje de 6 – 8.4 V y debe cumplir con la normativa UNE-EN 61960-3:2017: “Acumuladores con electrolitos alcalinos u otros electrolitos no ácidos. Acumuladores de litio para aplicaciones portátiles. Parte 3: Elementos de litio prismáticos y cilíndricos y acumuladores hechos con ellos”.

### Control de calidad

La prueba que se debe realizar sobre este componente para comprobar su correcto funcionamiento se trata de una medida de su valor de potencial para comprobar que consiste en el valor que se especifica en la hoja de características de esta.

## 3. Condiciones de la ejecución

### Descripción

Una de las condiciones que se debe tener en cuenta a la hora de realizar el simulado del sistema electrónico es la utilización de un ordenador con un procesador Intel Core i7 y 8 GB de RAM para así asegurar que este va a ser capaz de realizar las simulaciones requeridas en este sistema, ya que estas son de gran exigencia, al trabajarse con un registro de una señal de 30 s. Además, se debe asegurar que dicho ordenador disponga de una licencia para el *software* NI Multisim 14.2 utilizado para realizar las simulaciones.

Por otra parte, para llevar a cabo la simulación del circuito electrónico, inicialmente este se debe dividir en distintas etapas. Así, se debe realizar la simulación de cada etapa individualmente y, una vez comprobado su correcto funcionamiento, enlazarlas todas para conseguir la implementación del sistema total.

Para realizar la simulación de cada etapa se deben tener en cuenta las figuras que aparecen en la memoria de este proyecto, las cuales muestran el montaje de cada una de las etapas. Además, se deben utilizar los valores de resistencias y componentes explicados en esta memoria, de los cuales se justifica su valor. Cuando se añade un valor de resistencia o de condensador al circuito, se debe definir el valor de tolerancia así como el material de fabricación de este, el cual también se encuentra justificado en la memoria del proyecto.

Para adjuntar un registro de una señal real como entrada al sistema electrónico, esta debe encontrarse en un fichero *.txt* en el cual se muestre en una primera columna el tiempo de muestreo de esta señal y en una segunda columna el valor de amplitud de dicha señal en voltios. Este fichero debe ser introducido en el componente PWL Voltage (*Piecewise Linear Voltage*).

## **Control de calidad**

Para comprobar el correcto funcionamiento de cada etapa del sistema, se debe conectar un *Bode Plotter* que muestre el diagrama de Bode de cada filtro. Además, se recomienda la obtención de la transformada rápida de Fourier (FFT) de cada filtro para confirmar el buen funcionamiento de estos. Esto se debe realizar mediante la conexión del componente *Spectrum Analyzer*.

Además, se recomienda realizar pruebas con señales senoidales antes de pasar a la utilización de la señal real de EMG, para así poder comprobar mediante la observación de la entrada y de la salida de cada etapa el valor de ganancia aportada por esta, así como su capacidad de filtrado. La forma de observar la señal de entrada y de salida de las etapas es mediante la conexión de sondas de voltaje en los puntos de los que se quiera conocer dicha señal.

## **4. Pruebas y ajustes finales**

Una vez comprobado el correcto funcionamiento de cada etapa de forma individual, se puede llevar a cabo la unión de estas, así como realizar pruebas con el registro de señal de EMG real. En este momento es cuando se pueden realizar ajustes en el filtro de suavizado si se consideran necesarios.



# Documento IV: Presupuesto

## 1. Introducción

En este documento se presentan los costes que ha generado el diseño del sistema de adquisición y acondicionamiento de la señal de electromiografía. Estos costes se han dividido en distintos apartados, creando una organización de este presupuesto según la naturaleza de cada coste. Este presupuesto no incluye los costes de implementación del sistema expuesto en este trabajo, ya que esta implementación no se ha llevado a cabo durante la realización de este proyecto. Dichos costes pueden verse resumidos en los anexos de la memoria del proyecto.

A la hora de realizar este presupuesto se han tenido en cuenta distintas actividades realizadas por el ingeniero y las horas dedicadas a cada una de ellas, los costes de los materiales utilizados para la realización de este proyecto y los costes de la amortización de software, así como otros gastos generales. Además, se ha tenido en cuenta el valor del Beneficio Industrial y del IVA para calcular el valor del presupuesto total. Una opción para llevar a cabo el cálculo de este presupuesto sería el de considerar un 13% de gastos generales, como se realiza de forma generalizada. En este presupuesto, en cambio, se considera mejor opción realizar el cálculo específico de dichos gastos.

## 2. Coste de la mano de obra

Para realizar el presupuesto de este proyecto, se considera que el proyectista es un ingeniero profesional el cual cobra un precio horario de 30 €/h. En la Tabla 4 se pueden observar las tareas realizadas por el ingeniero, así como las horas invertidas en cada una de estas tareas.

Tabla 4: Coste de la mano de obra.

ACTIVIDAD	Nº HORAS (h)	PRECIO/HORA (€/h)	COSTE TOTAL (€)
Estudio de alternativas para la implementación del proyecto	10	30	300
Estudio de viabilidad de la alternativa elegida	20	30	600
Diseño del circuito	60	30	1800
Implementación de la simulación del circuito	50	30	1500
Pruebas de funcionamiento	20	30	600
Redacción y maquetación del proyecto	140	30	4200
<b>TOTAL</b>	<b>300</b>	<b>-</b>	<b>9000</b>

### 3. Coste de los materiales

Como se ha comentado en apartados anteriores, inicialmente se iba a llevar a cabo la implementación del circuito diseñado en este proyecto. En el caso de realizar dicha implementación, en este apartado del presupuesto deberían tenerse en cuenta tanto los componentes electrónicos utilizados (amplificadores operacionales, resistencias, condensadores, etc.) como los instrumentos electrónicos de medida (osciloscopio, voltímetro, etc.). Como finalmente se realiza una simulación de este sistema, en este apartado del presupuesto se tiene en cuenta simplemente el ordenador utilizado para llevar a cabo tanto la simulación del circuito como todas las tareas del proyecto (redacción, búsqueda de información, etc.) (ver Tabla 5).

Tabla 5: Coste de los materiales.

HARDWARE	UNIDADES (ud)	PRECIO/UNIDAD (€/ud)	COSTE TOTAL (€)
MSI CX62 6QD	1	898	898
<b>TOTAL</b>	-	-	<b>898</b>

### 4. Coste de amortización del software

Para llevar a cabo la realización de este proyecto ha sido necesaria la utilización de varios programas informáticos. En este apartado del presupuesto se tiene en cuenta el coste de la amortización de dichos programas informáticos. Para ello, se realiza un cálculo para conocer el tiempo de trabajo aproximado que ha supuesto la realización de este proyecto. A la hora de realizar este cálculo se supone que el proyectista trabaja 8 horas diarias, 21 días mensuales. Como se considera que se han dedicado 300 h a la realización completa del proyecto, esto supone un tiempo de trabajo de 1.8 meses aproximadamente:

$$\text{Periodo de realización} = \frac{\text{horas dedicadas al proyecto}}{\text{horas diarias} \times \text{días al mes}} = \frac{300}{8 \times 21} = 1.786 \approx 1.8 \text{ meses}$$

Una vez conocido este valor, se realiza el cálculo de la amortización del software utilizado para la realización del proyecto (ver Tabla 6). Para los programas que ofrecen una licencia indefinida, se supone un periodo de amortización de 5 años.

Tabla 6: Coste de amortización del software.

SOFTWARE	AMORTIZACIÓN DE LA LICENCIA (años)	PRECIO (€)	PRECIO MENSUAL (€)	PERIODO REALIZACIÓN PROYECTO (meses)	COSTE TOTAL (€)
NI Multisim 14.2	3	2.794,42	77,62	1,8	139,72
Office Profesional 2019	5	579	9,65	1,8	17,37
<b>TOTAL</b>	-	-	-	-	<b>157,09</b>

## 5. Otros gastos generales

A la hora de realizar este presupuesto, en lugar de tomar un valor generalizado para los gastos generales, se realiza la siguiente tabla (ver Tabla 7) con su correspondiente descomposición. En esta descomposición se tiene en cuenta el tiempo invertido en la realización del proyecto y los servicios necesarios para dicha realización, así como su precio mensual aproximado.

Tabla 7: Otros gastos generales.

CONCEPTO	PRECIO MENSUAL (€)	PERIODO REALIZACIÓN PROYECTO (meses)	COSTE TOTAL (€)
Alquiler oficina	200	1,8	360
Luz	40	1,8	72
Agua	9	1,8	16,2
Internet y telefonía	30	1,8	54
<b>TOTAL</b>	-	-	<b>502,2</b>

## 6. Presupuesto final

Para realizar el cálculo del coste final del proyecto se unen los costes desglosados en los apartados anteriores, teniendo en cuenta además el Beneficio Industrial y el IVA (ver Tabla 8).

Tabla 8: Presupuesto final.

CONCEPTO	IMPORTE (€)
Coste mano de obra	9000,00
Coste materiales	898,00
Coste software	157,09
Coste gastos generales	502,20
Importe antes de Beneficio Industrial	10557,29
Beneficio Industrial (6%)	633,44
Importe antes de IVA	11190,73
IVA (21%)	2350,05
<b>TOTAL PRESUPUESTO</b>	<b>13540,78</b>

Asciende el presupuesto general a la expresada cantidad de TRECE MIL QUINIENTOS CUARENTA EUROS CON SETENTA Y OCHO CÉNTIMOS.



## Bibliografía

- [1] J. Pérez Porto y A. Gardey, «Definición de prótesis,» 2013. [En línea]. Available: <https://definicion.de/protesis/>. [Último acceso: 26 05 2020].
- [2] K. Galli y S. Pelozo, «Órtesis y prótesis, auditoría médica,» 2017. [En línea]. Available: <http://www.auditoriamedicahoy.com.ar/biblioteca/Karina%20Galli%20Sabrina%20Peloso%20Ortesis%20y%20pr%C3%B3tesis.pdf>. [Último acceso: 26 5 2020].
- [3] O. J. Müller, «Prótesis estéticas,» [En línea]. Available: <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-de-miembro-superior/protesis-estatica/>. [Último acceso: 26 5 2020].
- [4] Anónimo. [En línea]. Available: <http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2013/01/protesis-de-miembros-superiores.pdf>. [Último acceso: 26 5 2020].
- [5] A. Tecuatl, «Ensayo: Prótesis inteligentes,» 7 11 2014. [En línea]. Available: <https://angiet12.wordpress.com/tag/ventajas-y-desventajas-de-las-protesis/>. [Último acceso: 26 5 2020].
- [6] Anónimo, «Sistemas protésicos,» [En línea]. Available: <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-2.htm>. [Último acceso: 26 5 2020].
- [7] E. Miranda, «Miranda Trauma,» 22 3 2016. [En línea]. Available: <https://mirandatrauma.com/cuantos-tipos-de-protesis-conoces/>. [Último acceso: 26 5 2020].
- [8] G. Li, "Electromyography Pattern-Recognition-Based Control of Powered Multifunctional Upper-Limb Prostheses," *intechopen*, 24 6 2011. [Online]. Available: <https://www.intechopen.com/books/advances-in-applied-electromyography/electromyography-pattern-recognition-based-control-of-powered-multifunctional-upper-limb-prostheses>. [Accessed 5 7 2020].
- [9] e. e. o. EMO, «Protésica de Miembro Superior,» [En línea]. Available: [http://www.emo.es/uploads/pdf/catalogos/ProtésicaMiembroSuperior\\_CatalogoComponentes\\_es.pdf](http://www.emo.es/uploads/pdf/catalogos/ProtésicaMiembroSuperior_CatalogoComponentes_es.pdf). [Último acceso: 26 5 2020].
- [10] Orliman, «Prótesis de pie de carbono de Orliman Prosthesis,» [En línea]. Available: <https://www.orliman.com/descubre-las-nuevas-protesis-de-pie-de-carbono-de-orliman-prosthesis/>. [Último acceso: 27 5 2020].
- [11] W. R. González-Adrio, «Tipos de prótesis,» [En línea]. Available: <https://www.teknon.es/es/especialidades/gonzalez-adrio-wagner-rafael/tipos-protesis>. [Último acceso: 27 5 2020].
- [12] Anónimo, «Prótesis robótica controlada por impulsos cerebrales,» *Negocio Tecnológico*, 22 11 2012. [En línea]. Available: <http://www.negociotecnologico.com/2012/11/protesis-robotica-controlada-por-impulsos-cerebrales/>. [Último acceso: 27 5 2020].
- [13] Anónimo, «Una prótesis que se controla con la mente permite mover los dedos por separado,» *T21*, 16 2 2016. [En línea]. Available: [https://www.tendencias21.net/Una-protesis-que-se-controla-con-la-mente-permite-mover-los-dedos-por-separado\\_a42031.html](https://www.tendencias21.net/Una-protesis-que-se-controla-con-la-mente-permite-mover-los-dedos-por-separado_a42031.html). [Último acceso: 27 5 2020].
- [14] V. Turk, «Las prótesis controladas por el cerebro están listas para la vida real,» *MOTHERBOARD TECH BY VICE*, 10 10 2014. [En línea]. Available: <https://www.vice.com/es/article/pg3dag/las-prtesis-controladas-con-el-cerebro-estn-listas-para-la-vida-real>. [Último acceso: 27 5 2020].
- [15] C. Rodríguez, «Prótesis robóticas e implantes cerebrales frente a la discapacidad,» *LA VANGUARDIA*, 22 12 2016. [En línea]. Available:

- <https://www.lavanguardia.com/vida/20161222/412805446123/protesis-roboticas-e-implantes-cerebrales-frente-a-la-discapacidad.html>. [Último acceso: 27 5 2020].
- [16] Anónimo, «Prótesis controladas por el cerebro sienten como una mano biológica,» T21, 4 5 2020. [En línea]. Available: [https://www.tendencias21.net/Protesis-controladas-por-el-cerebro-sienten-como-una-mano-biologica\\_a45868.html](https://www.tendencias21.net/Protesis-controladas-por-el-cerebro-sienten-como-una-mano-biologica_a45868.html). [Último acceso: 27 5 2020].
- [17] Anónimo, «Diseñan una prótesis que puede enviar y recibir señales del cerebro,» ConSalud, 5 6 2018. [En línea]. Available: [https://www.consalud.es/tecnologia/avances/disenan-una-protesis-que-puede-enviar-y-recibir-senales-del-cerebro\\_51253\\_102.html](https://www.consalud.es/tecnologia/avances/disenan-una-protesis-que-puede-enviar-y-recibir-senales-del-cerebro_51253_102.html). [Último acceso: 27 5 2020].
- [18] A. Martí, «Han creado un ojo artificial que tiene la misma estructura que uno biológico y que ha podido "ver",» Xataka, 21 5 2020. [En línea]. Available: <https://www.xataka.com/investigacion/han-creado-ojo-artificial-que-tiene-estructura-que-uno-biologico-que-ha-podido-ver>. [Último acceso: 27 5 2020].
- [19] J. L. Valera Benítez, "Capacitive Electrode with High Sensitivity for Detection of Electrical Biopotentials," ResearchGate, 5 2015. [Online]. Available: [https://www.researchgate.net/figure/Figura-10-a-Senal-EMG-medida-en-los-biceps-del-brazo-derecho-con-los-electrodos-con\\_fig2\\_277931231](https://www.researchgate.net/figure/Figura-10-a-Senal-EMG-medida-en-los-biceps-del-brazo-derecho-con-los-electrodos-con_fig2_277931231). [Accessed 5 7 2020].
- [20] Anónimo, «Músculo braquiorradial,» Wikipedia, 8 6 2020. [En línea]. Available: [https://es.wikipedia.org/wiki/M%C3%BAsculo\\_braquiorradial](https://es.wikipedia.org/wiki/M%C3%BAsculo_braquiorradial). [Último acceso: 5 7 2020].
- [21] Á. García Martín-Engeños, *Sistema de adquisición multicanal para señales mioeléctricas*, Madrid, 2015.
- [22] P. Craig L Taylor and M. Robert J. Schwarz, "The Anatomy and Mechanics of the Human Hand," *Artificial Limbs: A Review of Current Developments*, pp. 22-35, 5 1955.
- [23] P. A. Daneri, «Interfaz electrodo/piel,» de *Electromedicina: Equipos de Diagnóstico y Cuidados Intensivos*, bioengineeringbooks, 2015, pp. 43-45.
- [24] J. M. Ferrero Corral, *Bioelectrónica, señales bioeléctricas.*, València: Servicio de Publicaciones, Escuela Técnica Superior Ingenieros de Telecomunicación, D.L. 1994, 1994.
- [25] J. Brazeiro, S. Petraccia y M. Valdés, *Mano controlada por señales musculares*, Montevideo, 2015.
- [26] E. Correa, «Tipos de electrodos,» SlideShare, 1 4 2016. [En línea]. Available: <https://www.slideshare.net/skiltt/tipos-de-electrodos>. [Último acceso: 5 6 2020].
- [27] A. S.L., «ELECTRODO EMG / AGUJA / MONOPOLAR / DE ACERO INOXIDABLE,» Medical EXPO, [En línea]. Available: <https://www.medicalexpo.es/prod/ambu/product-69019-782907.html>. [Último acceso: 5 7 2020].
- [28] Á. Moreno Sanz, *Procesado avanzado de señal EMG*, Leganés, 2017.
- [29] «SENIAM,» [En línea]. Available: <http://seniam.org/>. [Último acceso: 6 6 2020].
- [30] D. F. Morales Reinoso, *Diseño e implementación del sistema de control de una prótesis biónica de 7 grados de libertad utilizando materiales inteligentes y control mioeléctrico adaptado para varios patrones de sujeción*, San Vicente Mártir de Latacunga, 2016.
- [31] ENEGON, «ENEGON 9V USB directa Recargable Batería 650mAh,» Amazon, [En línea]. Available: [https://www.amazon.es/ENEGON-Recargable-Lito-Ion-Micr%C3%B3fonos-electr%C3%B3nicos/dp/B07VKN5TP9/ref=sr\\_1\\_1\\_sspa?dchild=1&keywords=pila+recargable+9v+usb&qid=1591640461&sr=8-1-](https://www.amazon.es/ENEGON-Recargable-Lito-Ion-Micr%C3%B3fonos-electr%C3%B3nicos/dp/B07VKN5TP9/ref=sr_1_1_sspa?dchild=1&keywords=pila+recargable+9v+usb&qid=1591640461&sr=8-1-)

- spons&psc=1&spLa=ZW5jcnlwdGVkUXVhbGlmaWVyPUEyVEpOMDJQM1ZERVFFJmVuY3J5cHRIZElkPU. [Último acceso: 8 6 2020].
- [32] Blackube, «Batería recargable de litio Blackube de 9 V, 750 mAh,» Amazon, [En línea]. Available: [https://www.amazon.es/Recargable-Blackube-Detector-mult%C3%ADmetro-Incendios/dp/B07VFGC75H/ref=sr\\_1\\_3\\_sspa?dchild=1&keywords=pila+recargabl e+9v+usb&qid=1591640461&sr=8-3-spons&psc=1&spLa=ZW5jcnlwdGVkUXVhbGlmaWVyPUEyVEpOMDJQM1ZERVFFJmVuY3J5cHRIZElkPUeWMTk0](https://www.amazon.es/Recargable-Blackube-Detector-mult%C3%ADmetro-Incendios/dp/B07VFGC75H/ref=sr_1_3_sspa?dchild=1&keywords=pila+recargabl e+9v+usb&qid=1591640461&sr=8-3-spons&psc=1&spLa=ZW5jcnlwdGVkUXVhbGlmaWVyPUEyVEpOMDJQM1ZERVFFJmVuY3J5cHRIZElkPUeWMTk0). [Último acceso: 8 6 2020].
- [33] Hixon, «Batería recargable Li-lone Hixon 9V 850mAh,» Amazon, [En línea]. Available: [https://www.amazon.es/Bater%C3%ADa-Recargable-Hixon-Mult%C3%ADmetro-Detector/dp/B07LGS28BH/ref=sr\\_1\\_4\\_sspa?dchild=1&keywords=pila+recargable +9v+usb&qid=1591640461&sr=8-4-spons&psc=1&spLa=ZW5jcnlwdGVkUXVhbGlmaWVyPUEyVEpOMDJQM1ZERVFFJmVuY3J5cHRIZElkPUeWMTk0](https://www.amazon.es/Bater%C3%ADa-Recargable-Hixon-Mult%C3%ADmetro-Detector/dp/B07LGS28BH/ref=sr_1_4_sspa?dchild=1&keywords=pila+recargable +9v+usb&qid=1591640461&sr=8-4-spons&psc=1&spLa=ZW5jcnlwdGVkUXVhbGlmaWVyPUEyVEpOMDJQM1ZERVFFJmVuY3J5cHRIZElkPUeWMTk0). [Último acceso: 8 6 2020].
- [34] E. Berjano Zanon, *Electrónica Analógica, Tema 9: Alimentación en sistemas analógicos*.
- [35] T. Instruments, "alldatasheet.com: UA7805," 11 2006. [Online]. Available: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/230305/TI/UA7805.html>. [Accessed 9 6 2020].
- [36] TexasInstruments, «UA7805 Texas Instruments Reguladores de voltaje lineal,» Mouser Electronics, [En línea]. Available: <https://www.mouser.es/Search/Refine?Keyword=UA7805&qty=1>. [Último acceso: 9 6 2020].
- [37] Motorola, "alldatasheet.com MC7805," [Online]. Available: <https://html.alldatasheet.com/html-pdf/4480/MOTOROLA/MC7805/257/1/MC7805.html>. [Accessed 9 6 2020].
- [38] OnSemiconductor, «MC7805AC ON Semiconductor Reguladores de voltaje lineal,» Mouser Electronics, [En línea]. Available: <https://www.mouser.es/Search/Refine?Keyword=MC7805AC&qty=1>. [Último acceso: 9 6 2020].
- [39] BayLinear, "alldatasheet.com: LM7805," [Online]. Available: <https://html.alldatasheet.com/html-pdf/85503/ETC/LM7805/45/1/LM7805.html>. [Accessed 9 6 2020].
- [40] TexasInstruments, «LM7805,» Mouser Electronics, [En línea]. Available: <https://www.mouser.es/Search/Refine?Keyword=LM7805&qty=1>. [Último acceso: 9 6 2020].
- [41] T. Instruments, "alldatasheets.com: INA101AM," [Online]. Available: <https://html.alldatasheet.com/html-pdf/847615/TI1/INA101AM/116/2/INA101AM.html>. [Accessed 12 6 2020].
- [42] TexasInstruments, «INA101AG,» Mouser Electronics, [En línea]. Available: <https://www.mouser.es/ProductDetail/Texas-Instruments/INA101AG?qs=%2Fha2pyFaduJjEaXkI598X%2F94IJRoChKvzTIEiAPCMIw%3D>. [Último acceso: 12 6 2020].
- [43] TexasInstruments, «INA101AM,» Mouser Electronics, [En línea]. Available: <https://www.mouser.es/productdetail/texas-instruments/ina101am?qs=VBduBm9rCJQCytgkUddmQg==>. [Último acceso: 12 6 2020].
- [44] Burr-Brown, "Texas Instruments INA122," [Online]. Available: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina122.pdf?&ts=1590112897118>. [Accessed 12 6 2020].

- [45] TexasInstruments, «Amplificador de Instrumentación INA122P,» RS, [En línea]. Available: <https://es.rs-online.com/web/p/amplificadores-de-instrumentacion/6605226/>. [Último acceso: 12 6 2020].
- [46] AnalogDevices, "AD623 Single-Supply, Rail-to-Rail, Low Cost Instrumentation Amplifier," [Online]. Available: <http://isim.olin.edu/datasheets/AD623.pdf>. [Accessed 15 6 2020].
- [47] AnalogDevices, «Amplificador de Instrumentación, AD623ANZ, 3 V, 5 V, 9 V 0.2mV Offset, 70dB CMRR, PDIP, 8-Pines Salida Raíl a Raíl,» RS, [En línea]. Available: <https://es.rs-online.com/web/p/amplificadores-de-instrumentacion/5238575/>. [Último acceso: 15 6 2020].
- [48] Anónimo, *Instrumentación Electrónica: Tema 4. Filtros Activos*.
- [49] TexasInstruments, "SINGLE-SUPPLY, RAIL-TO-RAIL OPERATIONAL AMPLIFIERS microAmplifier Series," [Online]. Available: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2343.pdf?HQS=TI-null-null-digikeymode-df-pf-null-ww&ts=1594332780004>. [Accessed 10 7 2020].
- [50] TexasInstruments, «OPA2343UA,» Mouser Electronics, [En línea]. Available: [mouser.es/ProductDetail/Texas-Instruments/OPA2343UA?qs=7nS3%252BbEUL6ubWj3kZcjDrA%3D%3D](https://www.mouser.es/ProductDetail/Texas-Instruments/OPA2343UA?qs=7nS3%252BbEUL6ubWj3kZcjDrA%3D%3D). [Último acceso: 10 7 2020].
- [51] TexasInstruments, «LM324AD,» Mouser Electronics, [En línea]. Available: <https://www.mouser.es/productdetail/texas-instruments/lm324ad?qs=KaAwwOlwapt3jpyTZJatfQ==>. [Último acceso: 10 7 2020].
- [52] Anónimo, «Tipos de condensadores,» TIPOS, [En línea]. Available: <https://www.tipos.co/tipos-de-condensadores/>. [Último acceso: 16 6 2020].
- [53] SODIAL(R), «Condensadores electroliticos - SODIAL(R)10 x 10uF 50V 105C condensador electrolitico radial 5x11mm,» Amazon, 9 7 2016. [En línea]. Available: [https://www.amazon.es/Condensadores-electroliticos-SODIAL-condensador-electrolitico/dp/B01EZGSHO0?ref\\_=fsclp\\_pl\\_dp\\_4](https://www.amazon.es/Condensadores-electroliticos-SODIAL-condensador-electrolitico/dp/B01EZGSHO0?ref_=fsclp_pl_dp_4). [Último acceso: 17 6 2020].
- [54] REFURBISHHOUSE, «REFURBISHHOUSE 50 x 22pF 50V Condensadores de disco de ceramica de DIP baja tension,» Amazon, 9 4 2019. [En línea]. Available: [https://www.amazon.es/REFURBISHHOUSE-Condensadores-disco-ceramica-tension/dp/B07QGT1L51/ref=sr\\_1\\_15?\\_\\_mk\\_es\\_ES=%C3%85M%C3%85%C5%BD%C3%95%C3%91&crd=4X02DKE3PA88&dchild=1&keywords=condensadores+ceramicos&qid=1592412945&s=tools&srefix=condensadores+cer%2Cd](https://www.amazon.es/REFURBISHHOUSE-Condensadores-disco-ceramica-tension/dp/B07QGT1L51/ref=sr_1_15?__mk_es_ES=%C3%85M%C3%85%C5%BD%C3%95%C3%91&crd=4X02DKE3PA88&dchild=1&keywords=condensadores+ceramicos&qid=1592412945&s=tools&srefix=condensadores+cer%2Cd). [Último acceso: 17 6 2020].
- [55] Bllinli, «Bllinli Juego de condensadores de película plástica de Seguridad de Polipropileno de 50 Piezas, Valor 10, Conjunto 1nF-0.47uF,» Amazon, 22 7 2019. [En línea]. Available: [https://www.amazon.es/Bllinli-condensadores-Seguridad-Polipropileno-1nF-0-47uF/dp/B07VK5QCT1/ref=sr\\_1\\_2?\\_\\_mk\\_es\\_ES=%C3%85M%C3%85%C5%BD%C3%95%C3%91&dchild=1&keywords=condensadores+pelicula+plastica&qid=1592413518&s=industrial&sr=1-2](https://www.amazon.es/Bllinli-condensadores-Seguridad-Polipropileno-1nF-0-47uF/dp/B07VK5QCT1/ref=sr_1_2?__mk_es_ES=%C3%85M%C3%85%C5%BD%C3%95%C3%91&dchild=1&keywords=condensadores+pelicula+plastica&qid=1592413518&s=industrial&sr=1-2). [Último acceso: 17 6 2020].
- [56] Anónimo, «Tipos de resistencias eléctricas,» Enciclopedia de Clasificaciones, 2017. [En línea]. Available: <https://www.tiposde.org/ciencias-naturales/689-resistencias-electricas/>. [Último acceso: 17 6 2020].
- [57] Hilitand, «Componentes electrónicos del surtido de 1000pcs resistencias, 1/2W 1-10M ohmios Kit de resistencias de la película de carbono del carbón,» Amazon.es, 1 5 2018. [En línea]. Available: [https://www.amazon.es/Componentes-electr%C3%B3nicos-surtido-resistencias-pel%C3%ADcula/dp/B07CRF5TWN/ref=sr\\_1\\_4?\\_\\_mk\\_es\\_ES=%C3%85M%C3%85%C5%BD%C3%95%C3%91](https://www.amazon.es/Componentes-electr%C3%B3nicos-surtido-resistencias-pel%C3%ADcula/dp/B07CRF5TWN/ref=sr_1_4?__mk_es_ES=%C3%85M%C3%85%C5%BD%C3%95%C3%91)

- 85%C5%BD%C3%95%C3%91&dchild=1&keywords=resistencias+de+pelicula+de+carb%C3%B3n&qid=1592395672&s=industrial&sr=1-4. [Último acceso: 17 6 2020].
- [58] Zuchini, «Kit de resistencia de 2600 piezas, 130 valores 1%, 1 Ohm 3M Ohm 1/4 W, surtido de resistencias de película metálica para bricolaje y experimentos,» Amazon, 28 5 2020. [En línea]. Available: [https://www.amazon.es/resistencia-resistencias-pel%C3%ADcula-bricolaje-experimentos/dp/B085BZRPTR/ref=sr\\_1\\_7?\\_\\_mk\\_es\\_ES=%C3%85M%C3%85%C5%BD%C3%95%C3%91&dchild=1&keywords=resistencias+de+pelicula+metalica&qid=1592416736&sr=8-7](https://www.amazon.es/resistencia-resistencias-pel%C3%ADcula-bricolaje-experimentos/dp/B085BZRPTR/ref=sr_1_7?__mk_es_ES=%C3%85M%C3%85%C5%BD%C3%95%C3%91&dchild=1&keywords=resistencias+de+pelicula+metalica&qid=1592416736&sr=8-7). [Último acceso: 17 6 2020].
- [59] LabcenterElectronics, «Proteus Professional 8.6.23525,» updatestar, [En línea]. Available: <https://proteus-professional.updatestar.com/es>. [Último acceso: 17 6 2020].
- [60] NationalInstruments, «Multisim 14.2.0,» National Instruments, 17 5 2019. [En línea]. Available: <https://www.ni.com/es-es/support/downloads/software-products/download/multisim.html#312060>. [Último acceso: 17 6 2020].
- [61] Á. García Martín-Engeños, *Sistema de adquisición multicanal para señales mioeléctricas.*, Madrid, 2015.
- [62] Anónimo, «www.uco.es: Curso Audiovisual de simulación de circuitos electrónicos con OrCAD 16: Rectificador de doble onda,» [En línea]. Available: <http://www.uco.es/organiza/departamentos/iec/electronica/rss01/OrCAD/teoria/13.pdf>. [Último acceso: 11 6 2020].
- [63] TexasInstruments, "alldatasheet.com: OPA2335," [Online]. Available: <https://html.alldatasheet.com/html-pdf/82516/BURR-BROWN/OPA2335/1007/2/OPA2335.html>. [Accessed 16 6 2020].
- [64] TexasInstruments, «OPA2335AIDR,» Mouser Electronics, [En línea]. Available: <https://www.mouser.es/ProductDetail/Texas-Instruments/OPA2335AIDR?qs=7nS3%252BbEUL6uJHBhnbuRjDw%3D%3D>. [Último acceso: 16 6 2020].
- [65] AnalogDevices, «OP27AZ,» Mouser Electronics, [En línea]. Available: <https://www.mouser.es/ProductDetail/Analog-Devices/OP27AZ?qs=sGAepiMZZMutXGli8Ay4kD%2F4TpDpCbli7CX8EWvy%2F0l%3D>. [Último acceso: 16 6 2020].
- [66] AnalogDevices, "LTC2051/LTC2052 - Dual/Quad Zero-Drift Operational Amplifiers," [Online]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/20512fd.pdf>. [Accessed 16 6 2020].
- [67] AnalogDevices, «LTC2051CMS10#PBF,» Mouser Electronics, [En línea]. Available: <https://www.mouser.es/ProductDetail/?qs=hVkxg5c3xu%252BpqcJC7uuiqA%3D%3D>. [Último acceso: 16 6 2020].
- [68] S. Franco, *Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits*, New York: McGraw-Hill Education, 2015.
- [69] Anónimo, *Filtros Activos*.