

Proyecto Fin de Carrera
Grado en Ingeniería de las Tecnologías de
Telecomunicación

Diseño y fabricación de circuito electrónico para la
obtención de la señal de impulso electromuscular.

Autor: Juan Ángel Garrido Lupiáñez

Tutores: María del Mar Elena Pérez

Alfredo Pérez Vega-Leal

**Departamento de ingeniería Electrónica
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla**

Sevilla, 2021



Proyecto Fin de Carrera
Grado en Ingeniería de las
Tecnologías de Telecomunicación

Diseño y fabricación de circuito electrónico para la obtención de la señal de impulso electromuscular.

Autor:

Juan Ángel Garrido Lupiáñez

Tutores:

María del Mar Elena Pérez

Profesora Contratada Doctora

Alfredo Pérez Vega-Leal

Profesor titular

Departamento de ingeniería Electrónica
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2021

Proyecto Fin de Grado: Diseño y fabricación de circuito electrónico para la obtención de la señal de impulso electromuscular.

Autor: Juan Ángel Garrido Lupiáñez

Tutores: María del Mar Elena Pérez
Alfredo Pérez Vega-Leal

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2021

El Secretario del Tribunal

A mi familia

A mis maestros

Agradecimientos

Todo aquel que comienza una carrera sueña con poder finalizarla y por fin llego el día de redactar unas palabras de agradecimiento a toda la gente que me ha dado su apoyo en todo momento, en especial a mi familia que siempre me ha apoyado cuando las cosas no han salido como esperaba.

Durante el paso por la carrera me he llevado muchas amistades, algunas de ellas se han pasado a formar parte de mi vida. A esas personas les debo también parte del éxito obtenido ya que en los duros momentos que se viven allí no hay nada como sentirse comprendido y apoyado por tus compañeros ya que este camino se hace mucho más llevadero si tienes con quien recorrerlo.

Por último, dar las gracias a mis tutores, María del Mar Elena Pérez y Alfredo Pérez Vega-Leal, sin su ayuda no habría podido abarcar todos los conocimientos empleados.

Por fin, podemos poner el broche a esta etapa universitaria que tan dura me ha resultado pero a la vez me llena de satisfacción haber alcanzado el objetivo que fijé al comenzar esta andadura.

Juan Ángel Garrido Lupiáñez

Sevilla, 2021

Resumen

La electromiografía es la ciencia que estudia los estímulos musculares para su posterior estudio o aplicación, pero, ¿cómo se obtienen dichos estímulos de una forma que podamos interpretarlo?

Aquí es donde entra en juego la tecnología, Se debe diseñar algún circuito electrónico que sea capaz de recopilar estos estímulos y representarlos para que puedan ser funcionales. La idea de realizar este proyecto surgió en gran parte por cursar la asignatura de Instrumentación Electrónica, la cual proporciona las herramientas necesarias para poder medir una magnitud física, en principio desconocida para el usuario.

La magnitud física a medir en este caso es la señal de impulso muscular o lo que es lo mismo, Electromiograma (EMG), la cual tiene como características principales tensión y frecuencia.

Este escrito describe los pasos y estudios necesarios para poder realizar el diseño de un sistema, el cual sea capaz de interpretar y representar dicha medida.

Posteriormente, nos encontramos con otra parte del proyecto totalmente diferencial de la primera, que es la construcción y fabricación física de dicho circuito de una forma compacta, en nuestro caso será un prototipo.

Al culmen del proyecto, nuestro circuito diseñado, fabricado y ensamblado, deberá ser capaz de conectarse al cuerpo mediante electrodos, los cuales harán la función de transconductor y ser capaz de obtener la señal de impulso muscular.

Abstract

Electromyography is the science that studies muscle stimuli for further study or application, but how do we obtain these stimuli in a way that we can interpret them?

This is where technology comes into play. An electronic circuit must be designed that is capable of collecting these stimuli and representing them so that they can be functional. The idea of carrying out this project arose in large part from taking the subject of Electronic Instrumentation, which provides the necessary tools to be able to measure a physical magnitude, in principle unknown to the user.

The physical magnitude to be measured in this case is the muscle impulse signal or, in other words, the electromyogram (EMG), whose main characteristics are voltage and frequency.

This paper describes the steps and studies necessary to be able to design a system capable of interpreting and representing this measurement.

Subsequently, we come to another part of the project that is totally different from the first, which is the construction and physical manufacture of this circuit in a compact form, in our case it will be a prototype.

At the end of the project, our designed, manufactured and assembled circuit must be able to be connected to the body by means of electrodes, which will act as a transconductor and be able to obtain the muscle impulse signal.

Agradecimientos	ix
Resumen	xi
Abstract	xiii
Índice	xiv
Índice de Tablas	xvi
Índice de Figuras	xvii
Notación	xx
1 Introducción	23
1.1. <i>Presentación del problema</i>	23
1.2. <i>Objetivo</i>	24
1.3. <i>Alcance</i>	24
1.4. <i>Estado del arte</i>	25
1.5. <i>Requerimientos</i>	26
2 Diseño del sistema	28
2.1. <i>Amplificador de Instrumentación</i>	29
2.2. <i>Filtrado</i>	32
2.2.1 <i>Filtro paso bajo</i>	33
2.2.2 <i>Filtro paso alto</i>	35
2.3. <i>Circuito Offset</i>	36
2.4. <i>Circuito MAV</i>	37
2.5. <i>Amplificador</i>	38
3 Simulación	41
3.1. <i>Interfaz gráfica</i>	41
3.2. <i>Amplificador de instrumentación</i>	42
3.3. <i>Filtro paso bajo</i>	45
3.4. <i>Filtro paso alto</i>	48
3.5. <i>Circuito de offset</i>	50
3.6. <i>Amplificador</i>	51
3.7. <i>Circuito MAV</i>	53
4 Laboratorio	56
4.1. <i>Sesión primera: Configuración de equipos y primeras pruebas (21 Octubre de 2020)</i>	56
4.2. <i>Sesión segunda: Etapa amplificadora y filtrado (12 Noviembre de 2020)</i>	63
4.3. <i>Sesión tercera: Pruebas sistema general y con señal real (03 Diciembre de 2020)</i>	78
4.4. <i>Sesión cuarta: Sistema complete con señal real (27 Enero de 2021)</i>	83
4.5. <i>Sesión quinta: Pruebas unitarias PCB (22 Febrero de 2021)</i>	86
4.6. <i>Sesión quinta: Pruebas unitarias PCB (10 Marzo de 2021)</i>	88
5 Prototipado del PCB	91
6 Futuras mejoras	109
6.1. <i>Futuras mejoras</i>	109
	xiv

6.2. Posibles aplicaciones	111
6.3. Planificación	112
6.4. Presupuesto	114
6.5. Conclusiones	116
7 Referencias	117
8 Anexos	119

Índice de Tablas

Tabla 1: Parámetros filtro paso bajo	34
Tabla 2: Parámetros entrada simulación A.I.	43
Tabla 3: Parámetros entrada simulación A.I.(2)	45
Tabla 4: parámetros generador de ondas	62
Tabla 5: Relación entrada salida filtro paso bajo	65
Tabla 6: Respuesta filtro paso bajo de barrido en frecuencia	67
Tabla 7: Relación entrada salida A.I. + filtro paso bajo	68
Tabla 8: Respuesta de A.I. + filtro paso bajo en barrido de frecuencia	69
Tabla 9: Relación entrada salida filtro paso alto	70
Tabla 10: Respuesta filtro paso alto al barrido en frecuencia	72
Tabla 11: Relación entrada salida A.I. + filtro paso alto	72
Tabla 12: Respuesta de A.I. + filtro paso alto en barrido de frecuencia	73
Tabla 13: Comparativa entrada/salida de etapa amplificación + etapa filtrado	75
Tabla 14: Respuesta de etapa amplificación + etapa filtrado en barrido de frecuencia	76

Índice de Figuras

Figura 1: Esquema general del diseño	28
Figura 2: Bloques del sistema	29
Figura 3: Amplificador de Instrumentación (Circuito)	30
Figura 4: Amplificador de Instrumentación RGain (Circuito)	32
Figura 5: Comparativa entre tipos de filtros	33
Figura 6: Circuito Filtro paso Bajo	33
Figura 7: Circuito Filtro paso Bajo adaptado	34
Figura 8: Circuito filtro paso alto	35
Figura 9: Circuito de offset	36
Figura 10: Circuito MAV	37
Figura 11: Circuito MAV con condensador C	38
Figura 12: Circuito Amplificador no Inversor	38
Figura 13: Interfaz programa simulación	41
Figura 14: Herramientas mas útiles del programa de simulación	42
Figura 15: Configuración de alimentación del sistema	42
Figura 16: Amplificador de Instrumentación en Pspice	43
Figura 17: Configuración de parámetros dentro de la aplicación	44
Figura 18: Señales de entrada	44
Figura 19: Salida Amplificador de Instrumentación	44
Figura 20: Salida Amplificador de Instrumentación (2)	45
Figura 21: Filtro paso bajo en Pspice	46
Figura 22: Simulación Filtro paso bajo	46
Figura 23: Simulación Filtro paso bajo (2)	47
Figura 24: Simulación Filtro paso bajo (3)	47
Figura 25: Filtro paso alto en Pspice	48
Figura 26: Simulación Filtro paso alto	48
Figura 27: Simulación Filtro paso alto (2)	49
Figura 28: Simulación Filtro paso alto (3)	49
Figura 29: Circuito de offset en Pspice	50
Figura 30: Simulación de circuito de offset	50
Figura 31: Amplificador no inversor en Pspice	51
Figura 32: Simulación del Amplificador no inversor	52
Figura 33: Marcadores en gráfica anterior	52
Figura 34: Circuito MAV en Pspice	53

Figura 35: Simulación del circuito MAV	53
Figura 36: Unión de resistencias	56
Figura 37: Configuración amplitud	58
Figura 38: Configuración frecuencia	58
Figura 39: Configuración Alimentación del sistema	58
Figura 40: Detalle amplificador de instrumentación	59
Figura 41: Esquema de pines del UA741	59
Figura 42: Salida del A.I. en saturación	60
Figura 43: Detalle amplificador de instrumentación cambiando R_g	61
Figura 44: Salida del A.I. misma entrada	61
Figura 45: Salida del A.I. con dos señales de entrada	62
Figura 46: Puesto de trabajo	63
Figura 47: Entrada V1	63
Figura 48: Entrada V2	63
Figura 49: visión general de conexiones	64
Figura 50: Salida con $R_g = 1K\Omega$	64
Figura 51: Detalle filtro paso bajo	65
Figura 52: Detalle A.I. + filtro paso bajo	68
Figura 53: Detalle filtro paso alto	70
Figura 54: Diagrama de prueba a realizar	74
Figura 55: Detalle etapa amplificación + etapa filtrado	74
Figura 56: Detalle circuito offset	76
Figura 57: Entrada circuito offset	77
Figura 58: Salida circuito offset	77
Figura 59: Disposición de electrodos en el brazo	78
Figura 60: Respuesta primera etapa con electrodos en el brazo	79
Figura 61: Detalle de la respuesta anterior	79
Figura 62: Respuesta circuito MAV con señales generadas	80
Figura 63: Detalle A.I. + MAV + Amplificador no inversor	81
Figura 64: Detalle Amplificador no inversor	81
Figura 65: Comparación entre salida A.I y (A.I.+MAV+A) con señales generadas	82
Figura 66: Esquema amplificador no inversor	82
Figura 67: Vista general del conexionado de todas las etapas	83
Figura 68: Medición de señal EMG en placa de pruebas	83
Figura 69: Medición de señal EMG antes de la etapa de filtrado	84
Figura 70: Medición de señal EMG en la salida final	85
Figura 71: Medición de señal antes de la etapa de filtrado en el PCB	86

Figura 72: Medición de señal con ondas generadas	87
Figura 73: Salida final del sistema	88
Figura 74: Salida final con ondas generadas	89
Figura 75: Interfáz programa Eagle	91
Figura 76: Herramientas básicas de Eagle	92
Figura 77: Herramientas ERC de Eagle	93
Figura 78: Sistema completo en versión Schematic	93
Figura 79: Longitud de resistencia	94
Figura 80: Biblioteca de componentes	94
Figura 81: Resultado del análisis ERC	95
Figura 82: Icono para cambio de vista	95
Figura 83: Herramientas básicas de Eagle Board	96
Figura 84: Layout del circuito	97
Figura 85: Rutado de las dos capas del circuito	98
Figura 86: Rutado capa Top	98
Figura 87: Rutado capa Botton	98
Figura 88: Capa Top	99
Figura 89: Capa Botton	99
Figura 90: Detalle de la borna de entrada y salida	100
Figura 91: Descripción del condensador en Eagle	101
Figura 92: Fichero con reglas de validación	102
Figura 93: Resultado prueba DRC	102
Figura 94: Capa Botton con isolate 50	103
Figura 95: Capa Top con isolate 50	104
Figura 96: Capa Botton con isolate 12	104
Figura 97: Capa Top con isolate 12	105
Figura 98: Comprobación diámetro de pads	105
Figura 99: Detalle del PCB obtenido	106
Figura 100: Taladro específico	106
Figura 101: Multímetro para comprobar conductividad	107
Figura 102: Esquema de pines	109
Figura 103: Encapsulado	109
Figura 104: Esquema de pines	110
Figura 105: Encapsulado	110
Figura 106: Diagrama general	111
Figura 107: Dedicación	112

Notación

EMG	Electromiografía
V	Voltio
mV	Milivoltio
Hz	Hercio
KHz	Kilohercio
A/D	Conversión analógica digital
MAV	Mean Absolute Value
G	Ganancia
V_i	Caída de tensión en i
V_{xi}	Caída de tensión en x
R_i	Valor de resistencia i
A, B, C, D	Identificación de nodos
V_c	Caída de tensión en c
V_d	Caída de tensión en d
β	beta
Ω	Ohmio
$K\Omega$	Kilohmio
π	Número pi
K	Constante
f_c	Frecuencia de corte
C_i	Valor del condensador i
A	Ganancia
Q	Factor de calidad
nF	Nanofaradio
μF	Picofaradio
V_{cc}	Tensión de alimentación
V_{out}	Tensión de salida
V_{in}	Tensión de entrada
V_{amp}	Tensión salida amplificador
V_{pp}	Valor de Tensión pico a pico
mS	milisegundos
mm	milímetros
PCB	Printed Circuit Board
GND	Tierra
ERC	Electrical Rules Cheking
DRC	Designer Rules Cheking

1 INTRODUCCIÓN

“En algún lugar, algo increíble esta esperando ser conocido”.

- Carl Sagan -

La electromiografía (EMG) mide la actividad eléctrica de los músculos y nervios. Los nervios envían señales eléctricas desde el cerebro para que los músculos reaccionen con un cierto estímulo. Estas señales que pueden medirse para su posterior estudio o aplicación.

Esta práctica, examina las señales eléctricas de los músculos cuando están en reposo y cuando están trabajando. Los estudios de conducción nerviosa miden la rapidez y la eficacia con que las señales eléctricas del cuerpo se transmiten por los nervios

Dichos estudios nerviosos permiten saber si el paciente sufre de algún trastorno problema muscular, nervioso o ambos. Cuando la EMG y los estudios de conducción nerviosa se hacen al mismo tiempo, ayudan a saber si la causa de los síntomas es un problema muscular o nervioso.

Aunque el propósito que buscamos en este proyecto es realizar nuestro propio instrumento electrónico para la detección del impulso muscular (EMG) para así poder usar esta señal obtenida en algunas aplicaciones médicas que se comentarán posteriormente.

1.1 Presentación del problema

Todo avance o innovación en la ingeniería surge por causa de la necesidad, entendiendo la necesidad como el interés de una persona por crear o descubrir algo nuevo con un fin concreto.

La necesidad en nuestro caso es la creación de una interfaz que haga las veces de transductor, entre una magnitud física desconocida que no podemos ver ni percibir, en este caso la señal que hace posible controlar la movilidad de nuestros músculos. La finalidad de ser capaces de obtener esta señal y poder representarla gráficamente es muy variada, desde su estudio para detectar posibles trastornos musculares a la utilización de esta señal para aplicaciones de rendimiento deportivo, etc.

Aunque las aplicaciones posteriores no incumben a este proyecto, el verdadero problema o necesidad de este documento es el medio para pasar de una magnitud física desconocida y no visible a una representación gráfica de ella la cual puede ser perceptible por un ser humano.

1.2 Objetivo

El principal objetivo del proyecto es la obtención de la señal electromuscular de manera bruta (Raw data), es decir, realizar la interfaz entre la magnitud física a medir y la medida de esta magnitud.

En este caso la magnitud física es una señal en unidades de milivoltios y es necesario recorrer el sistema diseñado a continuación en este proyecto para poder visualizar dicha señal, para ello se diseñará un sistema constituido por distintos bloques, los cuales en conjunto realizarán el propósito deseado, que no es más que poder ver la señal de EMG para posteriormente usarla en la aplicación deseada o hacer un estudio exhaustivo de dicha señal.

Cada uno de los bloques actúa sobre la señal de una manera diferente para aplicarle el procesamiento analógico y obtener el resultado final.

1.3 Alcance

Este apartado hace referencia a las competencias de este proyecto, para que no nazca ninguna duda o confusión al lector de este documento sobre la ejecución y competencias necesarias para la conclusión de este trabajo.

Por tanto, se define a continuación el alcance del proyecto, es decir, lo necesario para la finalización y validación de éste. Y también, no menos importantes, los hitos o competencias que no se llevarán a cabo y que por tanto no podrán ser reclamadas posteriormente.

El sistema diseñado debe poder ofrecer una clara representación gráfica de la señal EMG, para conseguir dicho propósito se realizará el diseño de las distintas etapas, desde la entrada del sistema producida por los electrodos, hasta la salida del sistema, la cual será visualizada por algún medio óptimo para poder evidenciar la medida gráficamente.

La interfaz gráfica que entre el usuario y la salida del sistema, no será competencia de este proyecto, es decir, a la salida del sistema será necesario utilizar algún tipo de procesamiento digital para poder visualizar la señal gráficamente. Usaremos para las pruebas un osciloscopio.

Tampoco se realizará ninguna aplicación posterior a la obtención de la señal, como podría ser:

- procesamiento digital.
- mediciones de ámbito médico.
- mediciones de ámbito deportivo.
- utilización de esta señal para algún propósito concreto.

En resumen, Se entregará un circuito electrónico, tanto el diseño, como su posterior fabricación física. Este circuito captará el impulso nervioso a través del cuerpo humano y como salida obtendremos una señal en tensión, la cual se visualiza por cualquier método de procesamiento digital que no será competencia de este escrito.

1.4 Estado del arte

Tras la lectura de varios escritos, se propone a Hanault como pionero en el registro de la señal electromuscular y a Du Bois Reymond, como el primero en demostrar la actividad eléctrica del músculo en 1849. Con el siguiente experimento. Conectando a la mano de un sujeto las agujas de un galvanómetro y observando que cuando el brazo era contraído, la aguja alteraba su posición y el grado de movimiento aumentaba con la fuerza de la contratación.

Por otra parte, Adrian y Bronk, en 1929 utilizaron la EMG para estudiar la funcionalidad de los movimientos, en el diagnóstico de distintas atrofas musculares, obteniendo las primeras evidencias de los beneficios positivos en las posibilidades diagnósticas del estudio de dicha señal. Este momento, sirve como punto de partida, desde el cual, se inicia una época de continua evolución y avance en el estudio de la señal electromuscular.

Se han propuesto para la evaluación de los músculos métodos cualitativos y cuantitativos.

Los cualitativos son:

1. Método anatómico, que determina la acción muscular a partir de la disección y usa como método de prueba la palpación y el estiramiento de las fibras del músculo para observar su acción.
2. Método de palpación, que evalúa la participación de un músculo en un movimiento por su aumento de volumen evaluado por palpación, aunque en algunos casos podría utilizarse transductores de deformación.

Los cuantitativos son:

1. La estimulación eléctrica, que permite que el músculo se contraiga y permanezca contraído si se aplica una electroestimulación.
2. La miografía, enmarca las técnicas kinesiográficas.
3. La electromiografía que registra los potenciales eléctricos de las fibras musculares.

Como definición de electromiografía, pueden encontrarse varias con propósito similar, se considera en este caso la siguiente:

“La electromiografía es un tren aleatorio de potenciales de acción que se registran extracelularmente y que son generados por las fibras musculares acompañadas de un trabajo mecánico. Da una idea de la actividad neuromuscular asociada a una contracción, pero no indica necesariamente la fuerza desarrollada por el músculo, sino que el músculo es más activado por el sistema nervioso central e indirectamente que el músculo presenta una función protagónica en una función particular”.

Generalizando se puede clasificar la EMG según el protocolo de la prueba que realiza el sujeto evaluado, los cuales se agrupan en:

- EMG de reposo, es la actividad eléctrica muscular basal y que algunos equivocadamente consideran como sinónimo de tono muscular.
- EMG voluntaria, es la actividad eléctrica muscular cuando se le solicita al sujeto que realice una acción.
- EMG con potenciales, evalúa la integridad de la unidad motora y se realiza aplicación un pulso eléctrico que estimula la contracción del músculo.

1.5 Requerimientos

- 1) Fase de diseño:
 - a) Especificaciones iniciales del sistema.
 - b) Diagrama de bloques general.
 - c) Especificación de propósito de cada bloque.
 - d) Diseño específico de cada etapa o bloque, incluyendo topologías y cálculos necesarios.

- 2) Fase de simulación:
 - a) Obtención de programa específico para realizar simulaciones, Pspice.
 - b) Simulaciones unitarias de cada etapa diseñada.
 - c) Simulación de sistema completo.
 - d) Análisis de resultados obtenidos.

- 3) Fase de laboratorios:
 - a) Compra de materiales necesarios: componentes, placas de pruebas, etc.
 - b) Acceso a laboratorios e instrumental de la escuela.
 - c) Montaje de todas las estepas en placa de pruebas.
 - d) Pruebas unitarias de cada etapa diseñada.
 - e) Pruebas de sistema completo.

- 4) Fase de diseño y fabricación de placa:
 - a) Obtención de programa específico para realizar simulaciones, Eagle.
 - b) Diseño de layout del PCB.
 - c) Impresión y fabricación del PCB.
 - d) Soldado de los componentes a la placa.

- 5) Fase final:
 - a) Prueba de la placa anterior y verificación del funcionamiento.
 - b) Observacion y análisis de la prueba anterior.
 - c) Documentación.

2 DISEÑO DEL SISTEMA

“Cada día sabemos más y entendemos menos”.

- Albert Einstein -

La señal muscular se representa en los rangos de 0 a 10mV en los términos de amplitud y llegaría entorno a los 1Khz en términos de frecuencia, por lo que el amplificado de la señal es primordial y posteriormente habrá que aplicarle varias etapas de filtrado, puesto que por ejemplo entorno a los 50 Hz nos encontramos con mucho ruido que distorsiona bastante la señal, además de esto también se diseñarán más etapas para mejorar la medida de esta señal electromuscular.

La adquisición de la señal EMG la haremos mediante los siguientes bloques o etapas, representados en el siguiente diagrama.

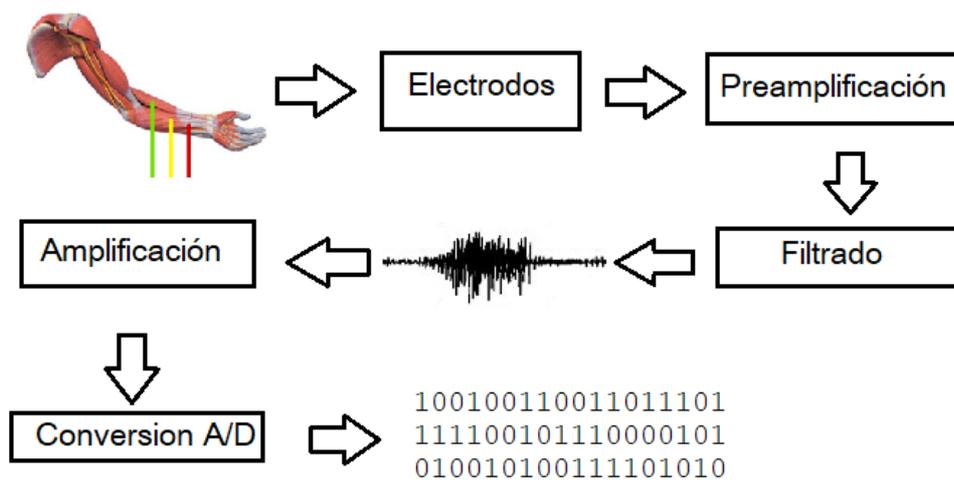


Figura 1: Esquema general del diseño

Ahora especificaremos estos bloques con más exactitud, puesto que el diagrama anterior representa el trabajo a realizar de una forma más sencilla y de alto nivel.

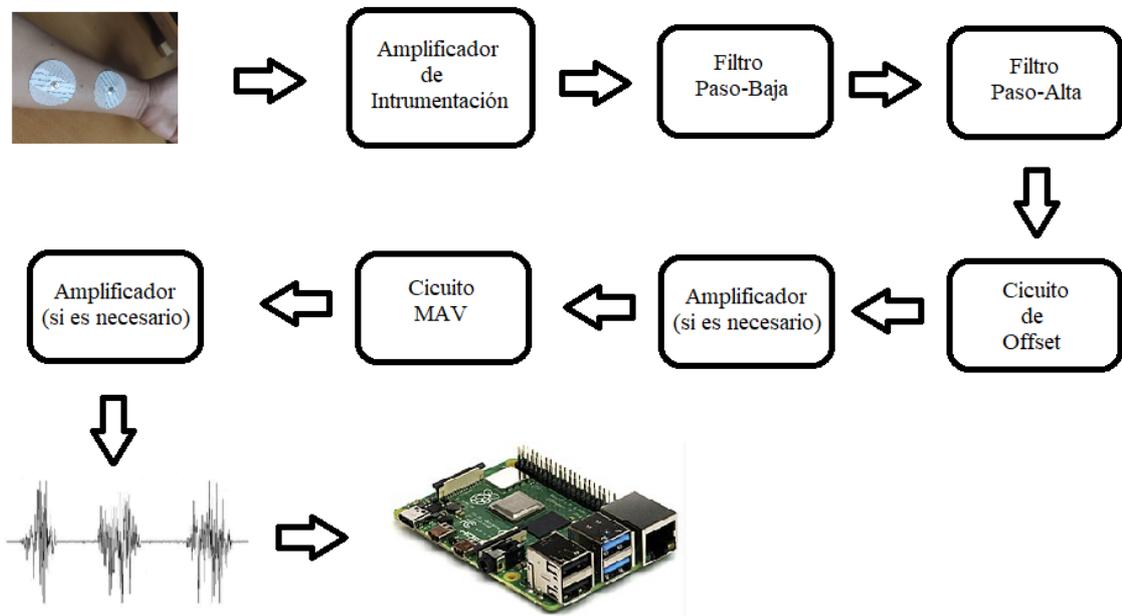


Figura 2: Bloques del sistema

Obtenemos la magnitud física de la medida a través de los electrodos colocados en el brazo en contacto con la piel, posteriormente realizamos una amplificación, la cual será de 100 o 1000 veces mayor que la señal obtenida. Una vez la señal está amplificada pasaría por la etapa de filtrado la cual rechaza las frecuencias que estén por debajo de 60Hz y las superiores a 1Khz aproximadamente.

Las siguientes etapas se realizan para la mejora de la obtención de esta señal, con el circuito de offset conseguiremos elevar el valor medio de la señal, si ésta se encuentra en rangos negativos pues la subiremos.

Con el circuito denominado MAV teóricamente conseguiremos realizar la integral bajo la curva representada por la señal por lo que obtendremos una imagen más clara cuando se produzca el impulso muscular.

Las dos etapas de amplificación serían necesarias si la señal se atenúa por el paso de ésta por el flujo establecido, en el diagrama anterior.

En el siguiente apartado, hablaremos sobre el diseño teórico de las etapas propuestas.

2.1 Amplificador de instrumentación.

La primera etapa es la correspondiente a la amplificación de la señal bruta, como hemos comentado anteriormente el impulso electromuscular se encuentra en el rango de 0 a 10mV de amplitud por lo que necesitaremos una amplificación de teóricamente cien para llegar a los rangos de voltios, aunque a la hora de la práctica seguramente esta ganancia será próxima a 1000, puesto que el valor de amplitud de la señal será bastante más pequeño de 10mV

normalmente.

Haremos los cálculos para de la ganancia para los dos casos $G=100$ y $G=1000$.

La estructura del circuito de amplificación es la siguiente:

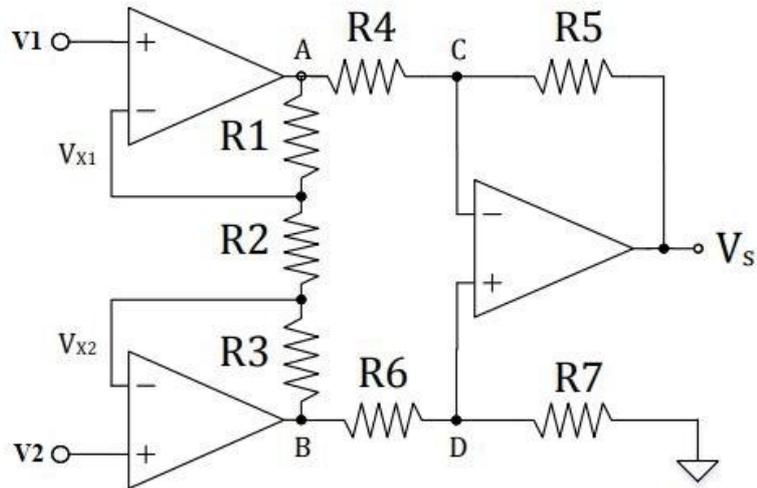


Figura 3: Amplificador de Instrumentación (Circuito)

Aplicando las ecuaciones de nodos de la segunda ley de Kirchhoff obtenemos las siguientes expresiones.

$$\frac{V_A - V_1}{R_1} = \frac{V_1 - V_2}{R_2} = \frac{V_2 - V_B}{R_3}$$

$$\frac{V_A - V_C}{R_4} = \frac{V_C - V_S}{R_5}$$

$$\frac{V_B - V_D}{R_6} = \frac{V_D}{R_7}$$

Operando el sistema de ecuación anterior y agrupando los términos en función de V_1 y V_2 se llega a la siguiente expresión.

$$V_S = V_2 \cdot \underbrace{\left[\frac{(R_2+R_3)}{R_2} \cdot \frac{(R_4+R_5)}{R_4} \cdot \frac{R_7}{(R_6+R_7)} + \frac{R_1 R_5}{R_2 R_4} \right]}_A - V_1 \cdot \underbrace{\left[\frac{R_5}{R_4} \cdot \frac{(R_1+R_2)}{R_2} + \frac{R_3}{R_2} \cdot \frac{R_7}{R_4} \cdot \frac{(R_4+R_5)}{(R_6+R_7)} \right]}_B$$

Lo ideal es no tener efectos de tensión modo común, por lo que se calcula la condición de rechazo del modo común.

Sustituyendo las entradas por sus componentes de modo común y diferencial obtenemos:

$$V_2 = V_c + \frac{V_d}{2}$$

$$V_1 = V_c - \frac{V_d}{2}$$

Donde V_c = tensión modo común y V_d = tensión diferencial.

La respuesta la salida seria:

$$V_S = A \left(V_c + \frac{V_d}{2} \right) - B \left(V_c - \frac{V_d}{2} \right) = V_c (A - B) + V_d \left(\frac{A + B}{2} \right)$$

Para anular el modo común es necesario que $A=B$. igualando estos términos y operando llegamos a la condición de anulación.

$$R_4 R_7 = R_5 R_6$$

Una vez anulado el modo común, se obtiene la expresión de la ganancia de la siguiente forma:

$$G_D = \frac{A+B}{2}, \text{ como } A=B \text{ (condición de anulación), } G_D = \frac{2A}{2} = A$$

Teniendo en cuenta la condición de anulación

$$\frac{R_4}{R_5} = \frac{R_6}{R_7} = \beta$$

Operando la expresión de A, llegamos a lo siguiente:

$$A = \frac{1}{\beta} \left(1 + \frac{R_3 + R_1}{R_2} \right), \text{ puesto que } R_4 = R_5 = R_6 = R_7$$

La expresión de la ganancia es la siguiente:

$$A = \left(1 + \frac{R_3 + R_1}{R_2} \right)$$

Considerando las igualdades de resistencias llegamos a la siguiente topología.

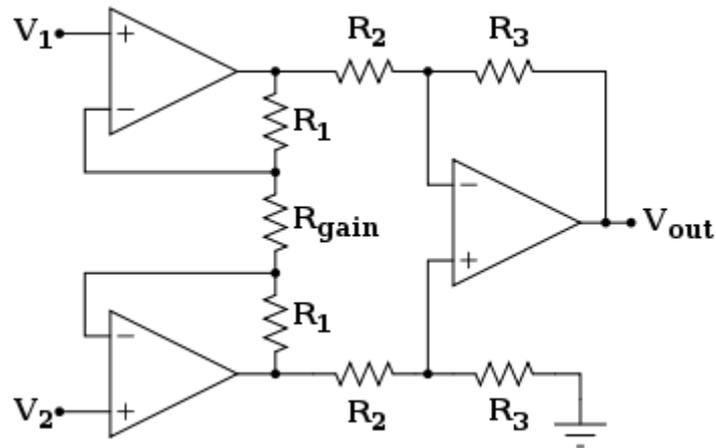


Figura 4: Amplificador de Instrumentación RGain (Circuito)

Donde $R_2 = R_3 = 10k\Omega$, lo cual cumple la condición de anulación de modo común.

Por tanto, para obtener una ganancia de $G=1000$ necesitamos una R_G determinada.

$$A_D = 1 + \frac{2R_1}{R_G} = 1000, \text{ cuando } R_1=22k\Omega$$

$$R_G = 44\Omega$$

Usaremos un valor comercial aproximado para esta resistencia R_G de 47Ω .

2.2 Etapa de filtrado.

La estructura de filtrado del sistema la realizaremos con la unión de un filtro paso bajas y un filtro paso altas. Ambos serán filtros activos puesto que en el rango de frecuencia donde trabaja el sistema es lo más adecuado, en la siguiente imagen podemos apreciar una comparativa de los filtros en función de la frecuencia de trabajo.

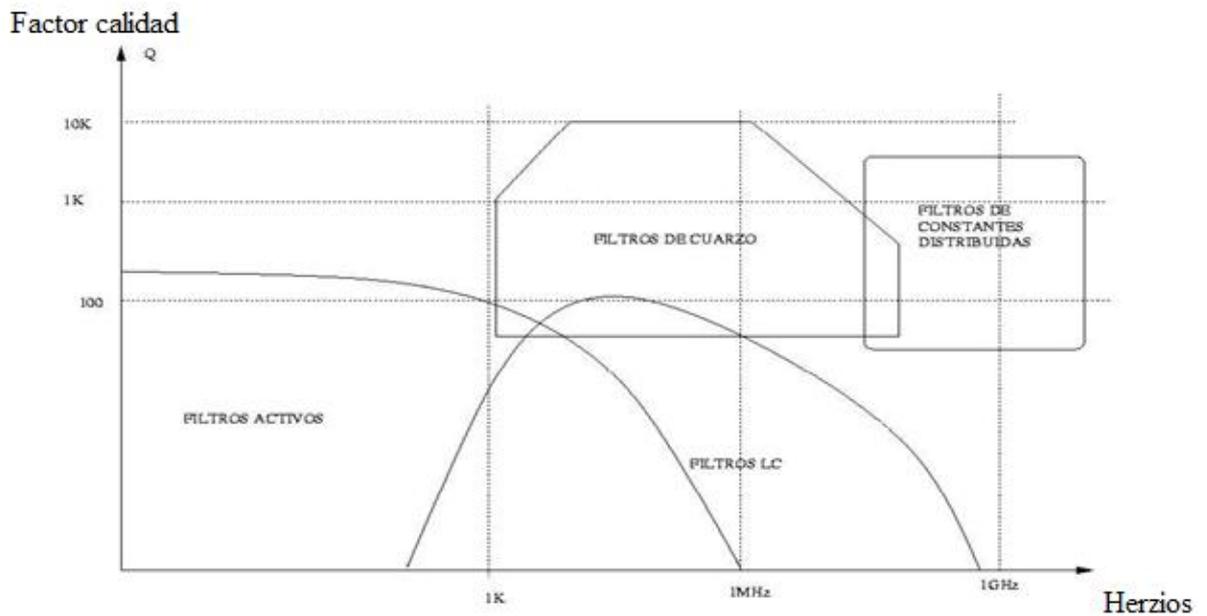


Figura 5: Comparativa entre tipos de filtros

2.3 Filtro paso bajo

Comenzamos estudiando el filtro paso bajas, para el cual hemos optado usar una topología Sallen Key de segundo orden, como su propio nombre indica sólo permite el paso de frecuencias inferiores a una cierta frecuencia de corte establecida y las que se encuentren por encima de éstas serán atenuadas.

La estructura de los componentes quedaría de la siguiente forma:

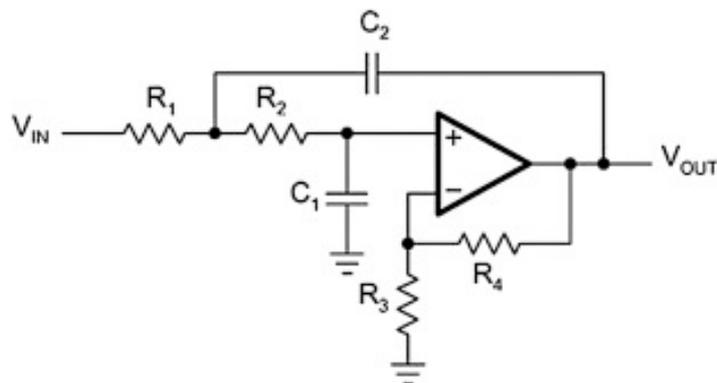


Figura 6: Circuito Filtro paso Bajo

Las ecuaciones de diseño serian las siguientes:

$$R_1 = R_2 = \frac{1}{2\pi \cdot k \cdot f_c \cdot m \cdot C_2}$$

$$R_3 = \frac{2 \cdot A \cdot R_1}{A - 1}$$

$$R_4 = 2 \cdot A \cdot R_1$$

$$C_1 = m^2 \cdot C_2$$

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

Vamos a considerar la ganancia $A=1$, puesto que lo único que queremos es la limitación de frecuencias. Teniendo en cuenta esto R_3 tendría un denominador negativo por lo que el valor sería infinito, por lo que la vamos a eliminar del circuito obteniendo la siguiente topología.

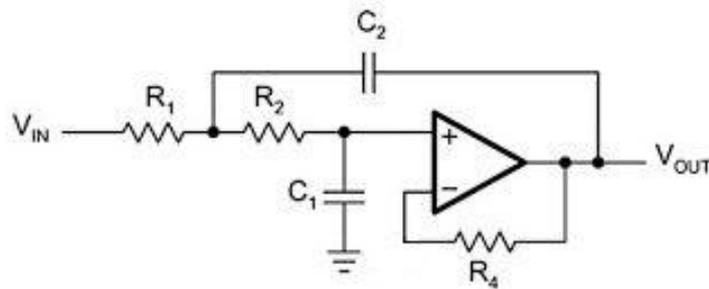


Figura 7: Circuito Filtro paso Bajo adaptado

El valor del factor de calidad y de la constante K , dependerán de la aproximación que se use. En este caso, usaremos la aproximación Butterworth ya que ofrece la respuesta más plana posible hasta llegar a la frecuencia de corte.

Esta aproximación tiene como característica presentar estos valores para factor de calidad y constante k .

Aproximación	Factor de calidad Q	Contante k
Butterworth	0.7071	1

Tabla 1: parámetros filtro paso bajo

Tomaremos las siguientes tres consideraciones para el diseño de los demás componentes:

- Frecuencia de corte $\rightarrow f_c = 1\text{Khz}$
- Ganancia $\rightarrow A=1$
- Valor del condensador $\rightarrow C_2 = 200\text{nF}$

Con estas condiciones se obtienen los siguientes valores para los componentes:

- $R_1 = R_2 = 1.12 \text{ K}\Omega \rightarrow$ Valor comercial= $1.2 \text{ K}\Omega$
- $R_4 = 2.25 \text{ K}\Omega \rightarrow$ Valor comercial= $2.2 \text{ K}\Omega$
- $C_1 = 100 \text{ nF}$

2.4 Filtro paso alto.

Con respecto a este filtro como su nombre indica, dejara pasar aquellas frecuencias que estén por encima de un cierto umbral, para ello se utiliza un filtro activo con topología sellen key de segundo orden, el cual se muestra en la siguiente ilustración.

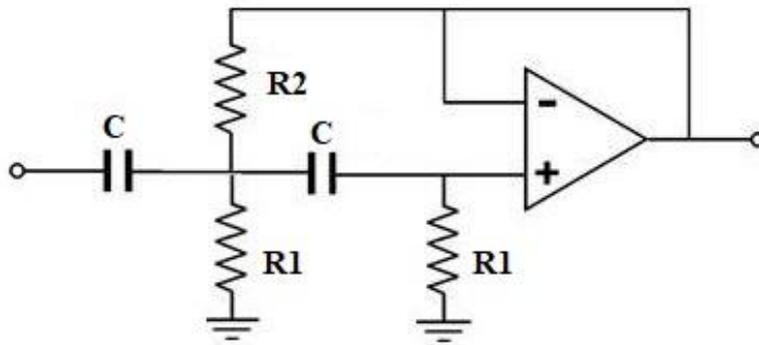


Figura 8: Circuito filtro paso alto

La frecuencia de corte se controlará con condensadores denominados 'C' y con las resistencias denominadas 'R1', es análogo al anterior filtro, por tanto:

$$R_1 = \frac{1}{2\pi \cdot k \cdot f_c \cdot C}$$

Por tanto, fiando los capacitores a un valor de $C = 1 \mu\text{F}$ y estableciendo la frecuencia de corte entorno a 60Hz, obtenemos un valor para las resistencias de:

$R_1 = 2.67 \text{ k}\Omega$, el valor comercial más próximo se encuentra en $3 \text{ k}\Omega$.

La frecuencia de corte establecida en 60 Hz es para intentar evitar un ruido muy incómodo que se encuentra a los 50 Hz, propiamente el osciloscopio que usaremos de prueba presenta este ruido a esa frecuencia por defecto.

2.5 Circuito de offset.

Este tipo de circuitos aporta una diferencia de tensión en cada instante, es decir, si el offset es positivo pues subiremos la señal, puesto que se está aplicando un desfase de un valor concreto positivo y así evitaremos pérdida de información, la utilidad de este circuito es variada, a continuación aportamos varios puntos de vista por lo que es interesante usar esta etapa previamente a un procesamiento digital, que será el futuro de la salida de este circuito:

- Si el detector que va a trabajar con la señal de salida de este circuito sólo puede tomar como entrada rangos positivos, por ejemplo, si la señal ofrecida (sin offset) tiene rangos negativos, se va a perder esa información, en cambio, al aplicarle offset se aumentará el valor medio y se podrá procesar toda la información.
- La otra gran utilidad es para la adaptación de la señal, es decir, si yo necesito rangear la señal por algún motivo, por ejemplo, que el convertidor considere que de 0V-0,5V se trata de un cero digital y de 0,5V -1V se considerara un uno digital, pues con la aplicación del offset podremos modificar el valor medio de la señal para adecuarnos al rango en el que queremos trabajar.

La topología utilizada era la siguiente, cabe destacar que la resistencia R4 debería ser un potenciómetro con el cual se ajustará el valor medio de la señal.

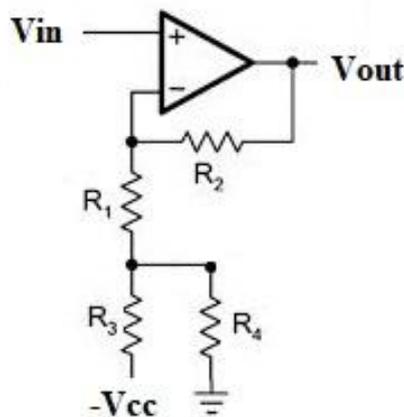


Figura 9: Circuito de offset

Para obtener la polaridad del voltaje de salida que entrega el operacional se alcanza a observar que el extremo inferior de R_4 está a potencial tierra.

La dirección de la corriente establecida por la fuente negativa ($-V_{cc}$), obliga a que el extremo superior de R_4 , se vuelva positivo. Por lo que el voltaje de salida (V_{out}) es positivo cuando V_{cc} es negativo.

Las resistencias se fijarán al siguiente valor $R_1 = R_2 = 100 \text{ k}\Omega$, la resistencia $R_3 = 4.7 \text{ k}\Omega$.

En cuanto a la resistencia R_4 , en lugar de utilizar un potenciómetro se opta por resistencia de valor fijo, puesto que el potenciómetros ocupará más espacio y habrá que calibrarlo para cada prueba que hagamos, para este tipo de señales y medidas hemos visto estudio que sitúan esta resistencia entorno al valor de $R_4 = 300 \Omega$.

2.6 Circuito MAV.

Tras indagar en varios artículos y publicaciones, se descubre una etapa muy interesante, es la más compleja que tendrá el sistema, puesto que utiliza un gran número de componentes, el circuito tiene la denominación de MAV (mean absolute value), a grosso modo, se encarga de realizar un promedio de la curva representada por la señal, esto hace acentuar las líneas de la gráfica y en zonas de muchos picos se transformará en picos menos abruptos, más homogéneos y de una mayor amplitud, en definitiva, la representación del impulso muscular será más claro a la vista humana.

Basado en un circuito rectificador de precisión, obtenemos la siguiente topología que se comportará de la siguiente forma.

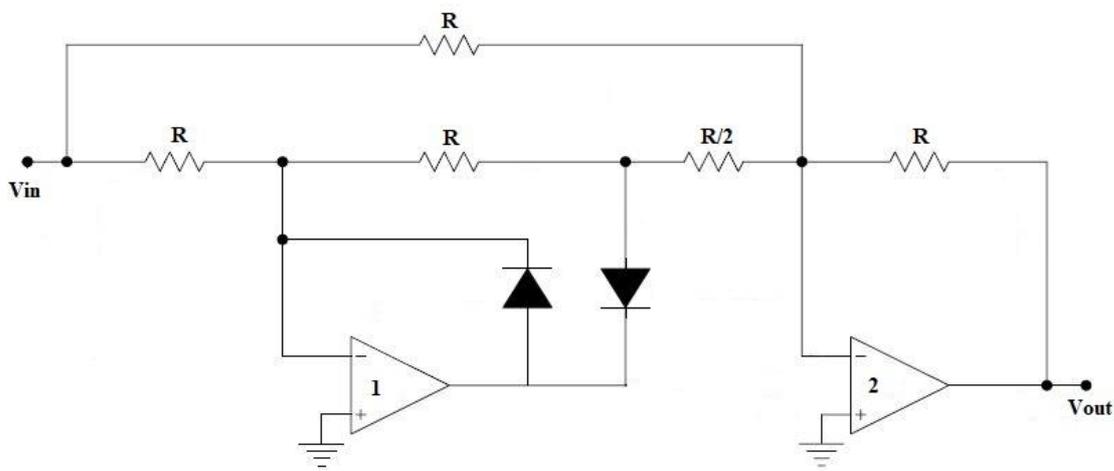


Figura 10: Circuito MAV

Para entradas positivas el amplificador '1' invierte V_{in} y el amplificador '2' suma la salida del amplificador '1' y V_{in} para dar una salida del circuito $V_{out}=V_{in}$. En el caso de entradas negativas, el amplificador operacional '2' invierte V_{in} por lo que la salida $V_{out}=V_{in}$.

Este circuito rectificador de precisión o amplificador de valor absoluto, tiene ambos nodos de suma al potencial de tierra para una u otra polaridad del voltaje de entrada.

Si añadimos un capacitor entre el nodo de entrada negativa del amplificador '2' y el nodo de salida de este, obtenemos el denominado circuito MAV.

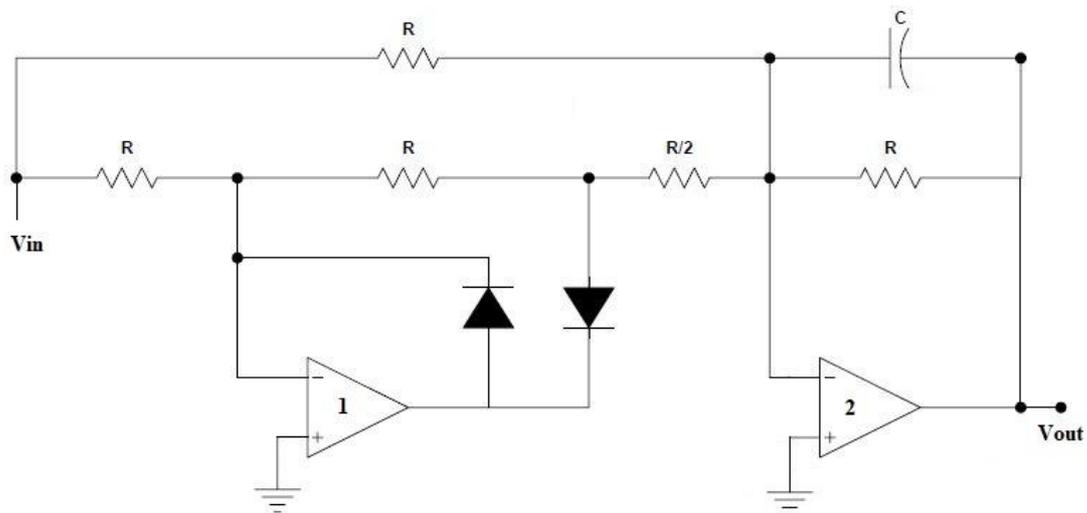


Figura 11: Circuito MAV con condensador C

El condensador 'C' se encarga de promediar la salida rectificada del amplificador operacional '2'. Transcurren aproximadamente de 50 a 500 ciclos de voltaje de entrada antes de que el voltaje del condensador se estabilice y sea igual al valor de lectura final.

A las resistencias se le otorgara un valor de $R=100\text{ k}\Omega$, para que no sean demasiado bajas y creen corrientes contraproducentes, y como valor de capacidad se propone entorno a los $10\text{ }\mu\text{F}$.

2.7 Amplificador (no inversor).

Debido a la atenuación de la señal debido a su paso por todas las etapas o bien por la necesidad de amplificar un poco más la señal con la que trabajamos, en algún punto del sistema podemos utilizar este recurso, que consiste en introducir un amplificador no inversor el cual amplificara la señal dependiendo de la relación existente entre dos resistencias, es una etapa sencilla y bastante útil.

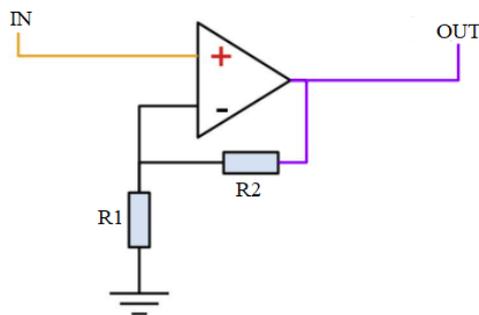


Figura 12: Circuito Amplificador no Inversor

Esta es la topología de una etapa amplificadora No inversora, donde su ganancia se define de la siguiente forma:

$$A_D = 1 + \frac{R_1}{R_2}; \text{ Para una ganancia supongamos de diez, se establece,}$$

$$R_1 = 1k\Omega \text{ y } R_2=10k\Omega$$

Aunque, se puede lograr la misma relación entre las resistencias con valores muy altos o muy bajos, se escoge valores de resistencias entorno al $k\Omega$, para que no sean valores que descuadren mucho con los otros componentes resistivos.

3 SIMULACIÓN

“No entiendes realmente algo a menos que seas capaz de explicárselo a tu abuela”.

- Albert Einstein -

Tras la elaboración del diseño funcional y teórico de los distintos bloques del sistema procedemos a la elaboración del esquemático en un programa específico para poder realizar su posterior simulación, en este caso hemos usado el programa Pspice.

La metodología a seguir es ir montando poco a poco cada unidad del sistema para ir engarzándolas y así conseguir el esquemático final, tras cada incorporación de un bloque nuevo realizaremos simulaciones para comprobar que todo es correcto.

Realizaremos una pequeña introducción a la interfaz del programa utilizado, donde inicialmente se abre un cuadro de diseño vacío, en éste se deben hacer las interconexiones necesarias para crear nuestro circuito, una vez finalizado el circuito a testear pasaremos a la simulación, antes de ésta el programa hace una validación automática del circuito antes del siguiente paso.

Este es el cuadro de diseño mencionado anteriormente que se presenta en blanco al ejecutar una nueva creación de circuito.

3.1 Interfaz gráfica.

Realizaremos una pequeña introducción a la interfaz del programa utilizado, donde inicialmente se abre un cuadro de diseño vacío, en éste se deben hacer las interconexiones necesarias para crear nuestro circuito, una vez finalizado el circuito a testear pasaremos a la simulación, antes de ésta el programa hace una validación automática del circuito antes del siguiente paso.

Este es el cuadro de diseño mencionado anteriormente que se presenta en blanco al ejecutar una nueva creación de circuito.

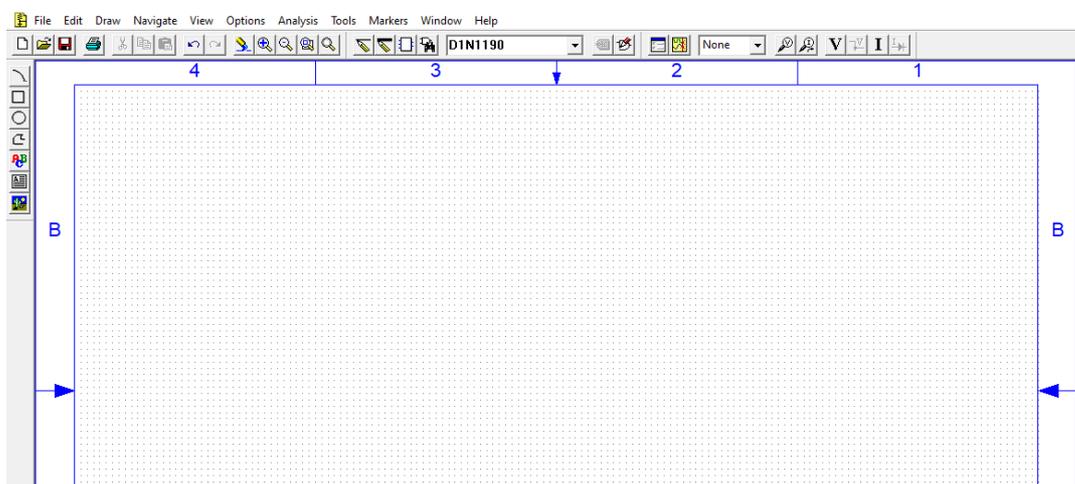


Figura 13: Interfaz programa simulación

Ahora destacaremos los iconos más relevantes e importantes en la barra de herramienta superior bajo nuestro punto de vista después del trabajo realizado con este programa y la utilización de éstos, como otros programas similares también posee una serie de teclas rápidas las cuales son muy útiles y agilizan bastante el diseño de un circuito.

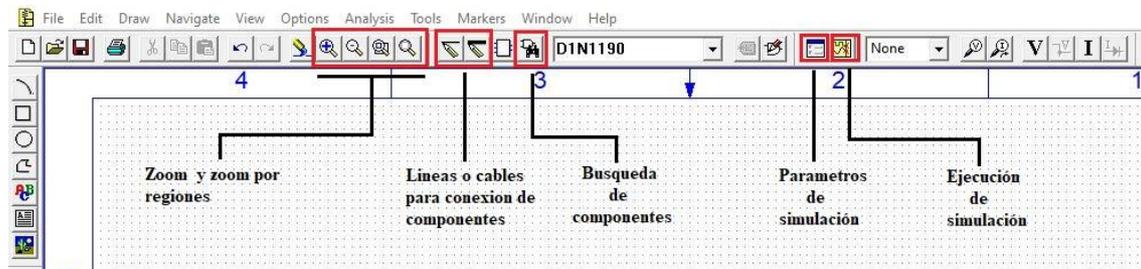


Figura 14: Herramientas mas útiles del programa de simulación

La siguiente apreciación no tiene nada que ver con la interfaz gráfica, pero se comenta previamente al estudio de cada bloque, puesto que es común para todo el circuito.

Para que los Amplificadores Diferenciales puedan funcionar, necesitamos obtener alimentación positiva y negativa, en este caso de +5V y -5V respectivamente, por lo que la alimentación del sistema quedará de la siguiente forma:

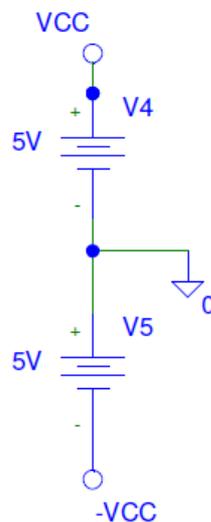


Figura 15: Configuración de alimentación del sistema

Asignando los pines Vcc y -Vcc, tendremos identificada las alimentaciones en el esquemático y así poder replicarlo en cualquier punto.

3.2 Amplificador de Instrumentación.

El primer bloque a realizar será el amplificador de instrumentación el cual presenta el siguiente esquemático.

La idea es crear el circuito necesario e ir probando con distintas entradas dentro de los rangos

definidos de la señales electromusculares.

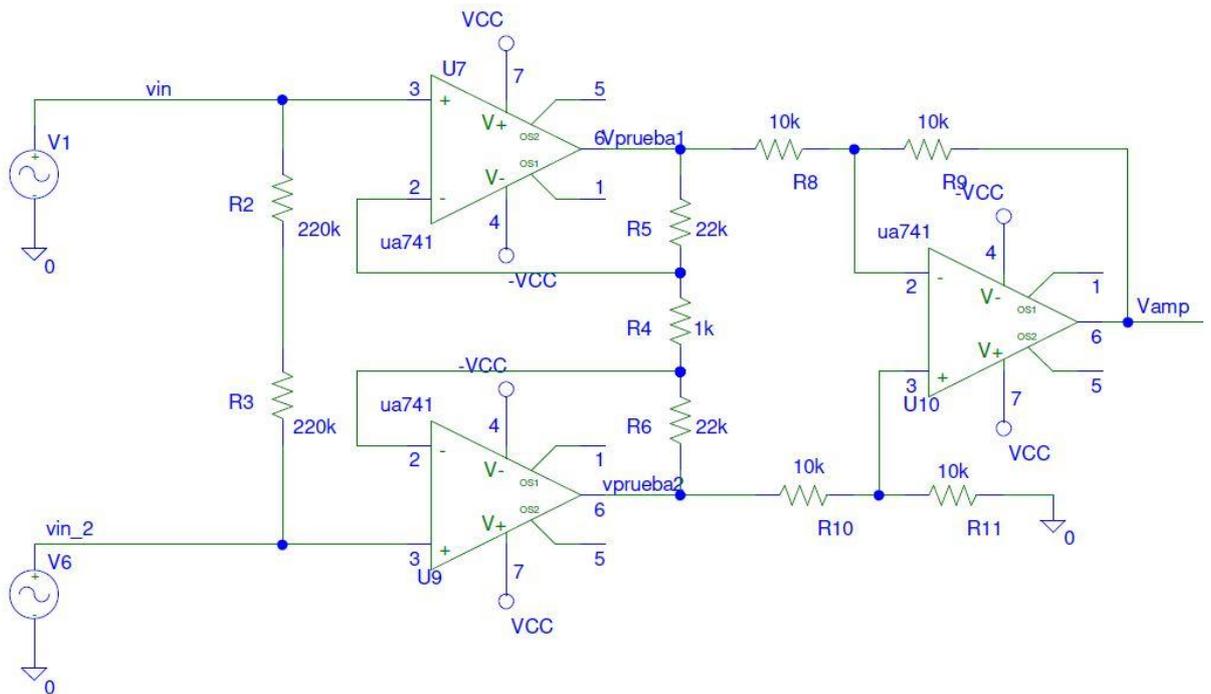


Figura 16: Amplificador de Instrumentación en Pspice

Donde Las dos fuentes de de entradas representan las señales captadas por los electrodos colocados en el brazo.

Las resistencias R_2 y R_3 , ambas de $220k\Omega$, han sido colocadas para mejorar la impedancia de entrada, esto no tendrá ningún efecto en las simulaciones realizadas. Las resistencias restantes han sido configuradas según el modelo teórico explicado con anterioridad.

Las entradas están configuradas de la siguiente forma:

Entradas	Frecuencia	Amplitud
Superior	700Hz	5mV
Inferior	500Hz	10mV

Tabla 2: Parámetros entrada simulación A.I.

Mostramos la configuración de las fuentes de ondas introducidas en el propio programa.

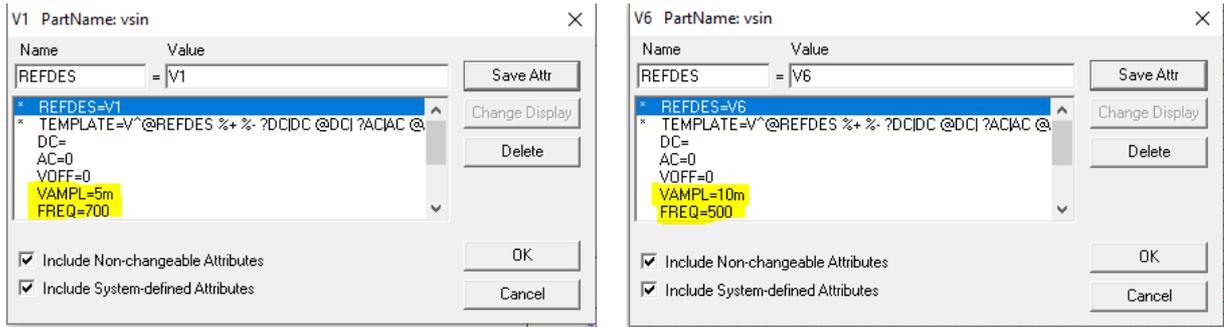


Figura 17: Configuración de parámetros dentro de la aplicación

Se proporciona el detalla a nivel gráfico de las señales de entrada utilizada en la primera simulación.

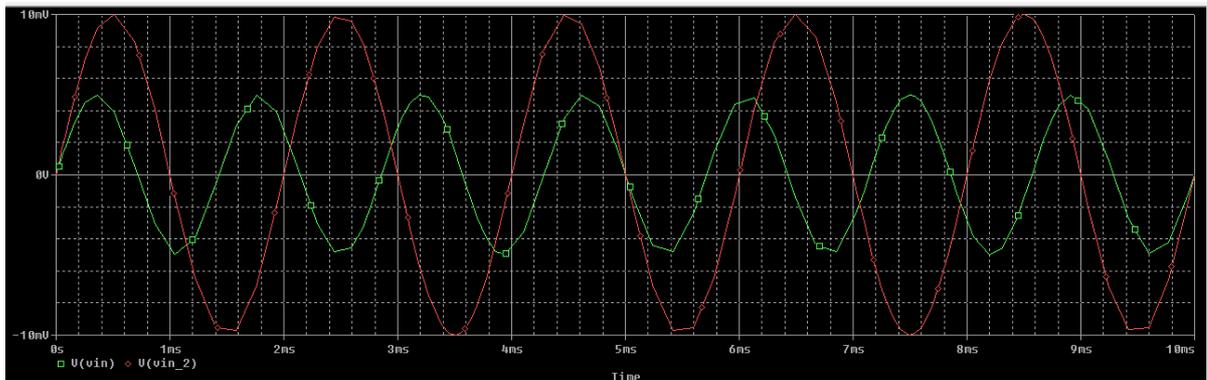


Figura 18: Señales de entrada

Ahora compararemos las entradas al sistema mostradas anteriormente con la salida del amplificador de instrumentación para ver la diferencia de amplitud y ver realmente si se ha producido la ganancia que necesitamos.

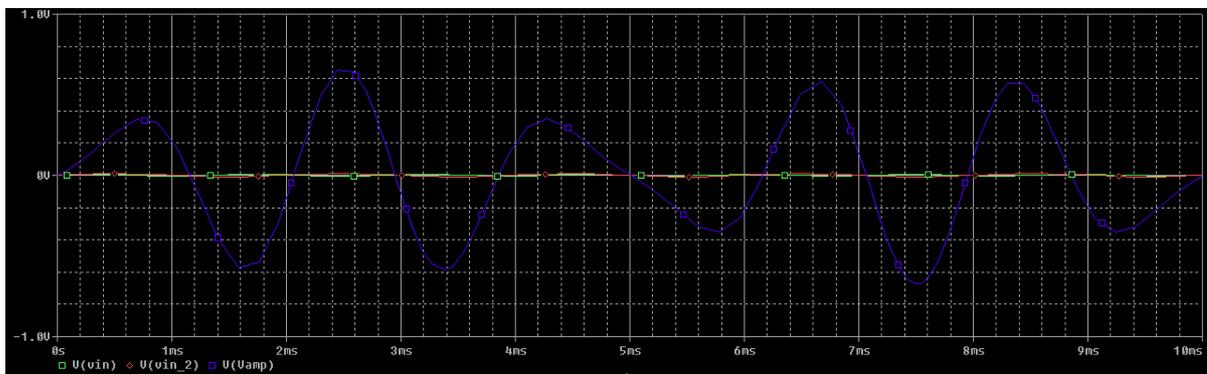


Figura 19: Salida Amplificador de Instrumentación

Prácticamente las señales de entrada no se pueden apreciar, puesto que la señal denominada ‘Vamp’, que es la medida a la salida de la etapa amplificadora se ha llevado al rango de los voltios por lo que en principio la simulación es exitosa.

Cambiamos los parámetros de entrada para ver una nueva simulación, en este caso se configura con estos datos.

Entradas	Frecuencia	Amplitud
Superior	780Hz	10mV
Inferior	420Hz	10mV

Tabla 3: Parámetros entrada simulación A.I.(2)

En este caso, la respuesta del bloque de amplificación se muestra en la siguiente captura.

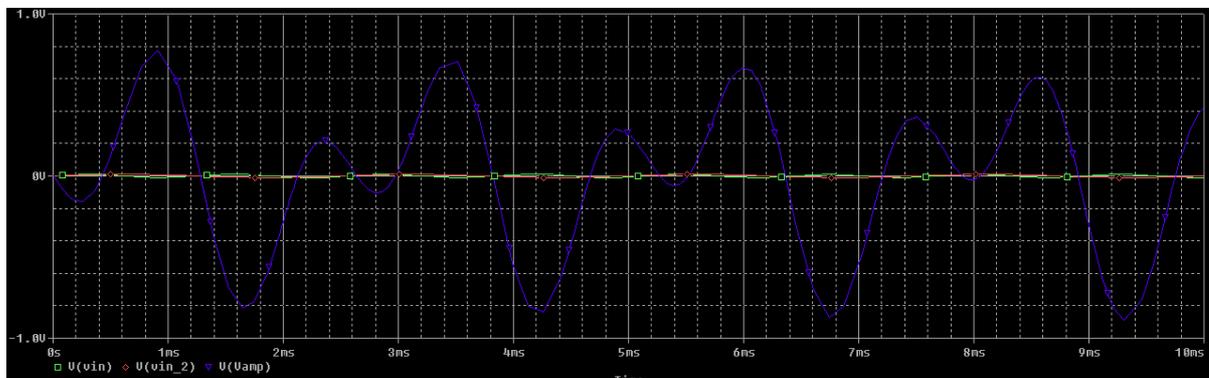


Figura 20: Salida Amplificador de Instrumentación (2)

En ambos resultados se aprecia como pasamos de una entrada compuesta de dos señales a la salida unipolar, donde únicamente existe una señal la cual está amplificada y formada por la unión de las dos señales de entrada.

3.3 Filtro paso bajo.

Procedemos a añadir una nueva etapa y aplicarle las pruebas pertinentes para verificar que el diseño teórico es correcto.

El esquemático del filtro paso bajo se muestra en la siguiente imagen, donde se tomará por entrada de dicho filtro la salida proporcionada en las simulaciones anteriores

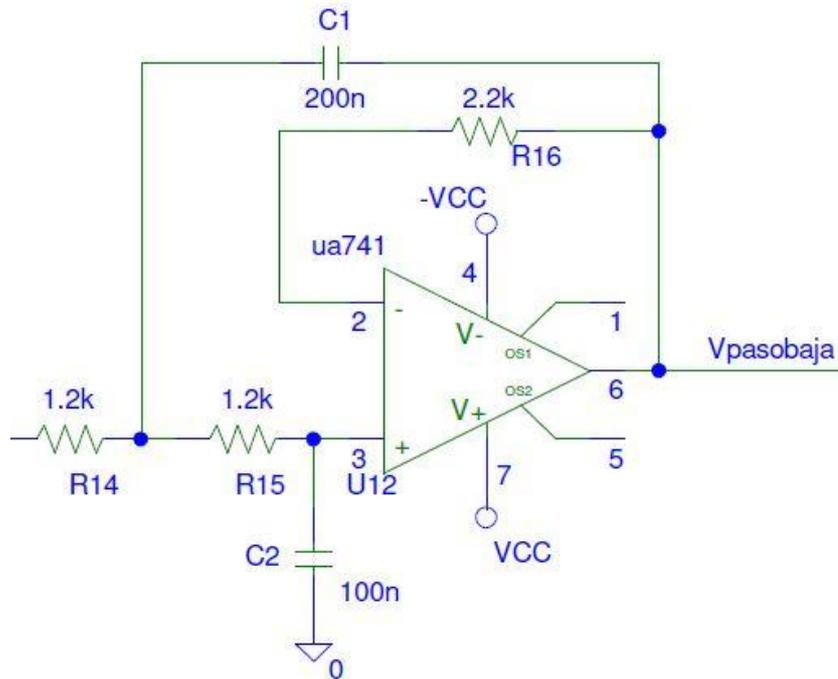


Figura 21: Filtro paso bajo en Pspice

La metodología para simular estos filtros es realizar un pequeño barrido de frecuencias modificando las frecuencias de las señales de entrada y así poder apreciar si se aplica la atenuación de la salida tras superar la frecuencia de corte necesaria.

Aquí nos importa la frecuencia que tenga cada una de las entradas por tanto no especificaremos los valores de amplitud puesto que los dejaremos fijos en un valor de 10mV. La primera ejecución será con los valores de frecuencia utilizados en la última simulación mostrada, los cuales se encuentran dentro de los rangos de paso de la señal de este filtro.

- Valores de Frecuencia de 780Hz y 420Hz.

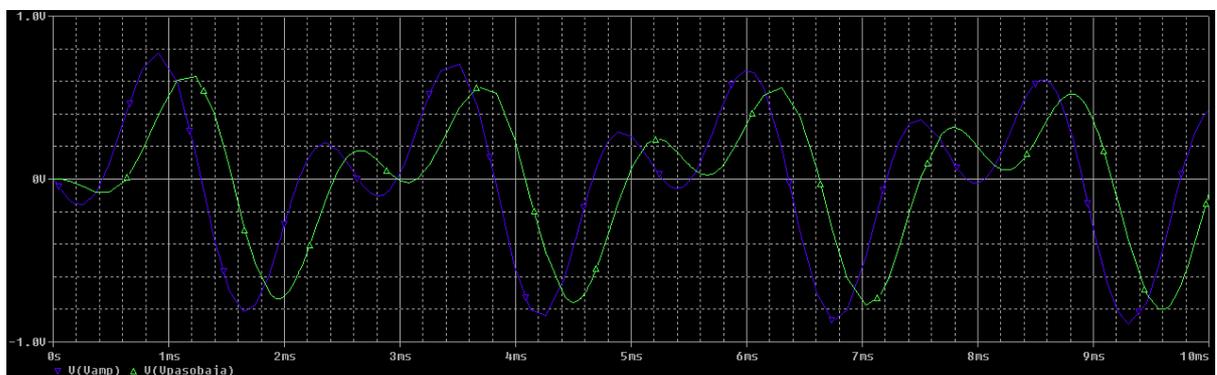


Figura 22: Simulación Filtro paso bajo

La comparativa la haremos sobre la señal de entrada del filtro y su propia salida, La señal verde corresponde a la respuesta del filtro, se puede apreciar que prácticamente encontramos una forma similar entre las dos líneas y de una amplitud muy similar, esto tiene sentido puesto que estamos dentro de los rangos para que pase la señal en su máxima amplitud posible.

Ahora incrementamos la frecuencia pasando un poco por encima de la frecuencia de corte establecida en torno a los 1000Hz

- Valores de frecuencia de 1050Hz y 1300Hz.

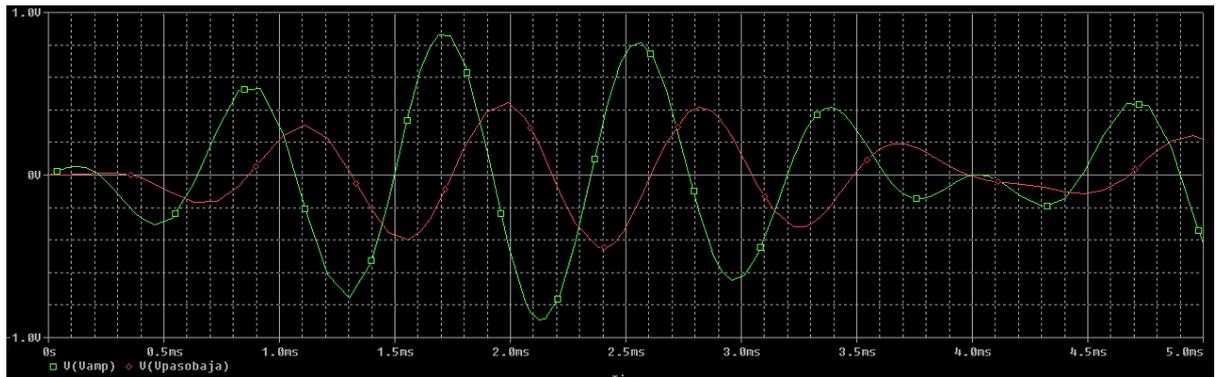


Figura 23: Simulación Filtro paso bajo (2)

Se observa cómo se reduce la señal a la salida del filtro (línea roja) casi a la mitad comparada con la entrada de éste (línea verde).

Ahora incrementaremos los valores de forma más notable y verificaremos la práctica anulación de la salida.

- Valores de frecuencia de 9,9Khz y 5.2Khz.

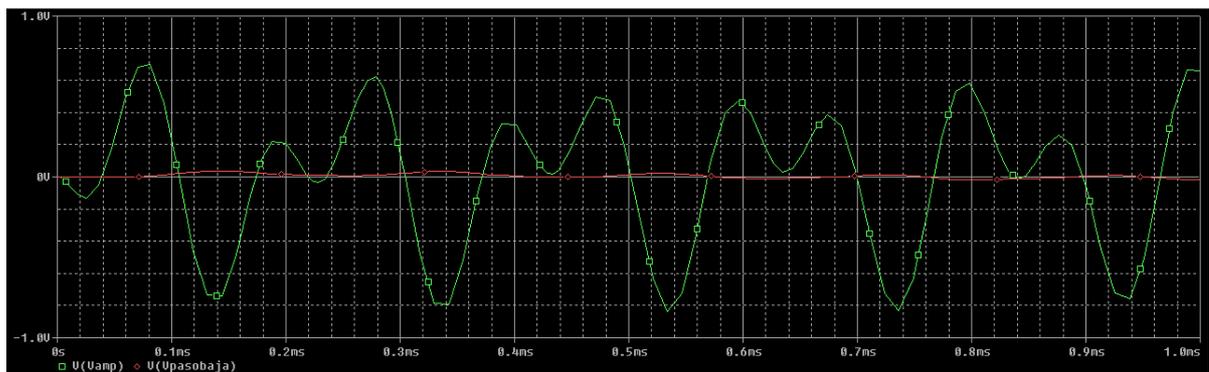


Figura 24: Simulación Filtro paso bajo (3)

La respuesta del filtro (línea roja) es prácticamente nula, por lo que podemos concluir las pruebas de esta etapa dándola por satisfactoria.

3.4 Filtro paso alto.

Continuamos con un nuevo bloque, en este caso, introduciremos un nuevo filtro paso alta, éste es opuesto al otro, es decir, dejará pasar toda aquella entrada que esté por arriba de una frecuencia de corte especificada.

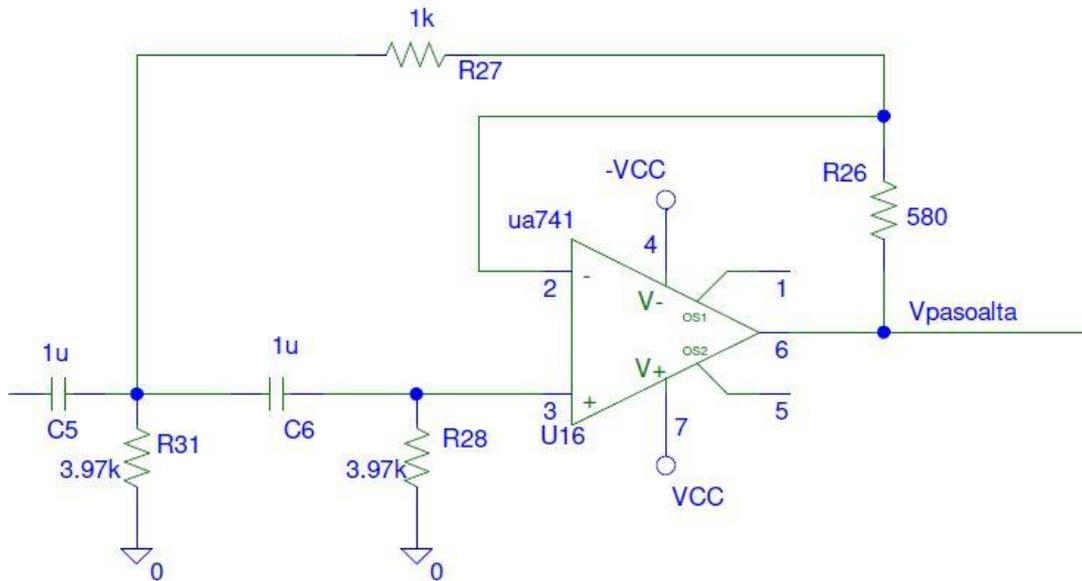


Figura 25: Filtro paso alto en Pspice

La frecuencia de corte en este caso estará próxima a los 60Hz, puesto que sobre los 50Hz existe un ruido bastante molesto a la hora de la visualización del impulso muscular, la importancia de este ruido es tal que si dejamos las sondas del osciloscopio sin conectar, este ruido se encuentra presente en la medida que nos muestra.

El filtro utilizado en este caso es de segundo orden como se puede apreciar en el propio esquemático y las pruebas a realizar son similares a las anteriores pero con otras frecuencias de entrada.

- Valores de frecuencia de 10Hz y 20Hz.

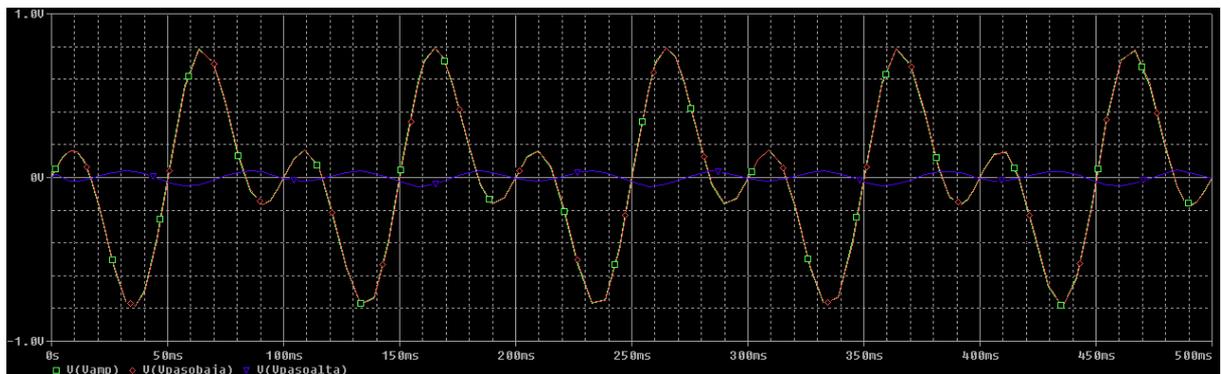


Figura 26: Simulación Filtro paso alto

En la captura anterior se puede apreciar la integración de los tres bloques hasta ahora implantados, las líneas de la salida del amplificador de instrumentación y del paso bajas son coincidentes puesto que al simular a estas frecuencias el filtro paso baja no tiene ninguna actuación, al encontrarse estas frecuencias por debajo de la frecuencia de corte comentada anteriormente se observa una clara atenuación como respuesta del filtrado que estamos testeando.

- Valores de frecuencia de 50Hz y 60Hz.

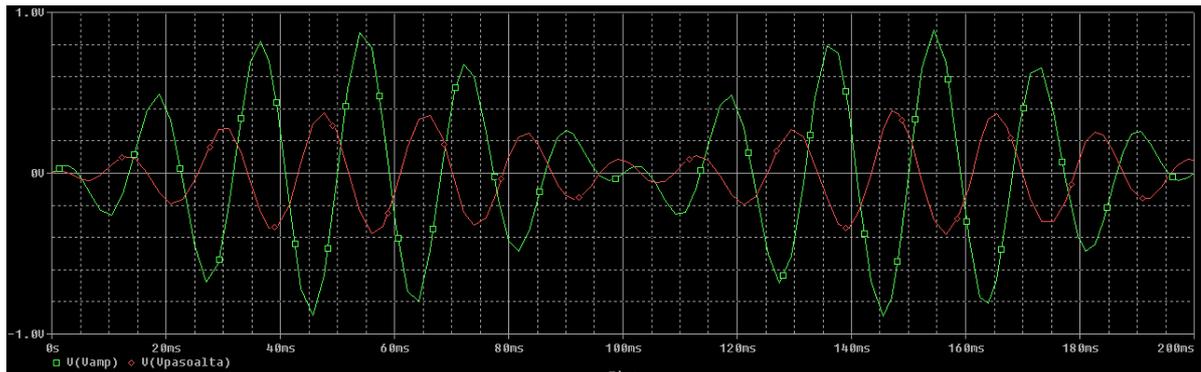


Figura 27: Simulación Filtro paso alto (2)

Aquí nos encontramos en torno a la frecuencia de corte, prácticamente la salida se reduce a la mitad, puesto que la permisión del paso de la señal se hace de una manera progresiva, en este caso solo hemos comparado la salida del amplificador con la de la etapa de filtrado que se está probando puesto que la etapa paso baja no tiene sentido en estas simulaciones y entorpecerá la visión de ésta.

- Valores de frecuencia de 150Hz y 550Hz

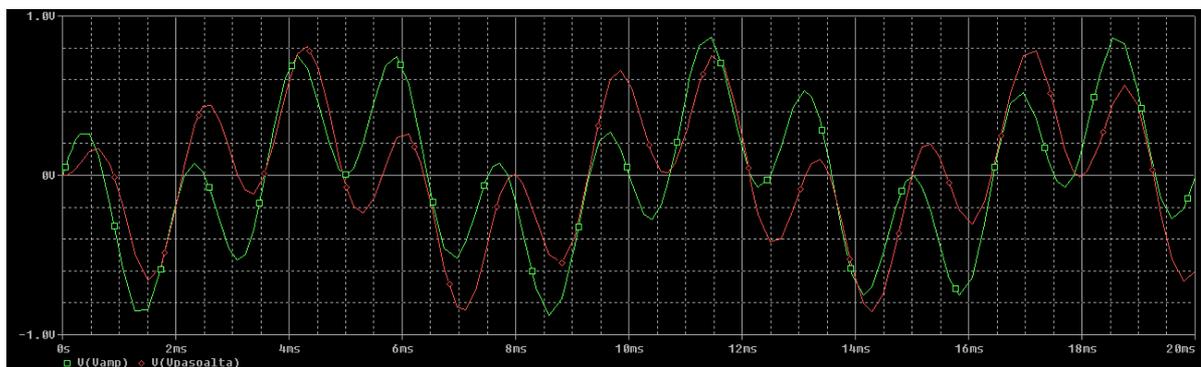


Figura 28: Simulación Filtro paso alto (3)

Por último, nos posicionamos claramente en el rango de frecuencias donde se quiere trabajar y ahora si se aprecia claramente que se está permitiendo el paso de toda la señal, prácticamente las amplitudes de entrada y salida coinciden. Por lo que estamos cumpliendo con los criterios establecidos y los resultados arrojados son exitosos.

3.5 Circuito de offset.

La funcionalidad de este circuito es bastante sencilla, tras pasar por esta etapa la señal debe de tener un desfase en amplitud, por tanto se mostrará en la simulación la entrada previa al circuito de offset enfrentada a la salida de éste y comprobaremos que realmente se aplica este desfase en amplitud o tensión.

La topología implementada en el programa de simulación es la siguiente:

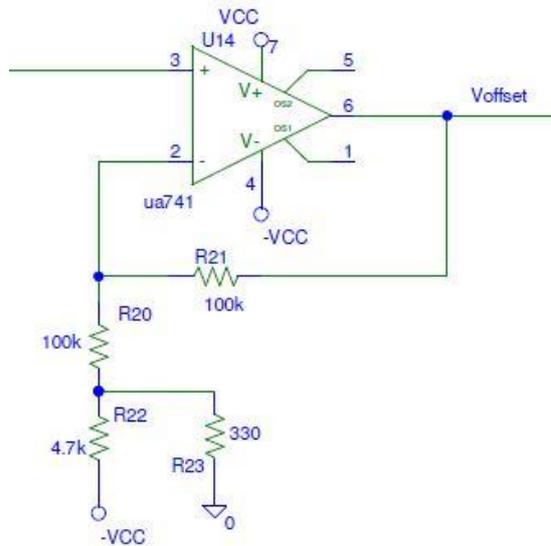


Figura 29: Circuito de offset en Pspice

Tras realizar la simulación se obtiene el siguiente resultado.

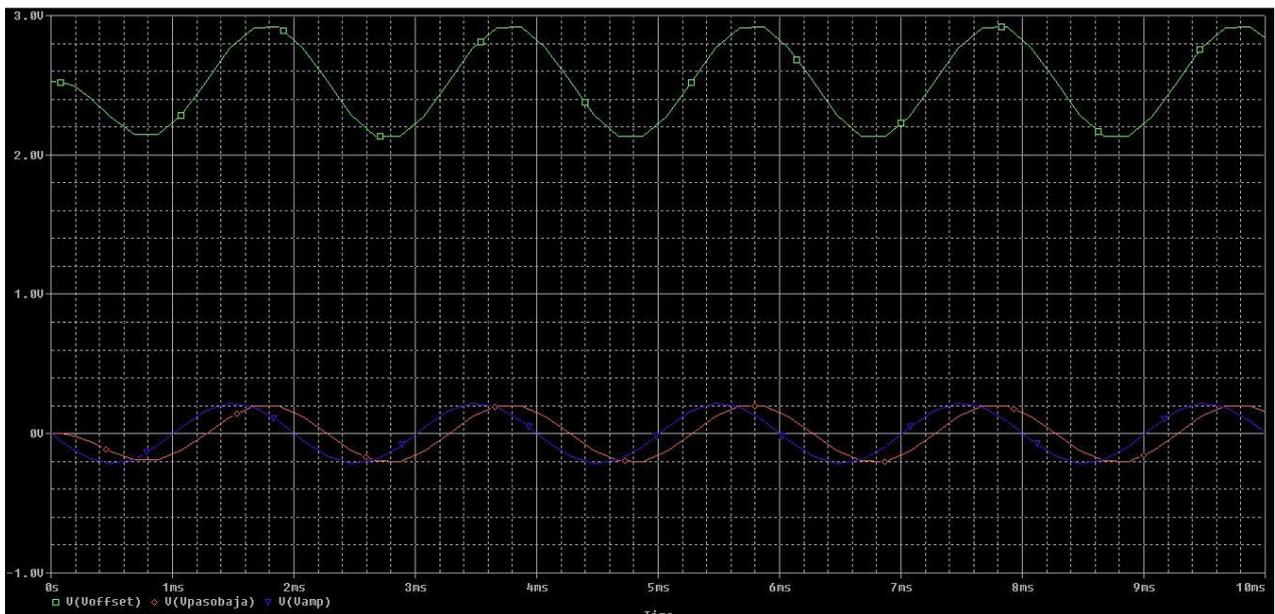


Figura 30: Simulación de circuito de offset

Las señales con valor medio de cero voltios corresponde a la entrada de la etapa, más específicamente, la salida del filtro paso baja y de la etapa amplificadora (señal roja y señal azul), la salida de este bloque corresponde a la señal superior (señal verde), la cual se puede observar como ha elevado el valor medio por lo que este circuito realiza el propósito para el cual se ha diseñado, por lo que se puede dar por valido este resultado.

No se realizan más pruebas, puesto que el funcionamiento es simple y con esta evidencia queda demostrado el funcionamiento correcto, no es necesario seguir trabajando en este bloque. Posteriormente en el laboratorio se afinará el diseño si fuese necesario.

3.6 Amplificador (no inversor).

Por el paso de la señal por todos estos bloques, puede sufrir atenuaciones, por lo que en el momento que haya una disminución notable de la amplitud de ésta, podemos incluir en ese punto una etapa de amplificación no inversora para poder volver a estar dentro de los rangos establecidos.

Por lo que presentamos la topología de dicha etapa, puesto que la ganancia depende de dos resistencias, el valor de la ganancia variará dependiendo que valores tomemos para ésta.

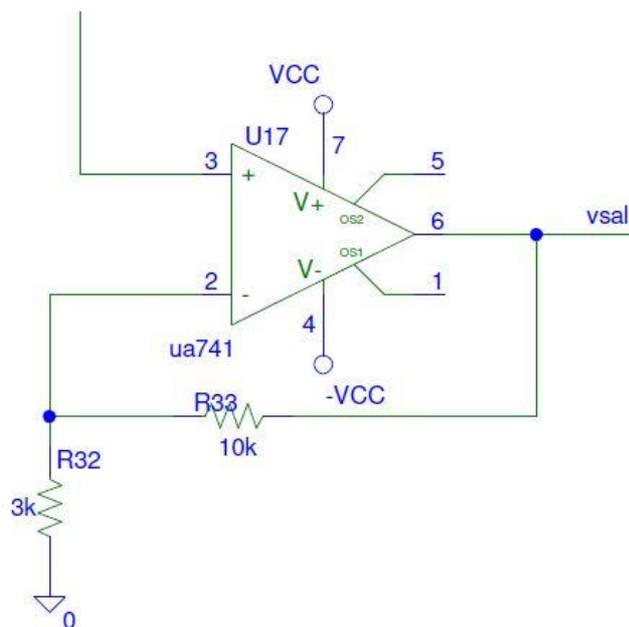


Figura 31: Amplificador no inversor en Pspice

La ganancia de esta etapa queda definida e la siguiente forma.

$$A_D = 1 + \frac{R_{33}}{R_{32}} = 4.31 \sim 4$$

Para realizar la prueba de esta etapa, se conecta a la salida del filtro paso de baja y compararemos la entrada y salida de este bloque.

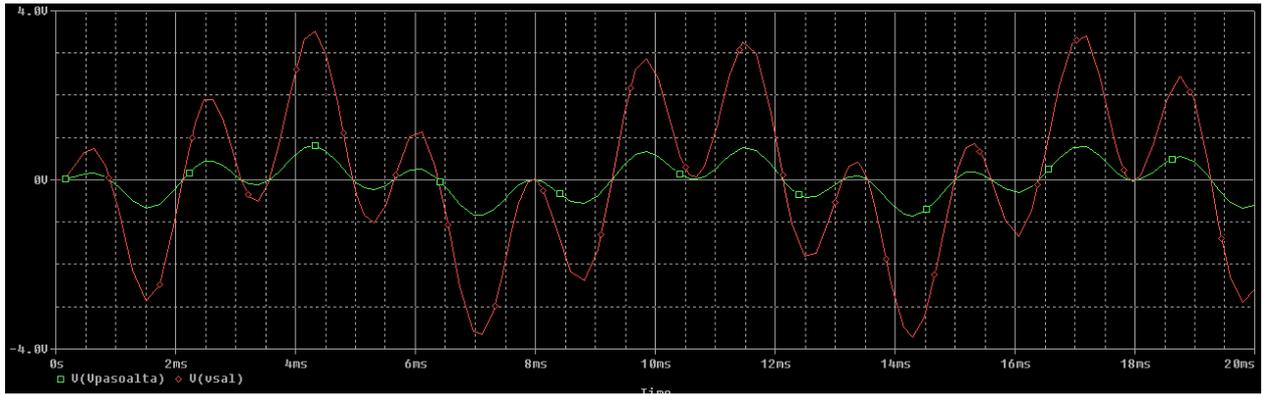


Figura 32: Simulación del Amplificador no inversor

Para comprobar la amplificación obtenía mediremos la diferencia entre los punto máximos de las dos señales, para ello situaremos los cursores en el punto más alto para obtener el valor exacto de éste.

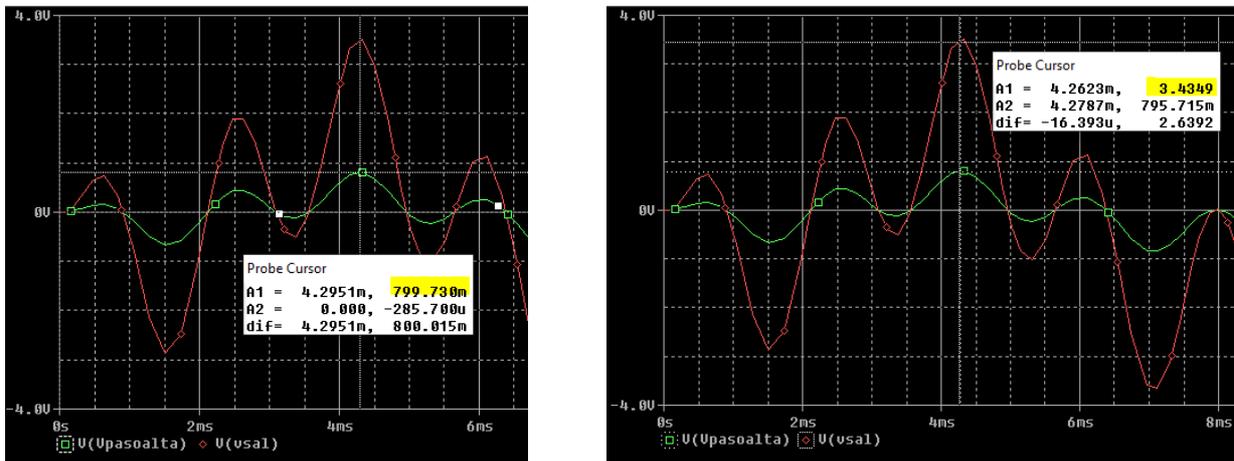


Figura 33: Marcadores en gráfica anterior

El valor del punto más alto de la entrada a la etapa amplificadora (línea verde) es de 0.79V, si éste valor de entrada es multiplicado por la ganancia se deberá obtener el valor de la salida.

$$V_{out} = V_{in} \times Gain = 0.79 \times 4.3 = 3.39$$

El valor obtenido por medio del cursor en la gráfica de la salida (línea roja) es de 3.43V, por lo que el incremento de amplitud que estamos obteniendo es el correcto.

Esta etapa mostrada anteriormente puede usarse en otros puntos del sistema, donde sea necesario para retomar una amplitud correcta. También los valores de ganancia necesarios no tienen que tomarse con gran exactitud, sólo de una forma aproximada puesto que trabajamos por rango y nunca con valores exactos.

3.7 Circuito MAV.

El último bloque de nuestro sistema es el circuito MAV, el cual tiene como función realizar la integral bajo una curva dada en la señal que tenga como entrada. Por lo que en un cierto intervalo positivo por ejemplo tendremos una señal más armoniosa sin tantos picos bruscos. Este circuito presenta la siguiente topología.

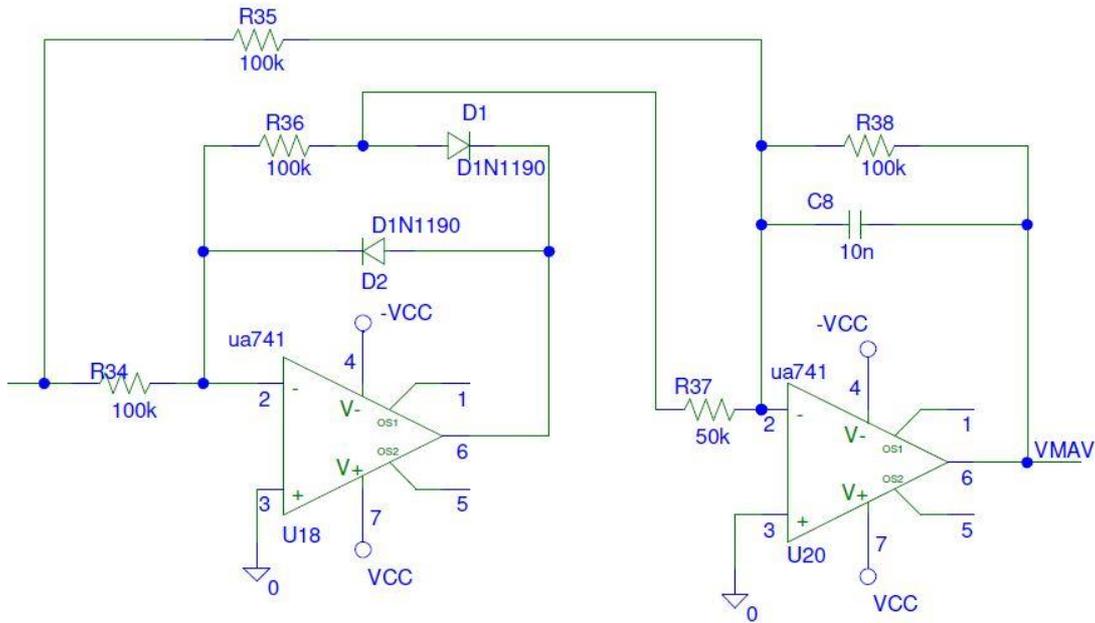


Figura 34: Circuito MAV en Pspice

Simulando este circuito en el intervalo de 10mS obtenemos la siguiente gráfica.

El intervalo de simulación no ha sido comentado con anterioridad, pero dependerá de la frecuencia de las señales configurada, puesto que el período es el inverso de la frecuencia.

Dentro de nuestro rango de trabajo, para frecuencias más bajas necesitamos aumentar el tiempo entorno al segundo y para frecuencias más altas realizaremos simulaciones entorno a 10mS.

Para afinar más el número de períodos que se desea mostrar en cada simulación una vez se realiza la primera simulación se cuentan los períodos y por una sencilla regla de tres se obtiene el valor de tiempo para el número de períodos deseados en la gráfica.

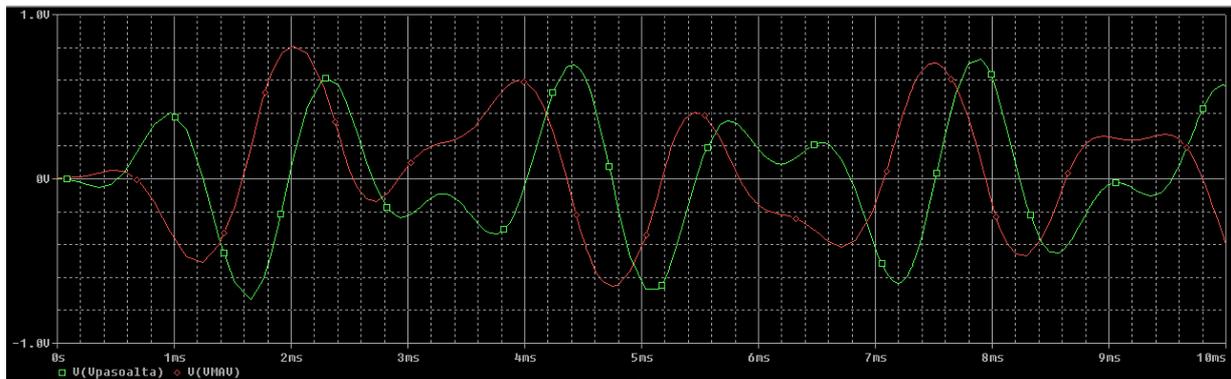


Figura 35: Simulación del circuito MAV

Tras el paso por el circuito MAV, obtenemos la señal de salida desplazada e invertida como se puede apreciar, esto en nuestra aplicación es insignificante puesto que la señal esté invertida o no es un comportamiento que no nos altera el resultado. Lo que nos importa son los rangos de amplitud, puesto que en un futuro tendremos un impulso muscular, lo cual supondrá un incremento de la amplitud de la señal y la necesitamos llevar a los rangos asequibles.

La finalidad de este circuito se aprecia bastante bien entre los intervalos 3-4 mS y 5-7 mS. En estos intervalos se puede apreciar como la señal de entrada (línea verde) presenta una oscilación, la cual se ve muy disminuida una vez que pasa por el circuito (línea roja), en las simulaciones en el ordenador al ser las señales de entrada senos creados por nosotros y ser tan perfectas no se aprecia mucho la utilidad de este circuito.

Este comportamiento en la implementación y medida real lo que proporcionará es una mejor visión del impulso muscular puesto que las oscilaciones intermedias las linealizará más y se apreciará con mejor claridad y precisión.

No se realiza una prueba general para el circuito completo, puesto que en realidad se ha realizado implícitamente. Cada bloque que presentaba una funcionalidad correcta se añadía al diseño general del sistema, por lo que siempre en la creación de un nuevo bloque, se partía de la salida de la etapa anterior, por tanto al finalizar con la última etapa ya se está realizando la prueba del sistema al completo.

Las pruebas en las que más se ha incidido ha sido en las etapas de filtrado, puesto que para ello era necesario el barrido de frecuencia por lo que se le ha otorgado una mayor dedicación, los otros bloques no era necesario comprobar el funcionamiento en todos los rangos de frecuencia ya que no dependen de ésta para que el funcionamiento sea óptimo.

4 LABORATORIO

“Si quieres encontrar los secretos del universo, piensa en términos de energía, frecuencia y vibración.”

- Nikola Tesla -

Este capítulo está dedicado a las pruebas en el laboratorio, se ha organizado por sesiones a modo de diario, en cada sesión se realizaban una serie de pruebas y montajes, ya sean individuales o de varios bloques del sistema, y se comentan los problemas y resultados obtenidos en cada caso.

Es un buen sistema de trabajo puesto que así se puede ver el avance que se ha ido realizando a lo largo del tiempo y como han surgido problemas y se han ido subsanando, por lo que nos ha parecido más conveniente plantearlo de esta forma.

4.1 Sesión primera: Configuración de equipos y primeras pruebas (21 octubre de 2020).

En esta sesión empezaremos implementando la amplificación de instrumentación y haremos varias pruebas.

La resistencia de 44Ω la formaremos uniendo en serie dos resistencias de 22Ω .



Figura 36: Unión de resistencias

Primeramente se realiza la prueba con una única señal, definida de la siguiente forma:

- Amplitud:



Figura 37: Configuración amplitud

- Frecuencia:

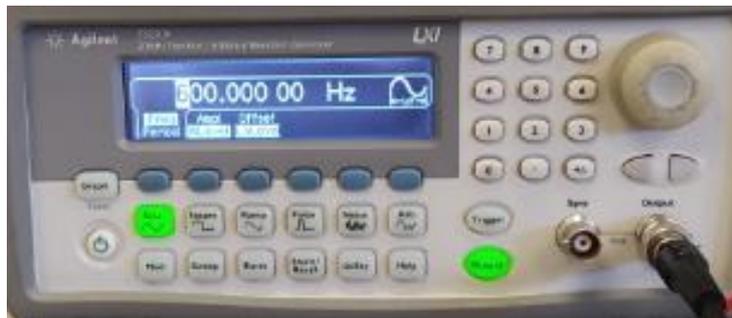


Figura 38: Configuración frecuencia

La alimentación de los Opams ha sido configurada a $VCC = +5V$ y $-VCC = -5V$, siguiendo el siguiente esquema de conexión de la fuente de alimentación.

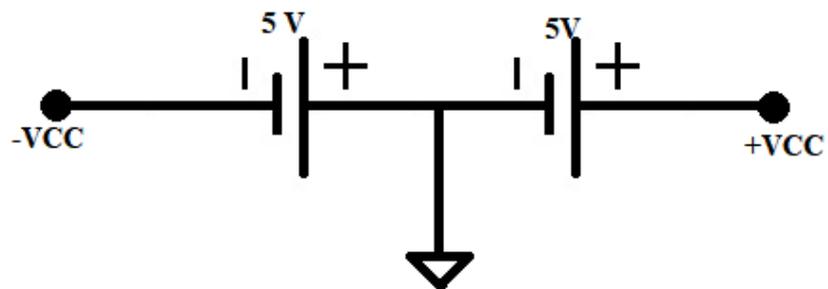


Figura 39: Configuración Alimentación del sistema

Una vez conectado los Opams a esta fuente de alimentación por medio de los pines 4 y 7, correspondientes a $-VCC$ y $+VCC$, obtenemos el montaje de la primera etapa, el cual podemos observar en la siguiente imagen.

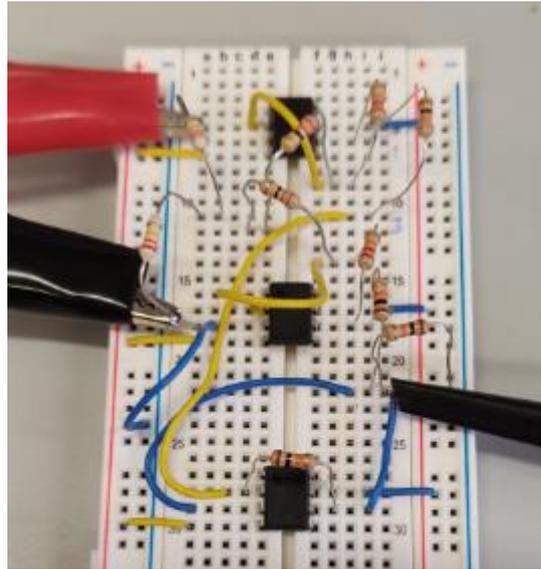


Figura 40: Detalle amplificador de instrumentación

A continuación, mostramos el diagrama de conexión de los Opams utilizados, en este caso, corresponden a la familia UA741, el cual podemos encontrarlo en el microsheat adjuntado en los anexos del proyecto.

Lo indicamos aquí puesto que este diagrama de pines será de vital importancia para realizar las conexiones de forma exitosa.

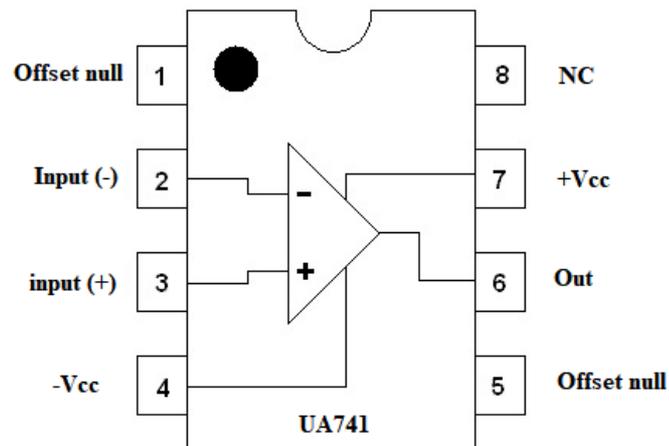


Figura 41: Esquema de pines del UA741

Una vez realizada la prueba nos encontramos con la siguiente salida:

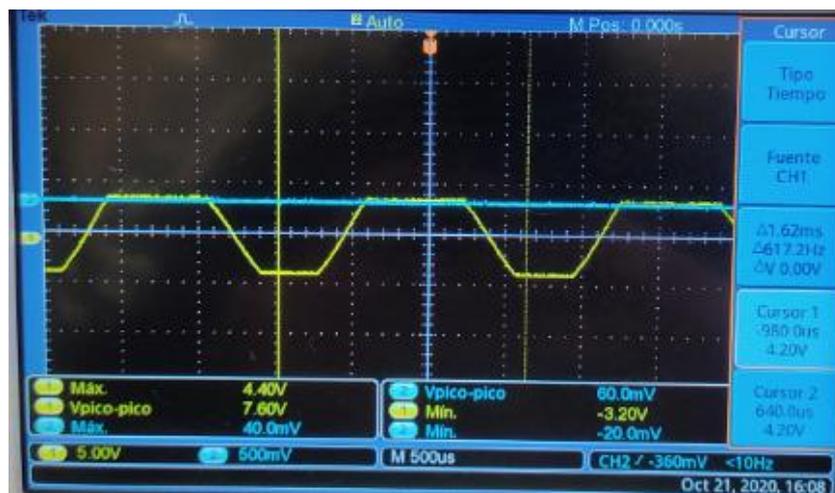


Figura 42: Salida del A.I. en saturación

Nos encontramos con que la salida está saturando, esto es debido a lo siguiente.

Dado que el amplificador de instrumentación con $R_G = 44\Omega$ que hemos diseñado tiene una ganancia de $G=1000$, si multiplicamos la amplitud de la entrada por mil obtenemos:

$$V_{sal} = G \times V_{In} = 1000 \times 10mV = 10V$$

Al superar la tensión de alimentación entramos en saturación, es por eso que la función seno que teníamos de entrada se encuentra cortado en sus límites superiores e inferiores.

Por tanto, para esta prueba vamos a bajar la ganancia a $G=100$, para obtener un valor de salida entorno al voltio.

En la aplicación real, es probable que la ganancia tenga que ser de mil, puesto que la señal de entrada tomará valores por debajo de $10mV$, puesto que este valor es su máximo.

Esto lo hacemos puesto que los generadores de ondas de los que disponemos tienen como valor mínimo de amplitud de onda $10mV$.

Por lo cual, tenemos que adaptarnos para no trabajar en saturación, simplemente tendremos que sustituir la resistencia R_G .

Disponemos de resistencias de $1K\Omega$, con la que haremos de nuevo las pruebas, con esta resistencia obtendremos unos valores de ganancia aproximadamente de:

$$A_D = 1 + \frac{2R_1}{R_G}, \text{ cuando } R_1 = 22k\Omega \text{ y } R_G = 1K\Omega$$

$$A_D = 45$$

Este valor de ganancia nos puede servir para las pruebas con señales generadas, puesto que podemos escalar la amplitud de entrada, es la disponibilidad de valores de resistencias de las que disponemos, por tanto, se realizan con estos valores.

El siguiente imagen se refleja el cambio de la resistencia mencionada con anterioridad,

podemos apreciarla conectada entre las dos resistencias de $22k\Omega$ en el centro de la imagen.

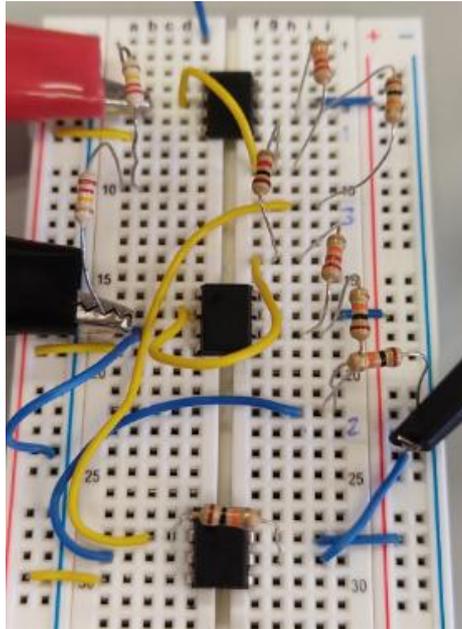


Figura 43: Detalle amplificador de instrumentación cambiando R_g

Con el cambio de la resistencia de ganancia, obtendremos una señal más contenida en amplitud.

La cual, ahora sí, se establece dentro de los rangos de alimentación por lo que no se produce la saturación anterior.

La siguiente imagen refleja el cambio ofrecido en la salida por la resistencia mencionada.

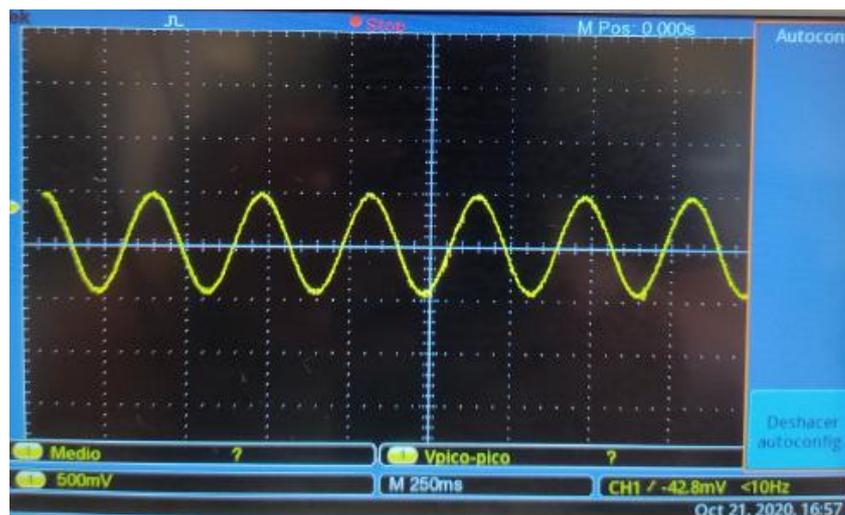


Figura 44: Salida del A.I. misma entrada

Puesto que el osciloscopio está configurado a $0.5V$ por cuadro y la amplitud de la señal ocupa 2 cuadros, obtenemos una amplitud aproximada de $1V$.

Seguidamente sustituiremos la entrada unitaria por dos señales diferentes, conectadas cada una al pin de entrada correspondiente del Amplificador de Instrumentación y los polos negativos de ésta se conectarán a la referencia del sistema.

Las entradas tendrán los valores especificados en la siguiente tabla.

Entradas	Frecuencia	Amplitud
V1	1000Hz	10mVpp
V2	500Hz	10mVpp

Tabla 4: parámetros generador de ondas

Dichas entradas una vez que transcurren por el circuito proporcionan una salida la cual está amplificada a unos valores que están dentro de los requisitos del sistema y además se produce la unión o muxeo de las dos señales de entrada, puesto que son de distinta frecuencia quedan acopladas y amplificadas como podemos examinar en la siguiente imagen.



Figura 45: Salida del A.I. con dos señales de entrada

Se observa que pasamos de un rango de entrada de 10mV a un rango de salida de 2.36V, por lo que la amplificación es correcta.

Añadimos una captura del puesto de trabajo donde se puede ver el circuito en cuestión con la salida adjunta anteriormente en el fondo de la imagen, para que se puedan distinguir los equipos utilizados, los cuales están formados por:

- Generador de ondas
- Multímetro
- Fuente de alimentación
- Osciloscopio

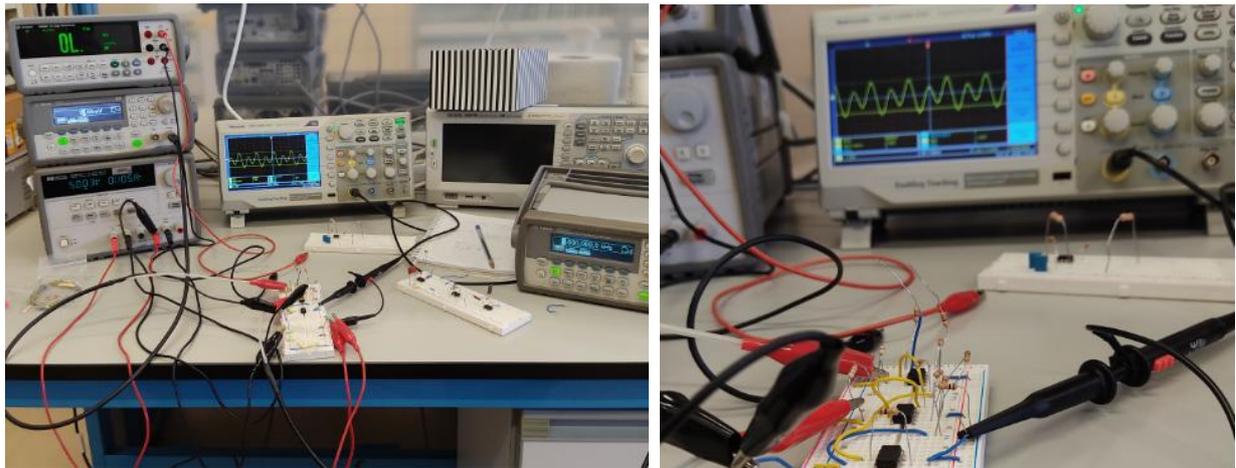


Figura 46: Puesto de trabajo

A todos los elementos mencionados anteriormente se le añade todo el cableado necesario para que sea posible el funcionamiento de dichos equipos.

4.2 Sesión segunda: Etapa amplificadora y filtrado (12 Noviembre 2020).

Primeramente conectamos el amplificador de instrumentación ya probado con anterioridad, se configura con las siguientes entradas:

Entradas	Frecuencia	Amplitud
V1	900Khz	20mVpp
V2	700Khz	20mVpp

En las siguientes imágenes podemos ver las evidencias de los valores de entrada expresados en la tabla anterior:

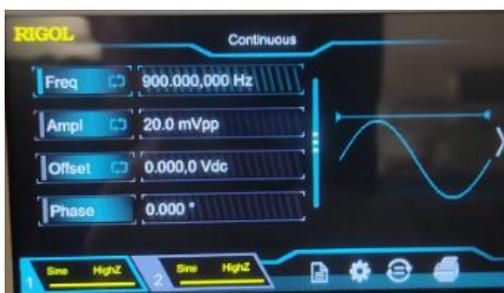


Figura 47: Entrada V1



Figura 48: Entrada V2

La mesa de pruebas queda configurada como se puede apreciar en la siguiente imagen, de la misma manera que en otras ocasiones hemos realizado.

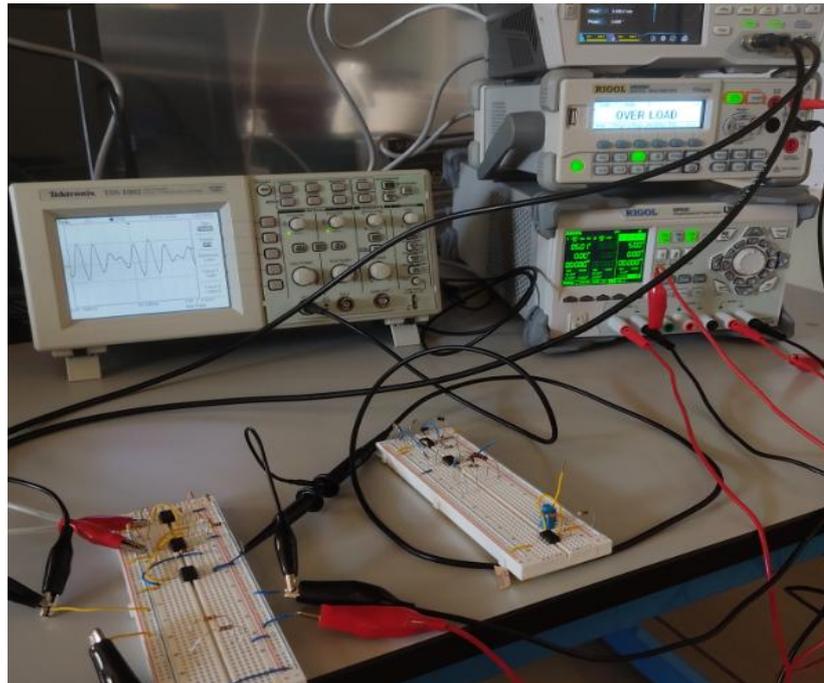


Figura 49: visión general de conexiones

La alimentación de los Opams van conectados a +VCC u -VCC, correspondientes a los valores de tensión de 5V u -5V respectivamente. Las entradas V1 y V2 conectadas a las entradas del amplificador de instrumentación y todas las referencias del sistema conectadas a un mismo nodo común de tierras, las cuales incluyen: polos negativos de entradas del sistema, referencia del osciloscopio y polo negativo de las fuentes de alimentación.

La salida de esta etapa con una $R_G = 1K\Omega$, tiene una ganancia aproximada de 100, como se puede observar en la siguiente imagen:

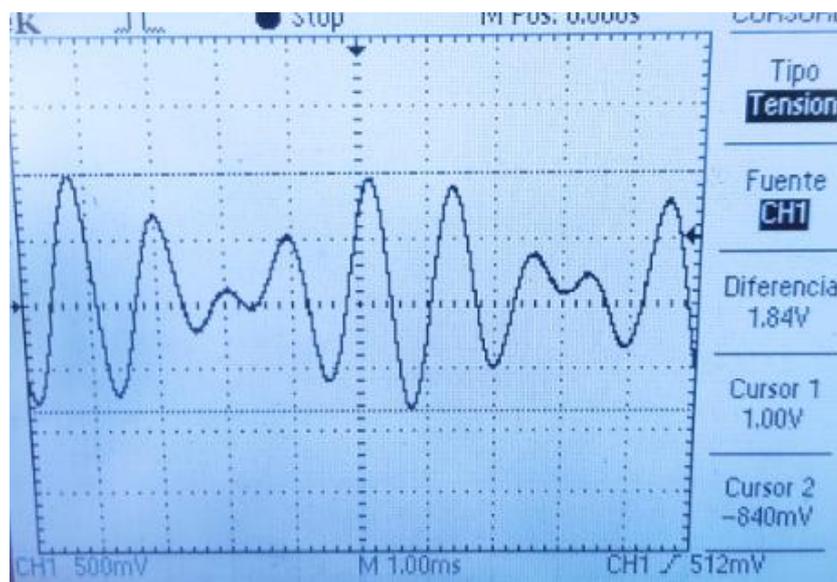


Figura 50: Salida con $R_g = 1K\Omega$

La salida tiene valor de amplitud de 1.84 Vpp, por lo que la amplificación obtenida es bastante buena y aceptable, podemos continuar con las pruebas puesto que la primera etapa responde de manera correcta.

Ahora hablaremos sobre el filtro paso baja, el cual primero se prueba individualmente, es decir, sólo esta etapa con una única señal de entrada.

Las pruebas de los dos bloques de filtrado la haremos realizando un barrido de frecuencia, es decir, modificando la frecuencia de las señales de entrada y estudiando su respuesta, la salida de cada uno de los filtros.

A continuación mostramos la topología montada en la placa de pruebas para poder conectarle su entrada, alimentaciones, y hacer las mediciones necesarias en la salida.

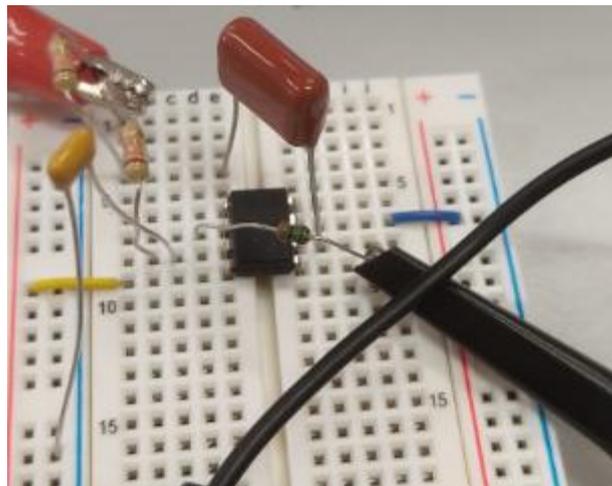


Figura 51: Detalle filtro paso bajo

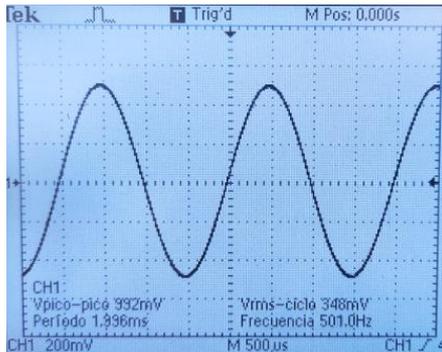
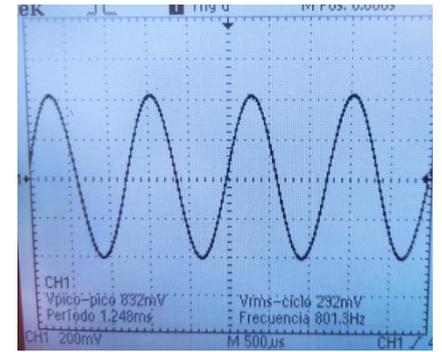
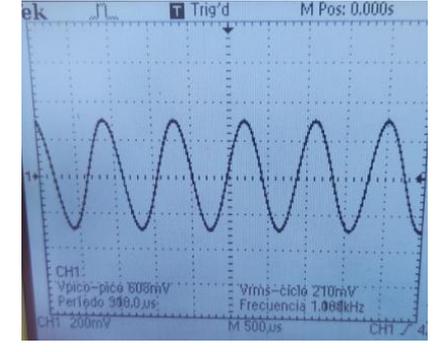
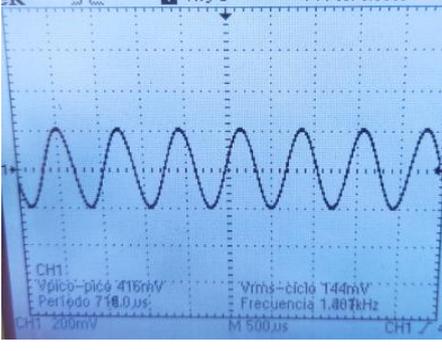
Hemos ejecutado un banco de prueba que consiste en variar la señal de entrada en término de frecuencia y observar cómo actúa la salida de éste por lo que a continuación representamos los resultados de este banco de pruebas en una tabla bastante intuitiva.

Entrada		Salida
Amplitud	Frecuencia	Amplitud
1Vpp	500Hz	992mVpp
1Vpp	800Hz	832mVpp
1Vpp	1.1KHz	608mVpp
1Vpp	1.4KHz	416mVpp
1Vpp	2KHz	224mvpp
1Vpp	4KHz	72mVpp

Tabla 5: Relación entrada salida filtro paso bajo

La frecuencia de corte está en torno a los 1000Hz, tras los resultados se puede apreciar que tras superar esa barrera se produce un descenso notable de la amplitud conforme vamos aumentando la frecuencia de entrada, por lo que podemos afirmar que el filtro implantado funciona correctamente.

A continuación añadimos las evidencias de este banco de pruebas formulado a través de imágenes para que sea de total credibilidad:

Entrada	Respuesta
	
	
	
	

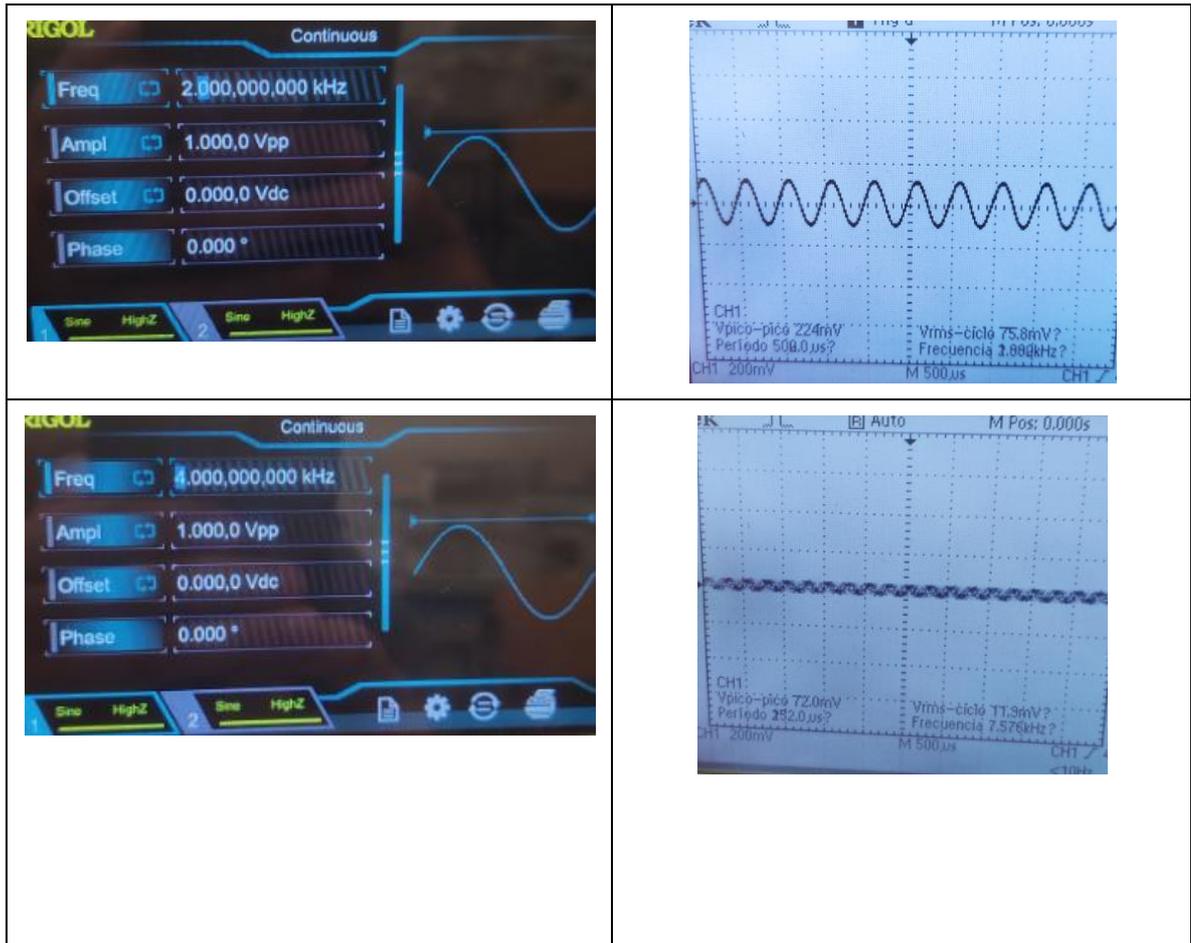


Tabla 6: Respuesta filtro paso bajo de barrido en frecuencia

El siguiente paso es integrar el filtro anterior con la etapa amplificadora para ellos se ha conectado el pin de salida del amplificador de instrumentación con el pin de entrada del filtro, en la siguiente imagen se puede apreciar esa conexión mediante el cable amarillo en el centro de la imagen, en la parte izquierda de la imagen se encuentra la etapa amplificadora y en la parte derecha corresponde al filtro.

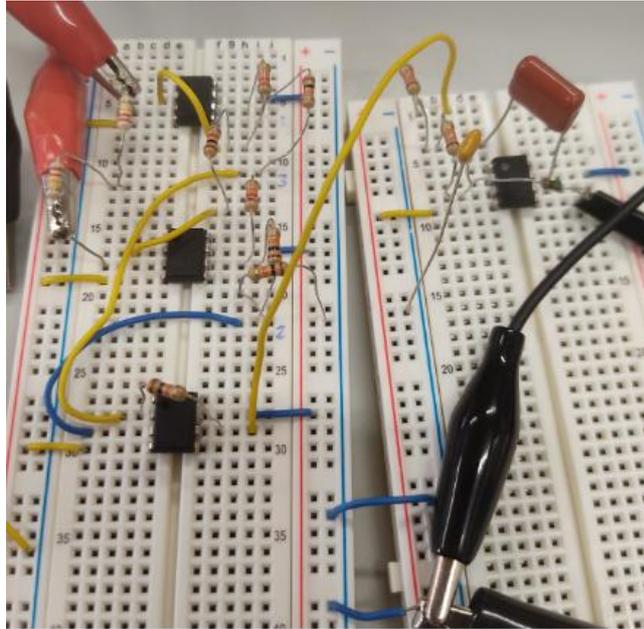


Figura 52: Detalle A.I. + filtro paso bajo

Realizaremos de nuevo un pequeño banco de pruebas similar al anterior pero ahora intervienen dos señales de entrada y se verá como actual el filtro implementado ante la unión de estas dos señales a la salida del amplificador una vez hayan sido amplificadas.

Los resultados experimentales se representan en la siguiente tabla:

Entrada				Salida
V1		V2		
Amplitud	Frecuencia	Amplitud	Frecuencia	Amplitud
20mVpp	300Hz	20mVpp	900Hz	1.26Vpp
20mVpp	2.5KHz	20mVpp	3KHz	240mVpp
20mVpp	15KHz	20mVpp	10KHz	60mVpp

Tabla 7: Relación entrada salida A.I. + filtro paso bajo

A continuación añadimos las evidencias de este banco de pruebas formulado a través de imágenes para que sea de total credibilidad:

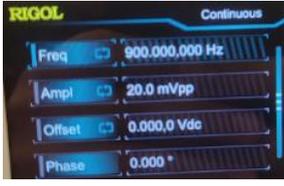
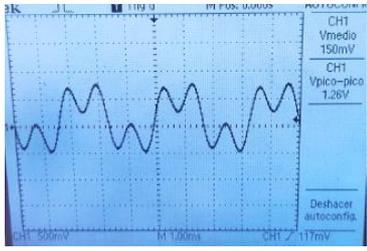
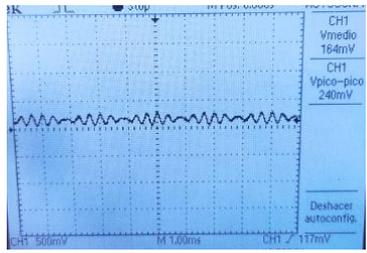
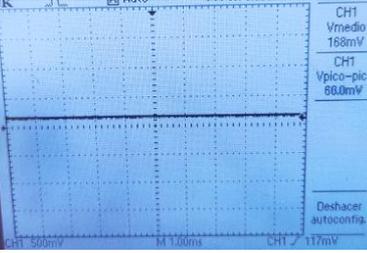
Entrada		Salida
V1	V2	
		
		
		

Tabla 8: Respuesta de A.I. + filtro paso bajo en barrido de frecuencia

El funcionamiento es análogo a la prueba individual realizada anteriormente, en lugar de usar una señal para la entrada del filtro, nos encontramos con la amplificación del muxeador de las señales de entrada al sistema y se aprecia que cuando supera la barrera de los 1000 Hz la amplitud de la señal empieza a disminuir notablemente, por lo que concluimos con las pruebas de la etapa de filtrado paso baja dado que los experimentos han sido exitosos.

Proseguimos con una nueva etapa, en este caso el filtrado paso alto, en este bloque lo que haremos es lo contrario al bloque anterior, a partir de una cierta frecuencia de corte se permite el paso de toda la señal al completo y por debajo de esta se irá disminuyendo o atenuando su amplitud.

En primer lugar, mostraremos la topología de este filtro montada en la placa de pruebas, seguiremos los mismos pasos que las pruebas anteriores por lo que primero probaremos individualmente el filtro paso alta con una única señal de entrada.

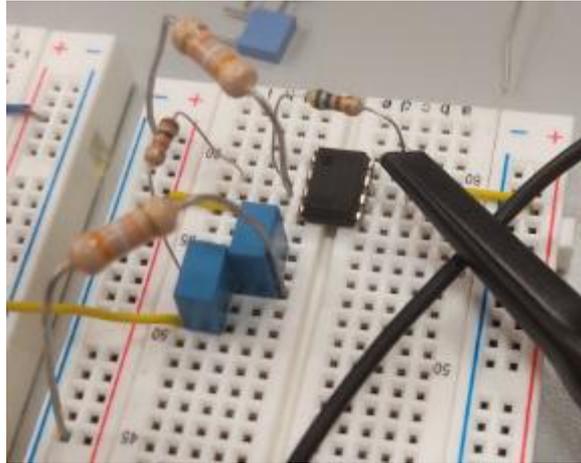


Figura 53: Detalle filtro paso alto

A continuación anexamos la tabla con los distintos valores establecidos para las pruebas y su correspondiente respuesta a la salida.

Entrada		Salida
Amplitud	Frecuencia	Amplitud
500mVpp	20Hz	38mVpp
500mVpp	70Hz	104mVpp
500mVpp	100Hz	132mVpp
500mVpp	500Hz	256mVpp
500mVpp	1.7KHz	280mVpp

Tabla 9: Relación entrada salida filtro paso alto

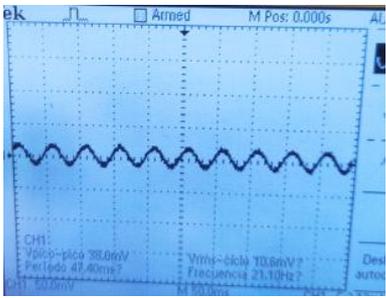
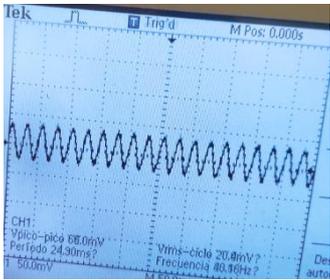
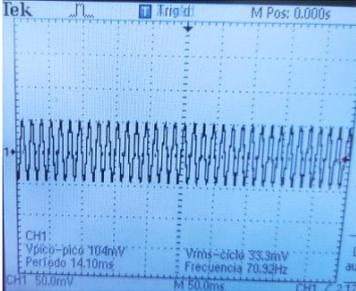
Tras las pruebas realizadas sacamos dos conclusiones importantes.

1. Este filtro no funciona con tanta precisión como el anterior, se ha diseñado para que la frecuencia de corte este entorno a 60Hz, tras los resultados obtenidos, observamos que parece que la frecuencia de corte es algo superior aunque en la práctica no supondrá un problema, puesto que la frecuencia a eliminar es la del ruido entorno a 50Hz por lo que aunque no sea tan preciso nos encaja perfectamente con nuestras condiciones de diseño.
2. Otro aspecto a destacar es que cuando el filtro está en el intervalo de paso la señal está atenuada prácticamente a la mitad, es decir, el filtro hace correctamente su función pero tiene un efecto atenuador de la señal, esto no supondrá un problema

puesto que si fuera necesario se añade una etapa amplificadora no inversora simple y se resolvería el problema.

Lo importante aquí no es tanto la amplitud como las limitaciones que aplica en términos de frecuencia, por tanto podemos dar por aceptable los resultados de la experimentación obtenidos con este filtro paso de alta.

A continuación, se muestran los resultados obtenidos experimentalmente de forma gráfica para dejar la evidencia de las pruebas realizadas.

Entrada	Respuesta
	
	
	

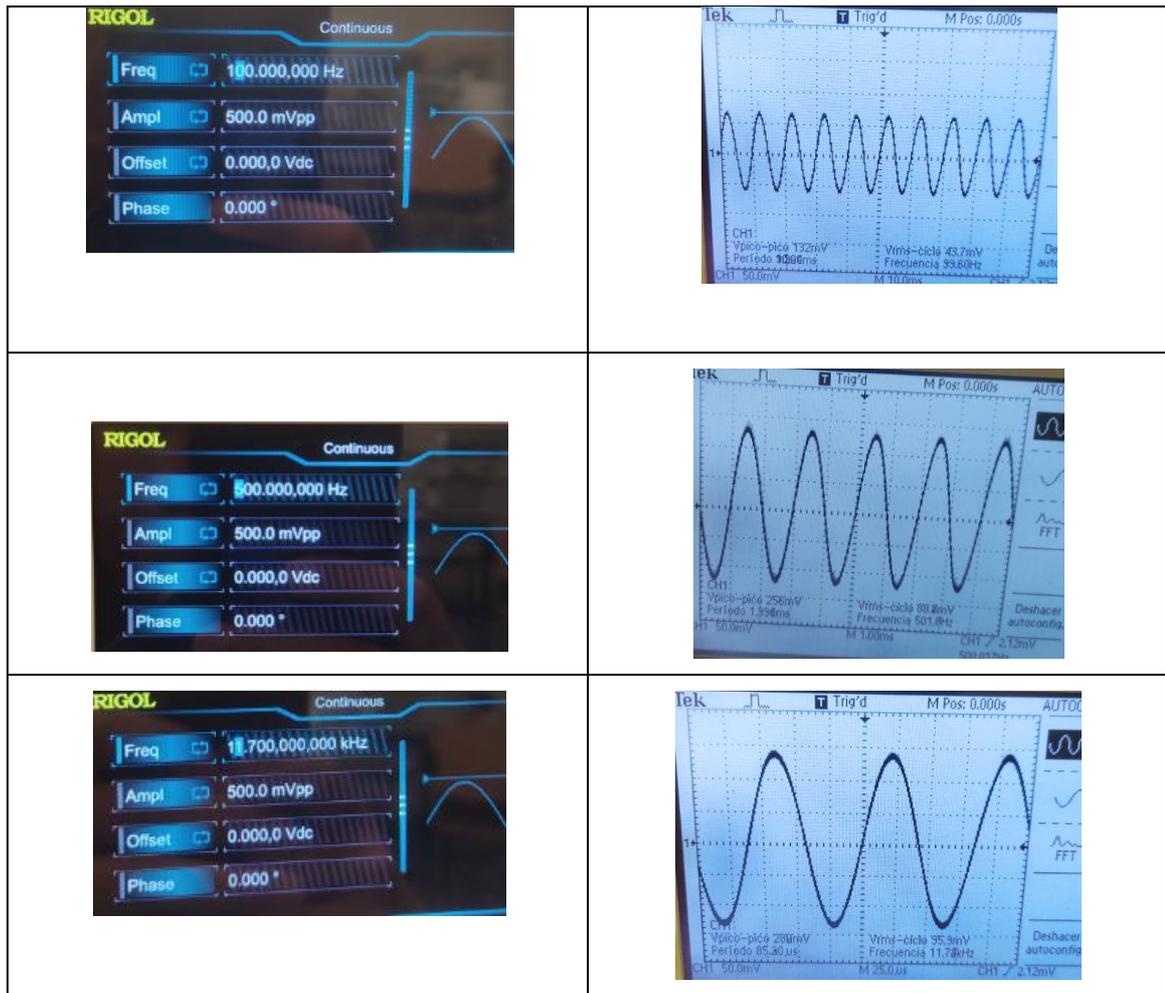


Tabla 10: Respuesta filtro paso alto al barrido en frecuencia

Integramos el filtro paso de altas con el Amplificador de Instrumentación, para así, ver su respuesta con las dos entradas, planteamos una tabla de pruebas con su correspondiente respuesta a la salida del filtro paso alta.

Entrada				Salida
V1		V2		
Amplitud	Frecuencia	Amplitud	Frecuencia	Amplitud
20mVpp	500Hz	20mVpp	296Hz	872mVpp
20mVpp	70Hz	20mVpp	80Hz	344mVpp
20mVpp	40Hz	20mVpp	45Hz	208mVpp
20mVpp	10Hz	20mVpp	5Hz	44mVpp

Tabla 11: Relación entrada salida A.I. + filtro paso alto

Nuevamente, mostramos las evidencias de forma gráfica de las pruebas realizadas y los resultados obtenidos.

Cabe destacar que el comportamiento es similar al de la prueba unitaria, pero con la característica de que la entrada del filtro es la unión de las dos señales de entrada al sistema con su proceso de amplificación aplicado.

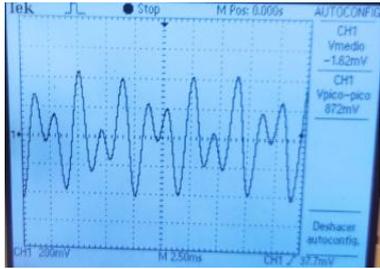
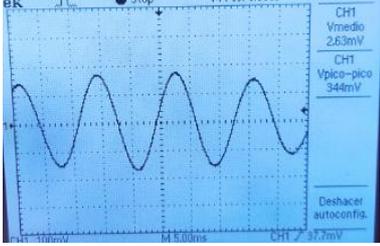
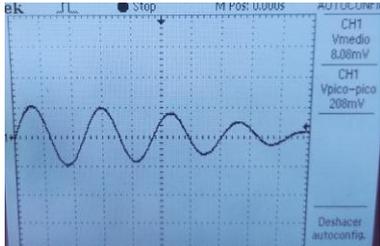
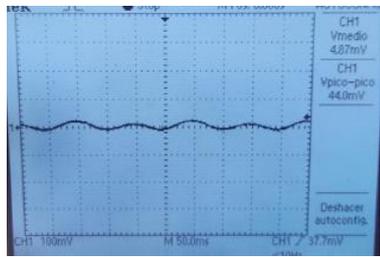
Entrada		Salida
V1	V2	
		
		
		
		

Tabla 12: Respuesta de A.I. + filtro paso alto en barrido de frecuencia

El siguiente paso será la prueba de la integración de los tres módulos probados individualmente. Como se puede apreciar la dinámica seguida es la prueba de cada módulo de manera independiente para su posterior indexación en el sistema.

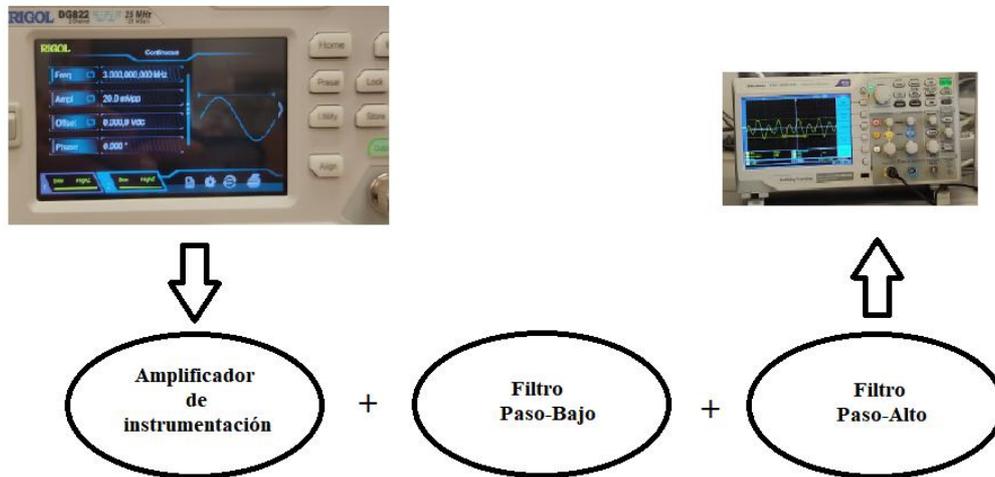


Figura 54: Diagrama de prueba a realizar

En la siguiente imagen se puede apreciar el esquema superior implantado en las placas de pruebas.

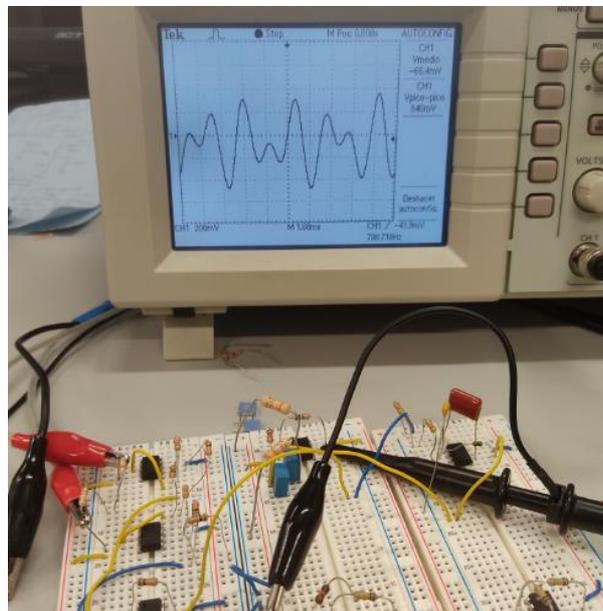


Figura 55: Detalle etapa amplificación + etapa filtrado

La disposición de los módulos es la siguiente:

- Placa izquierda: Amplificador de Instrumentación.
- Placa central: Filtro paso alta, al cual, se conecta la sonda para medir la salida.

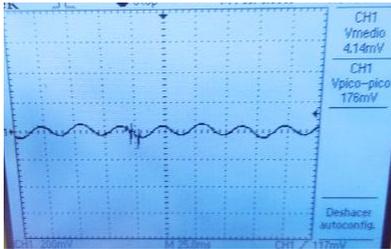
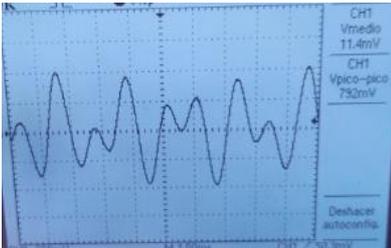
- Placa derecha: filtro paso baja.

A continuación presentamos la tabla con el correspondiente banco de pruebas realizado con los resultados obtenidos.

Entrada				Salida
V1		V2		
Amplitud	Frecuencia	Amplitud	Frecuencia	Amplitud
20mVpp	30Hz	20mVpp	10Hz	176mVpp
20mVpp	500Hz	20mVpp	869Hz	792mVpp
20mVpp	1.5KHz	20mVpp	2KHz	768mVpp
20mVpp	8KHz	20mVpp	10KHz	120mVpp

Tabla 13: Comparativa entrada/salida de etapa amplificación + etapa filtrado

Como de costumbre mostramos el banco de pruebas de forma grafica para demostrar los valores obtenidos en la experimentación que están recogidos en la tabla superior.

Entrada		Salida
V1	V2	
		
		

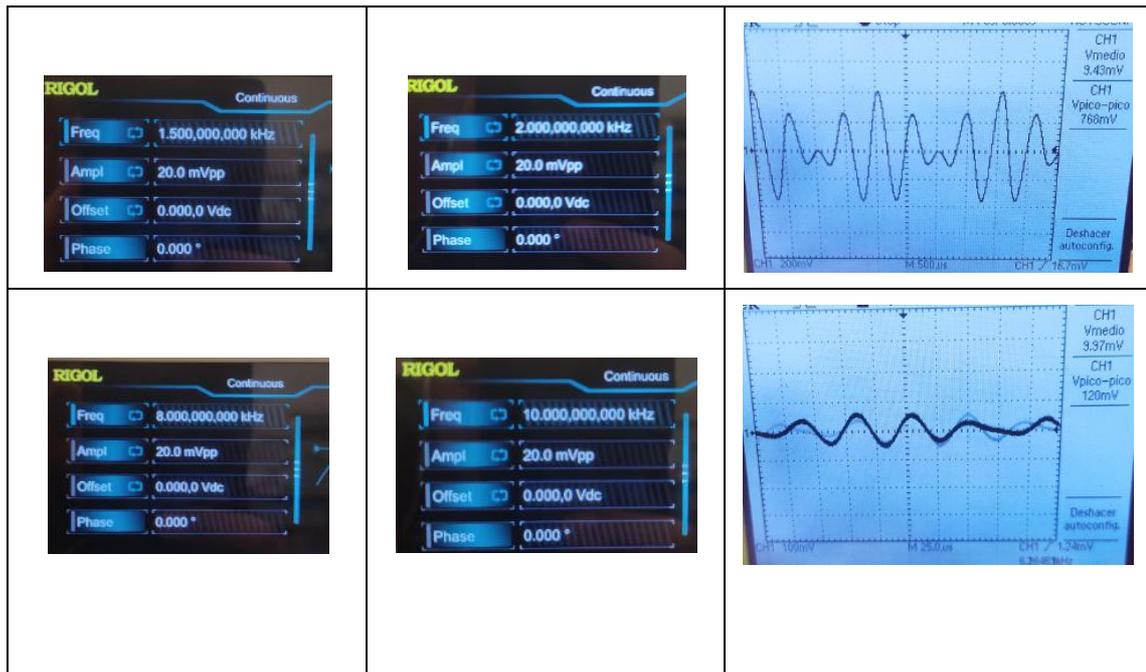


Tabla 14: Respuesta de etapa amplificación + etapa filtrado en barrido de frecuencia

Continuamos con un nuevo bloque, en este caso vamos a estudiar el circuito de offset, el cual tiene como valor elevar la señal, es decir, si en algún momento la señal estuviera en intervalos negativos pues intentaremos subir su valor medio.

La resistencia que controla el valor de offset ha sido ajustada a su valor óptimo como hemos comentado con anterioridad en otro capítulo de esta memoria.

Por tanto realizaremos la prueba sobre el circuito montado en la placa de pruebas quedando distribuido de la siguiente forma

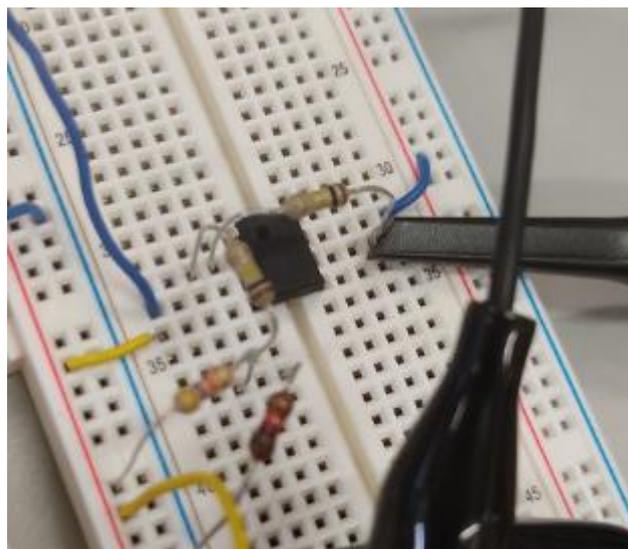


Figura 56: Detalle circuito offset

La prueba será unitaria, es decir, introduciremos una señal con una amplitud y frecuencia determinada y con offset cero, la cual será la siguiente:



Figura 57: Entrada circuito offset

Tras el paso de la señal anterior por el circuito debería subir su valor medio el cual estará fijado a cero inicialmente.

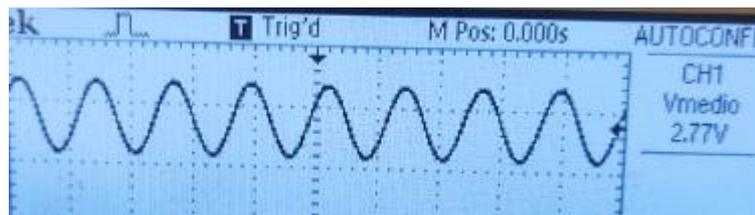


Figura 58: Salida circuito offset

En vista del resultado obtenido se puede establecer como correcto, puesto que responde de una manera adecuada, subiendo el nivel medio de la señal dada.

En la práctica real, comprobaremos si utilizando este circuito actúa de forma adecuada, si no obtuviéramos una respuesta adecuada eliminaríamos este bloque.

Pero eso habrá que evaluarlo con la señal real del impulso muscular, puesto que con estas señales generadas de manera tan perfecta es complicado intuir su respuesta en un escenario real.

La última etapa que falta por evaluar es el circuito MAV, que sería una etapa para la mejora de la lectura a la vista de la señal capturada por los electrodos, cabe mencionar que si en algún intervalo del sistema creado por bloques la señal sufriera una atenuación aparente, se colocaría una etapa amplificadora no inversora para volver a trabajar con los rangos de amplitud correctos.

Es probable que después del circuito offset la señal que lleva ya un transcurso por tres de los bloques del sistema sufra alguna atenuación y antes de insertarla en el circuito MAV haya que aplicar una amplificación, pero no existe ningún tipo de problema para ello.

4.3 Sesión tercera: Pruebas sistema general y con señal real (3 Diciembre 2020).

Se ha realizado la conexión del circuito de pruebas con los electrodos colocados en el brazo, hemos colocado tres electrodos en el nervio flexor del brazo correspondientes con:

- Electrodo1: Referencia del circuito.
- Electrodo2: Entrada positiva del Amplificador de instrumentación.
- Electrodo3: Entrada negativa del Amplificador de instrumentación.

La disposición la podemos observar en la siguiente imagen:

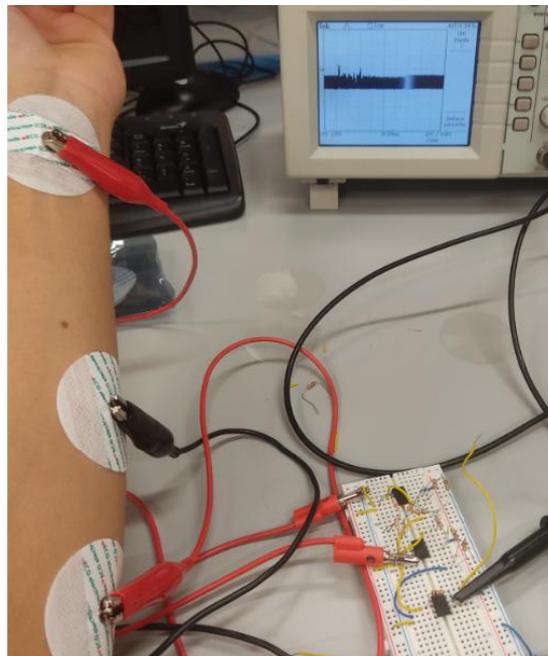


Figura 59: Disposición de electrodos en el brazo

La medida la consideramos a la salida del amplificador de instrumentación, puesto que lo primero era obtener la señal EMG bruta y posteriormente aplicarle el procesado.

El primer inconveniente es que costó mucho conseguir la señal a través de los electrodos, puede ser que los electrodos no son específicos de EMG o que fueran de baja calidad.

Tras varias pruebas conseguimos la señal EMG como hemos comentado sin aplicar filtrado, por lo que se contempla bastante ruido de base, pero aun así la respuesta al impulso muscular se ve muy clara como podemos apreciar en la siguiente imagen

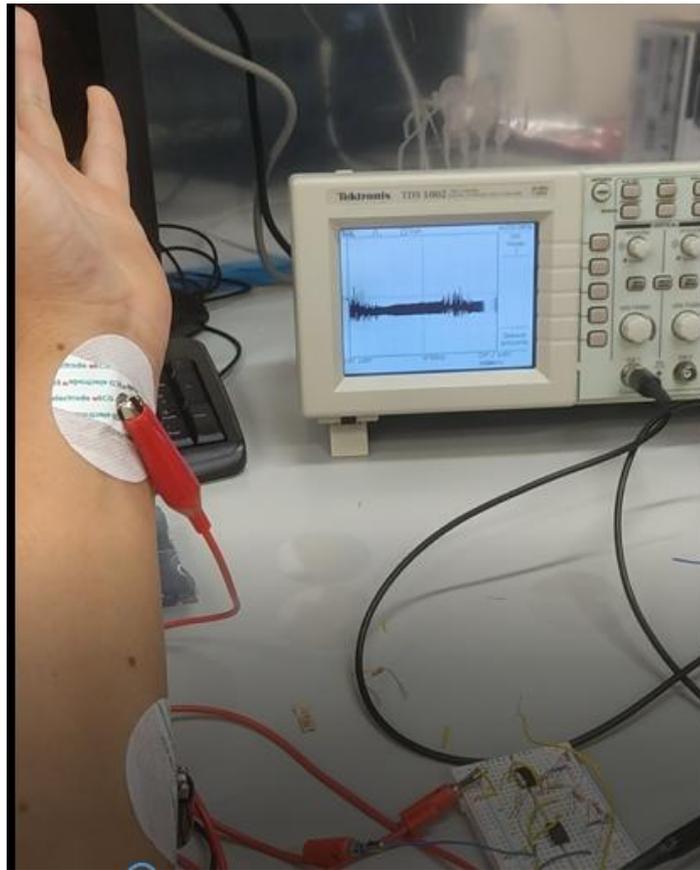


Figura 60: Respuesta primera etapa con electrodos en el brazo

Puesto que la imagen se ha recuperado de un video que realizamos no se ve nítidamente los detalles de escala, etc.

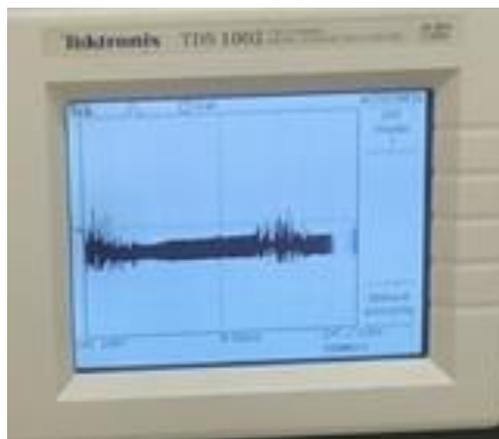


Figura 61: Detalle de la respuesta anterior

Claramente cuando cerramos el puño el musculo flexor se contrae se produce la excitación de la señal EMG y produce los impulsos visible en el osciloscopio.

Tras esta prueba, seguimos con el circuito MAV, realizamos las pruebas con la unión del Amplificador de instrumentación y MAV, cambiamos el condensador del circuito MAV que es la clave de este circuito, usamos los siguientes valores.

1. $2\mu\text{F}$ → Resultado no satisfactorio.
2. 100nF → Resultado no satisfactorio.
3. 12nF → Resultado satisfactorio.

Sólo obtuvimos un resultado positivo, tras el paso de la señal por este circuito vemos como las curvas producidas en dicha señal se suavizan dando lugar a unas curvas menos abruptas por lo que en la hipotética señal real se contemplará mejor el resultado.

Se puede apreciar lo citado en el texto anterior en la siguiente imagen.

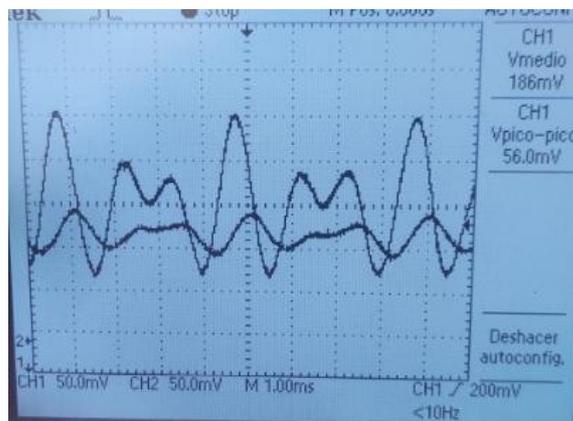


Figura 62: Respuesta circuito MAV con señales generadas

La señal más grande en términos de amplitud corresponde a la salida del amplificador de instrumentación y la otra corresponde a la salida del circuito MAV.

Se puede apreciar cómo se suavizan las curvas dando lugar a una salida más homogénea, cuando esto se aplique con la entrada real se detectará el impulso muscular mucho más claro, puesto que el impulso será en un momento dado de contracción dónde se producen muchas oscilaciones de la señal que aplicadas a este circuito dará como resultado una imagen más clara y precisa de dicho impulso.

También se produce una atenuación por la utilización de este circuito el cual la resolvemos añadiendo una etapa amplificadora posteriormente.

Veremos la topología implementada en las placas de prueba como su posterior resultado en el osciloscopio.

En las siguientes dos imágenes se muestran las conexiones de los bloques especificados en el pie de cada imagen, y concretamente, se hace zoom sobre la etapa amplificadora final.

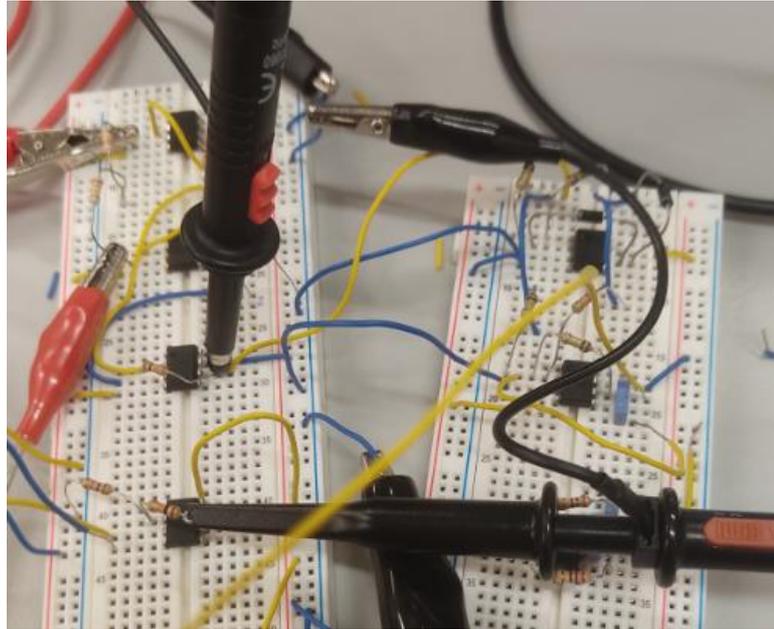


Figura 63: Detalle A.I. + MAV + Amplificador no inversor

A continuación se ofrece el detalle de la etapa amplificadora final, que con un par de resistencias se obtiene una buena amplificación de la señal ofrecida a la salida.

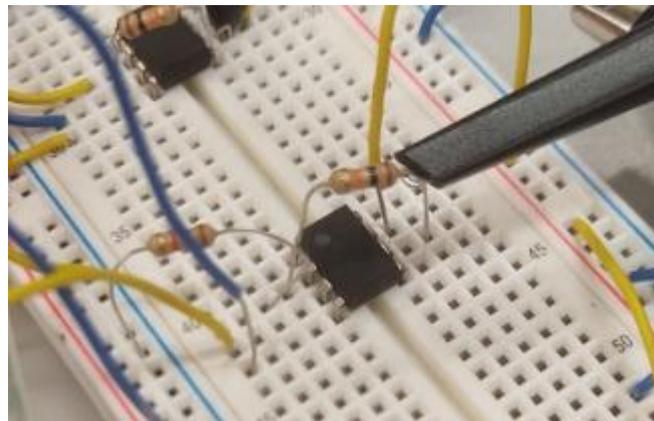


Figura 64: Detalle Amplificador no inversor

Se ofrece a continuación una comparativa entre la salida del amplificador de instrumentación y esta misma señal tras su paso por el circuito MAV y la etapa amplificadora.

Se aprecia claramente que la escala de los dos canales del osciloscopio es la misma y la señal que ha sido amplificada ha aumentado su tamaño considerablemente.

El trabajo del circuito MAV se puede distinguir en los intervalos de señal donde se produce una oscilación antes de completar el período del seno, en la señal superior esa oscilación se reduce mucho tendiendo a eliminarla y redondear la curva.

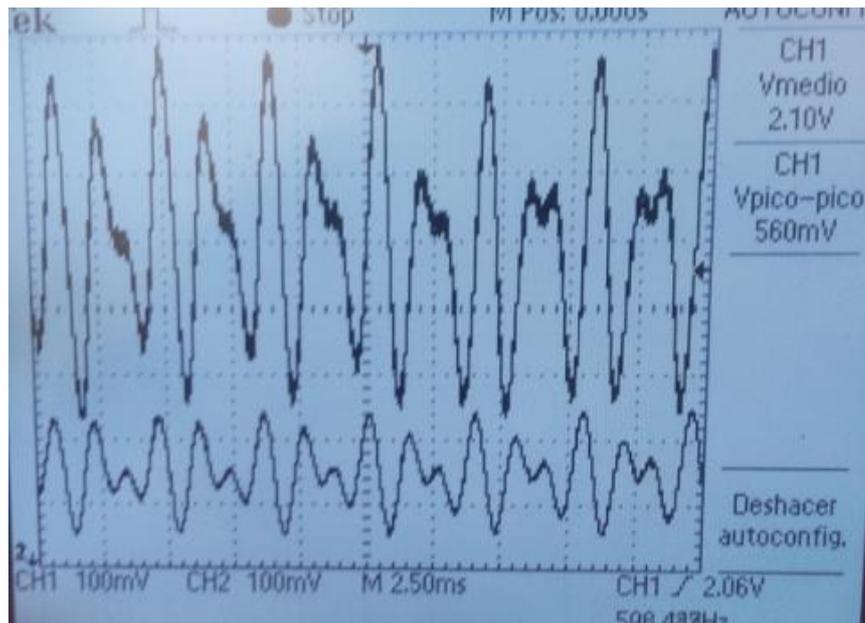


Figura 65: Comparación entre salida A.I y (A.I.+MAV+A) con señales generadas

Realizamos una Amplificación final de aproximadamente $G=10$, utilizando resistencias de $1k\Omega$ y $10k\Omega$, con la siguiente topología:

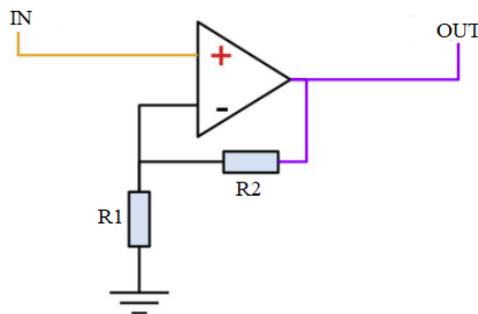


Figura 66: Esquema amplificador no inversor

Esta es la topología de una etapa amplificadora No inversora, donde su ganancia se define de la siguiente forma:

$$A_D = 1 + \frac{R_1}{R_2}; \text{ siendo } R_1 = 1k\Omega \text{ y } R_2=10k\Omega$$

$$\text{Por tanto, } A_D = 10$$

La amplificación no se representa fielmente con los valores anteriores, puesto que entre las dos etapas de amplificación introducimos el circuito MAV que produce una pequeña atenuación. Por este motivo, no cuadra matemáticamente la ganancia calculada con la salida final obtenida.

4.4 Sesión cuarta: Sistema completo con señal real (27 Enero 2021).

En esta ocasión, se realiza la prueba con la integración de todos los bloques para comprobar el correcto comportamiento del circuito completo antes de su fabricación.

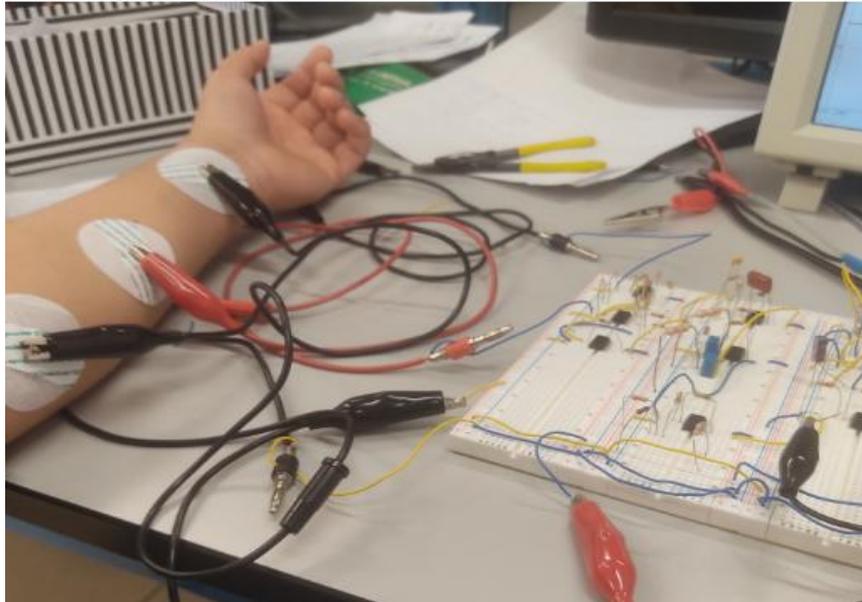


Figura 67: Vista general del conexionado de todas las etapas

En la imagen anterior, se muestra el conexionado de los electrodos a la placa con todas las etapas en funcionamiento.

El electrodo más próximo a la muñeca es conectado a referencia o tierra del circuito, mientras tanto los otros dos electrodos quedan conectados a la entrada positiva del circuito (cable rojo) y a la entrada negativa del circuito (cable negro).

En la siguiente imagen se puede apreciar la medición de la sonda en un punto del circuito con la señal medida en el osciloscopio, pudiéndose identificar claramente los impulsos eléctricos de la contracción muscular.

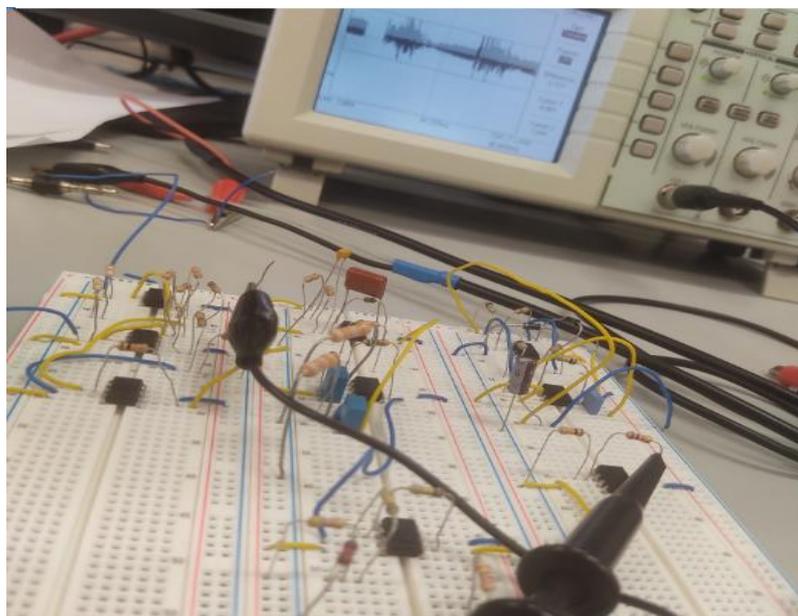


Figura 68: Medición de señal EMG en placa de pruebas

La siguiente imagen se ha obtenido realizando la medición después de la etapa de amplificación, es decir, la primera etapa.

Existe bastante ruido pues aún la señal no ha transcurrido por el bloque de filtrado.

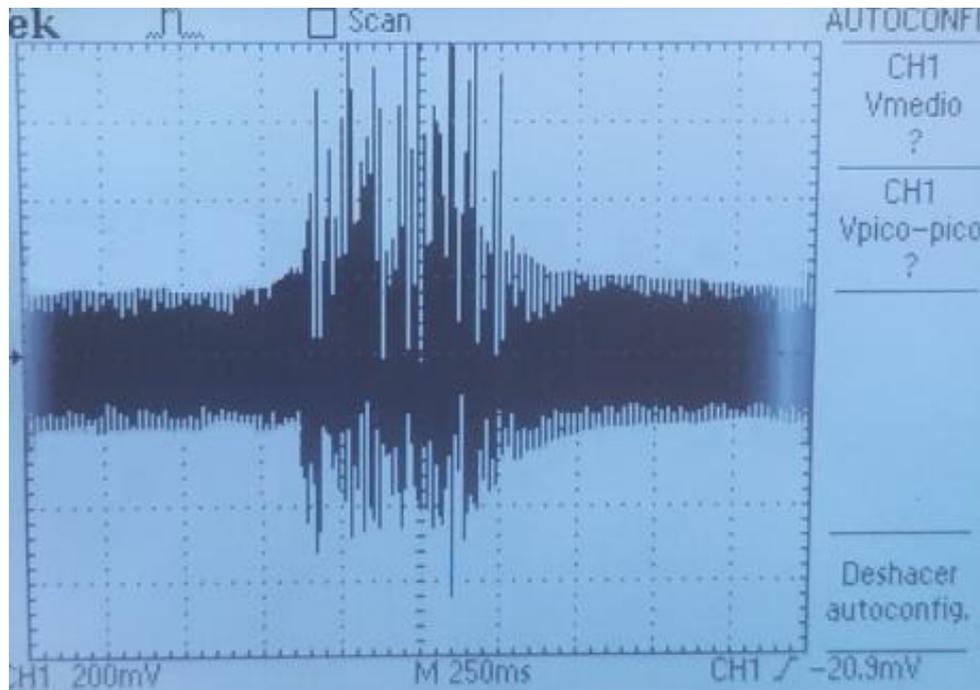


Figura 69: Medición de señal EMG antes de la etapa de filtrado

Puesto que el osciloscopio está configurado a una amplitud de 200mV por cuadro, se observa que el músculo en el estado de reposo tiene una amplitud de señal aproximadamente de 400mV pico a pico, mientras que cuando existe una contracción la señal pasa a medir hasta aproximadamente 1.4 Vpp.

Por lo que se está consiguiendo una muy buena amplificación y obtención de la señal, las etapas posteriores son las encargadas de refinar esta señal obtenida para una mayor claridad de ésta.

Nos resultó complicado realizar dichas pruebas puesto que había que estar pendiente de los electrodos, conexiones del circuito, medidas del osciloscopio y además tomar fotografías para dejar evidencias y esta labor una persona sola resulta un poco complicada.

En la siguiente imagen se muestra la medida al final de toda la cadena una vez que se ha realizado el tratamiento analógico a la señal tomada por los electrodos.

El corte en la imagen se corresponde con el barrido constante que hace el osciloscopio que en este caso ha coincidido en esa posición, por ese motivo se produce el corte en la señal.

Realizamos una larga batería de pruebas y fotos en la sesión pero para no ser reiterativos elegimos las mejores y más claras para explicar los resultados obtenidos.

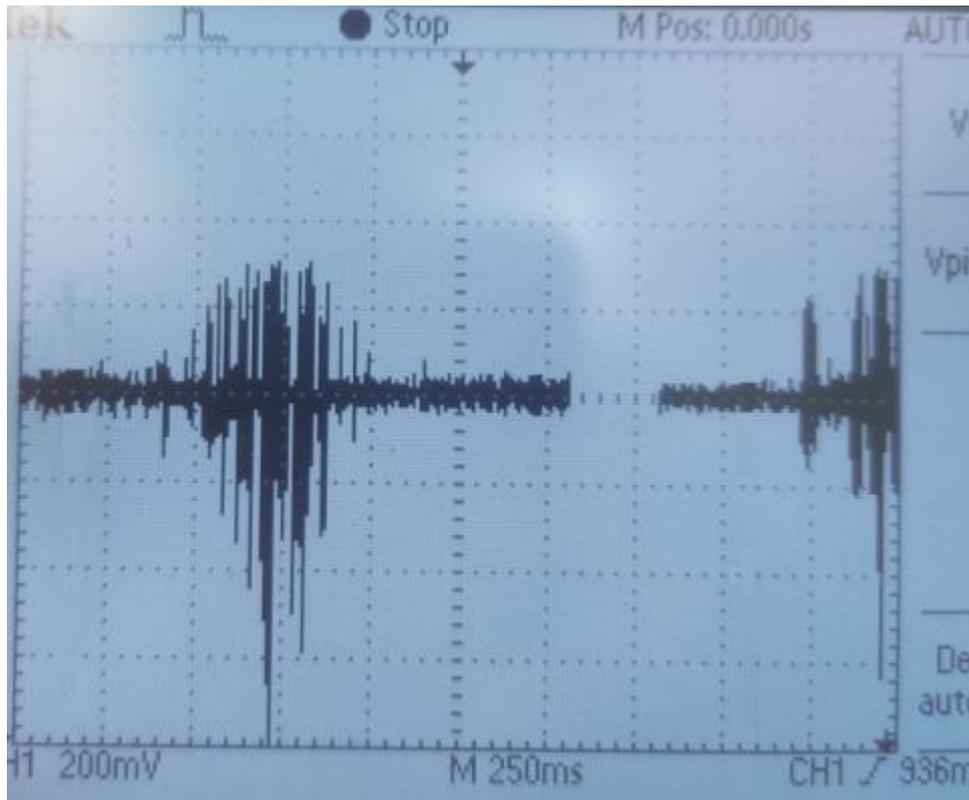


Figura 70: Medición de señal EMG en la salida final

Frente a la primera medida se diferencia claramente una mejora clara en cuanto a visibilidad de la señal EMG, puesto que el ruido se filtra bastante y con las etapas posteriores ayudan a la claridad de la señal.

El impulso muscular, una vez contraemos el brazo, se localiza perfectamente en el osciloscopio. El valor de dicho impulso, dado que el instrumento está configurando con una resolución de 200mV por cuadro, podemos decir que aproximadamente el valor pico a pico máximo que encontramos es de unos 1,1V, valor más que suficiente para que pueda ser utilizado posteriormente por un microcontrolador, por ejemplo.

El propósito que teníamos era hacer una interpretación gráfica bastante clara con un amplitud de entorno al voltio.

Cabe destacar que la calidad de los electrodos influirá muchísimo en la medida que tomemos, además de que sean específicos de EMG, en nuestro caso, elegimos electrodos comunes de ECG por el presupuesto limitado que tenemos.

Durante toda la mañana de pruebas funcionaron de manera eficiente, pero es cierto que al terminar la sesión la medida se perdía mucho, puesto que los electrodos se despegaban y perdían eficacia.

Hasta aquí llegan las pruebas de laboratorio, una vez dadas por válidas estas pruebas, nos centraremos en la creación del PCB para poder fabricarlo físicamente y quede de forma compacta en una placa.

Cuando este paso, comentado en el párrafo anterior, esté listo tocará hacer las mismas pruebas finales con los electrodos en la placa soldada.

4.5 Sesión quinta: Pruebas unitarias PCB (22 Febrero 2021).

En esta sesión y en sesiones posteriores, se realizarán las pruebas de la placa PCB que se ha fabricado. Dicha fabricación de la placa se tratará en el siguiente capítulo.

Se realizarán las mismas pruebas de las sesiones anteriores pero en lugar de en las placas de pruebas, en el propio circuito ya fabricado.

En la siguiente imagen podemos observar la adquisición de la señal bruta, tras el primer bloque del circuito. Los picos que se producen en el centro de la onda mostrada en el osciloscopio corresponden al impulso muscular producido al cerrar el puño.

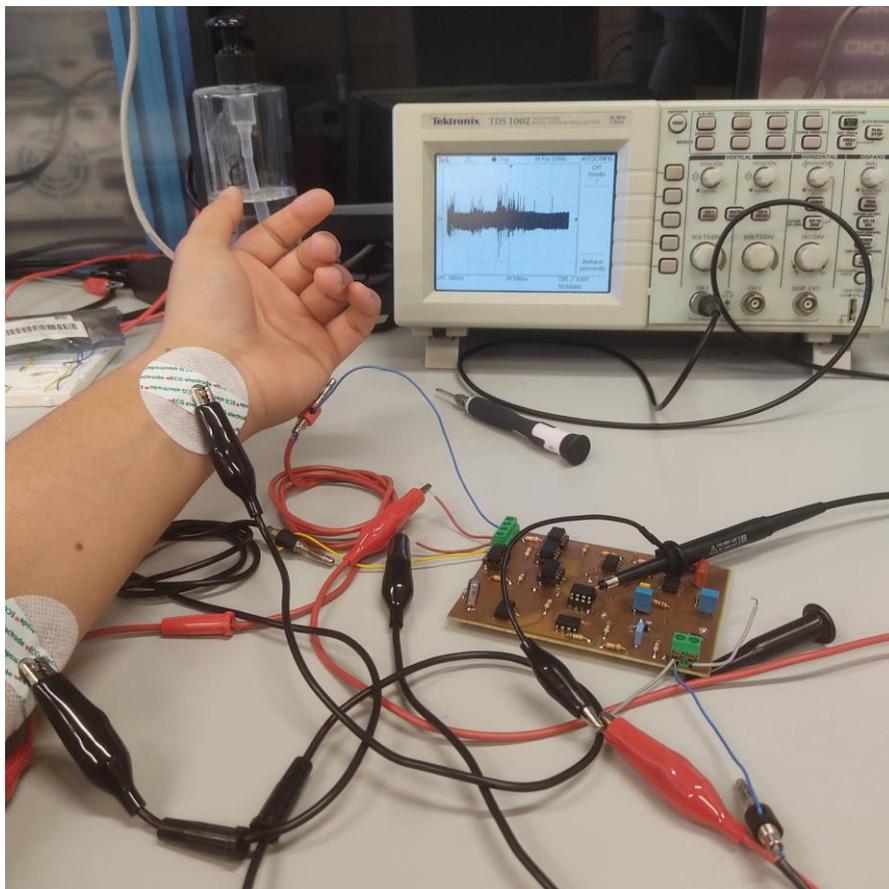


Figura 71: Medición de señal antes de la etapa de filtrado en el PCB

Se observa mucho ruido puesto que no se ha realizado la medida después de la etapa de filtrado, este ruido se verá atenuado posteriormente.

Ahora se observa el comportamiento del circuito mediante una señal generada dentro del rango de frecuencias correcto.

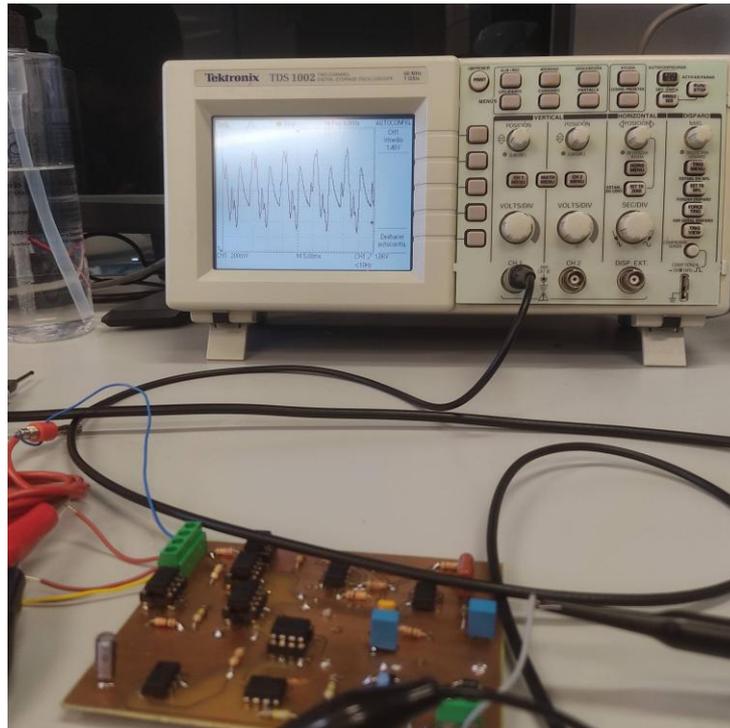


Figura 72: Medición de señal con ondas generadas

La medida se establece en la salida del sistema y se puede apreciar que es bastante correcta hablando en términos de amplitud.

Ofrecemos el detalle de la onda generada a la salida.

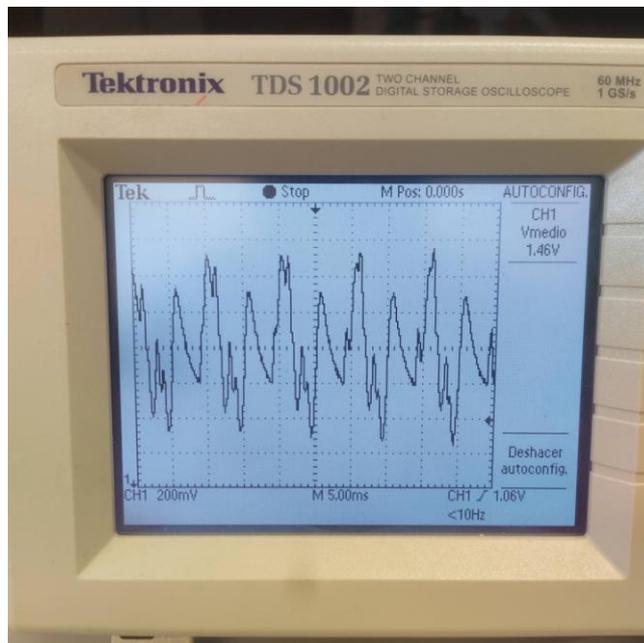


Figura 73: Detalle de medición de señal con ondas generadas

La amplitud de la onda tiene un valor aproximado de 1V, puesto que la escala del osciloscopio es de 200mV por division y en total ocupa 5 cuadros.

Observamos que durante la prueba perdemos la eficacia por los electrodos utilizados, parece que se deterioran con mucha facilidad puesto que el gel conductor que traen impregnado cambia a un color oscuro por la oxidación y perdemos eficacia.

4.6 Sesión sexta: Sistema completo PCB (10 Marzo 2021).

En la sesión de hoy, utilizaremos otros electrodos para mejorar el comportamiento del circuito.

Se realizara la medida en la salida final del sistema, se aprecia muy claramente el impulso nervioso en cada contracción.

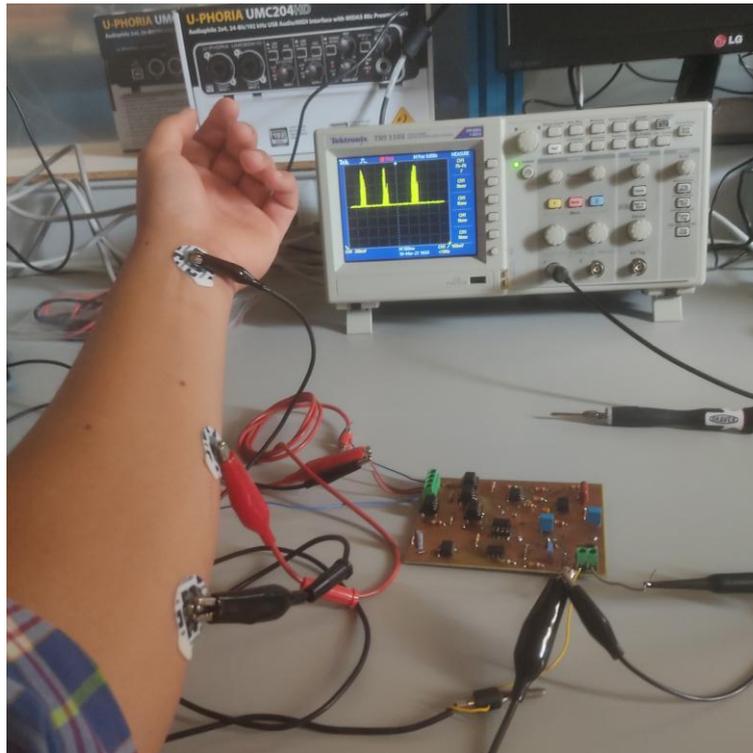


Figura 73: Salida final del sistema

De nuevo, nos encontramos con problemas en los electrodos, es difícil, obtener la señal puesto que tienen que colocarse de una forma específica y lo ideal sería que fueran específicos para EMG, ya que la señal que se quiere recibir es muy débil.

Como en la sesión anterior realizamos las pruebas con dos señales generadas y observamos su salida.

El tiempo de representación del osciloscopio, se ha configurado muy lento, para que de tiempo a tomar la imagen de los impulsos musculares con facilidad y claridad.

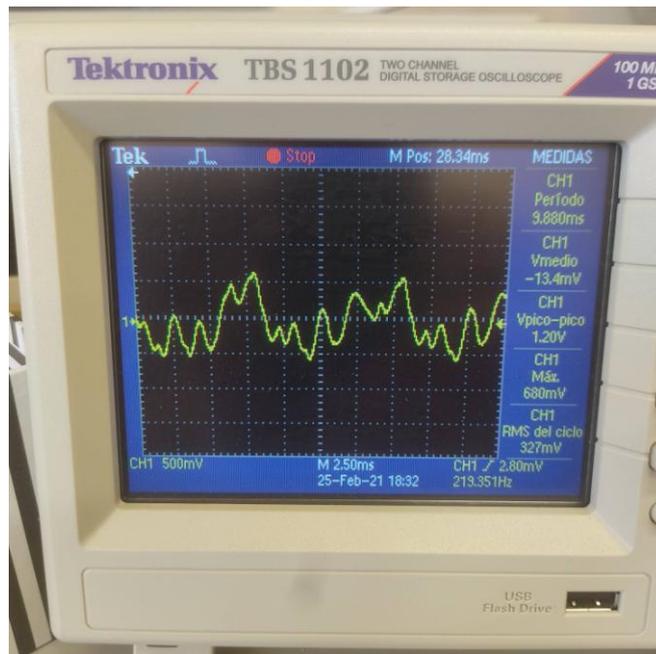


Figura 74: Salida final con ondas generadas

El valor pico a pico de la señal ronda los 1.2 V, por lo que tenemos una señal con muy buenas características a la salida.

Cabe destacar una serie de conclusiones que hemos sacado a medida que se han realizado las sesiones de pruebas.

La elección de los electrodos es muy importante, puesto que con algunos electrodos no se capta nada de señal desde el primer momento, con otros se comportaba de forma correcta durante un cierto tiempo y luego perdía efectividad y con los últimos que utilizamos se comportaba de forma correcta.

También influye mucho la forma de colocarlos, puesto que muchas veces no hacen buen contacto, incluso tienen que estar encima del nervio flexor del dedo índice y alineados con las fibras musculares para conseguir una mayor eficacia.

Lógicamente no somos expertos en la materia y nos hemos enfrentado a este problema a modo de pruebas, cambios y nuevas pruebas, hasta conseguir el objetivo.

Tras varias sesiones de pruebas hemos dado por validas esta, con la premisa de hacer una buena elección y colocación de los electrodos puesto que si no será complicada la adquisición de señal.

Una prueba evidente de que el circuito responde bien es que con la señal que saca el generador el funcionamiento es perfecto, por tanto podemos afirmar el diseño del sistema es correcto y tiene mucho que ver en su funcionamiento un factor externo al proyecto que son los electrodos.

5 PROTOTIPADO DEL PCB

*“El primer paso es establecer que algo es posible;
Entonces la probabilidad ocurrirá”.*

- Elon Musk -

Una vez realizadas todas las pruebas pertinentes en el laboratorio sobre la placa de pruebas y considerar que el resultado es óptimo, pasamos a la creación de la PCB para la fabricación de la placa final.

Usaremos un software específico para crear el PCB cuyo nombre es ‘Eagle’, este programa nos permite realizar el montaje del circuito representando la topología elaborada y posteriormente poder crear la vista layout de ésta.

La vista layout representa fielmente como será la distribución y forma de los componentes utilizados, para posteriormente realizar el rutado de ellos para obtener la composición final.

La creación de componentes para incluir en la topología a crear, se hace algo complicado, puesto que es necesario buscar el componente exacto que coincida con las medidas físicas de éste. Si no representa fielmente las medidas del componente utilizado, a la hora de soldar dichos componentes será imposible que todo encaje a la perfección.

Por tanto, es una labor que requiere un tiempo, pero es mejor invertir dicho tiempo para luego no tener problemas.

A continuación os presentamos la interfaz del programa y unas leves nociones de las herramientas más utilizadas.

Al iniciar el programa nos encontramos con la siguiente interfaz.

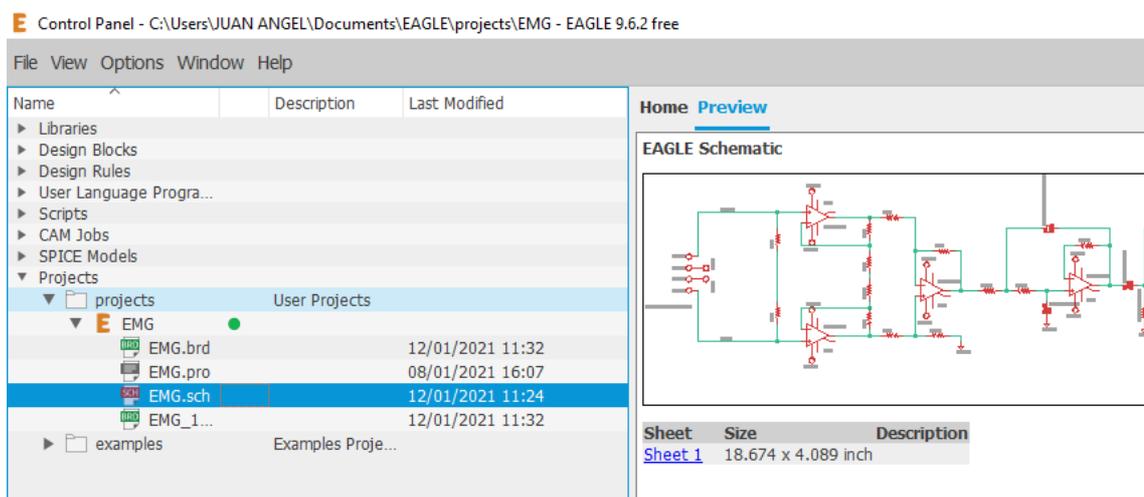


Figura 75: Interfaz programa Eagle

Aquí creamos el proyecto que se desee, en este caso lo hemos llamado 'EMG', tras este paso se añaden los ficheros de esquemático y layout dentro del proyecto especificado.

Los archivos '.sch' corresponden al fichero esquemático y los '.brd' corresponden al fichero de layout.

Primero se crea el esquemático para luego crear la vista física. Presentamos ahora la interfaz de la herramienta de Schematic.

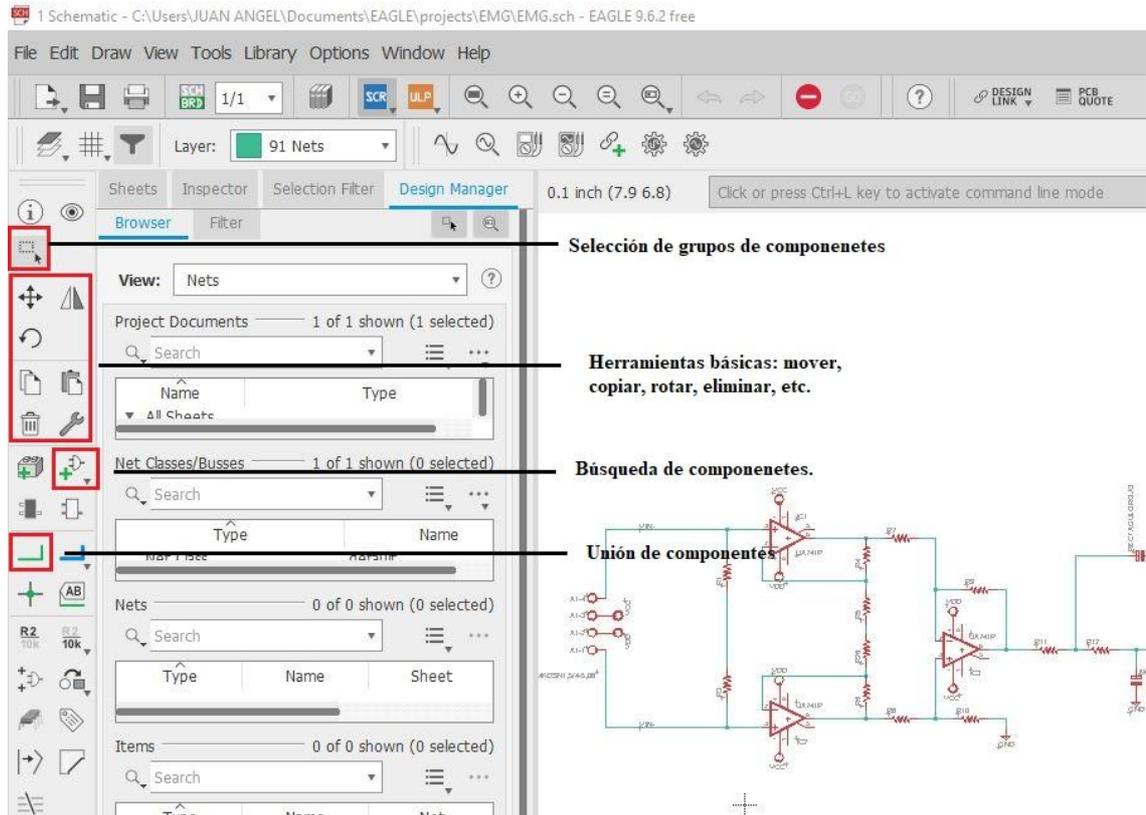


Figura 76: Herramientas básicas de Eagle

Como se indica en la anterior imagen, esas son las herramientas más utilizadas tras la utilización de este programa.

Tras la creación del esquemático es necesario pasar la prueba ERC, la cual la podemos encontrar en el siguiente icono:

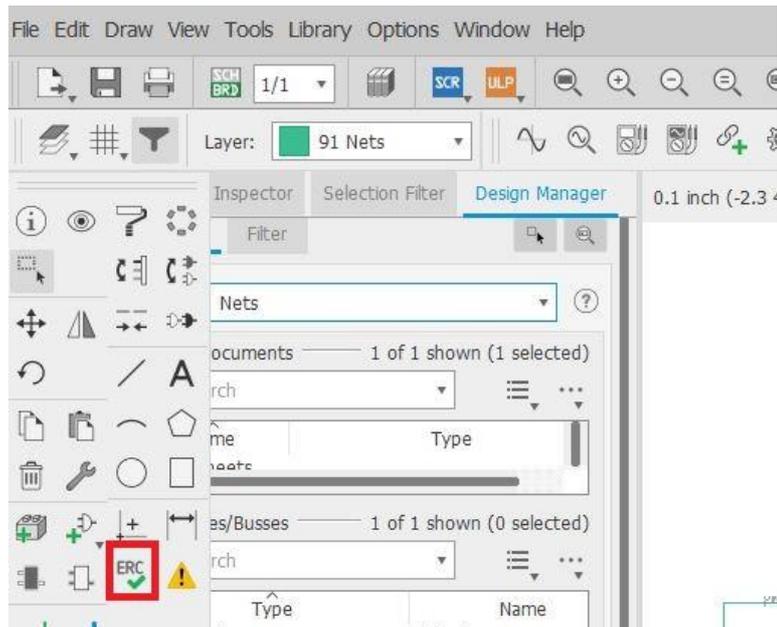


Figura 77: Herramientas ERC de Eagle

Esta prueba no debe reportar ningún error para poder pasar a la siguiente fase.

En la ventana de diseño de esquemático replicamos la topología anteriormente diseñada y obtenemos le siguiente circuito:

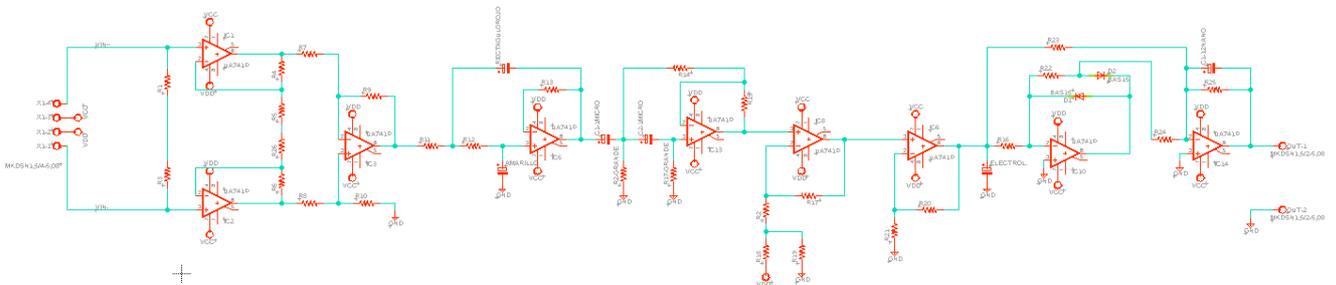


Figura 78: Sistema completo en versión Schematic

Se compone de todos los bloques del sistema interconectados, cada componente ha sido seleccionado en la librería de componentes eligiendo cada uno de ellos a conciencia tras realizar las medidas de los componentes físicos que se utilizan, mostramos un ejemplo de elección de componentes y una explicación breve de ello.

Tras medir una de nuestras resistencias obtenemos la medida de aproximadamente unos 10mm para dar un poco de margen a las patas.

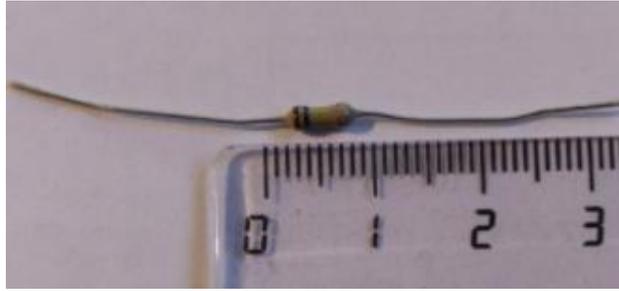


Figura 79: Longitud de resistencia

Tras saber esta medida realizamos la búsqueda en la biblioteca de componentes, en este caso dentro de la carpeta 'rcl'.

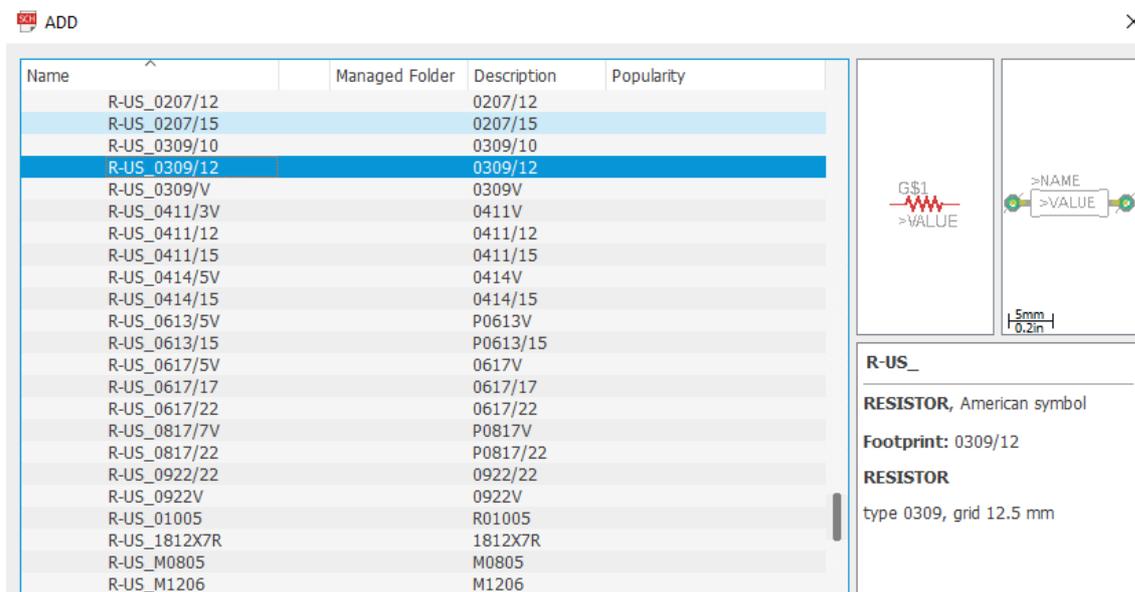


Figura 80: Biblioteca de componentes

El grid indica la distancia entre los pads, por tanto se elige esta que tiene una distancia entre pads de 12.5mm el cual es más que suficiente para nuestra resistencia.

Este mismo proceso lo realizamos para todos los componentes de nuestro sistema.

Como se ha comentado anteriormente hay que pasar al circuito la prueba ERC para comprobar que todo es correcto y que no existen errores evidentes.

Adjuntamos el resultado de la prueba ERC, para que quede evidencia del resultado exitoso, tras arreglar algunos errores típicos de conexiones al aire y componentes sin conectar.

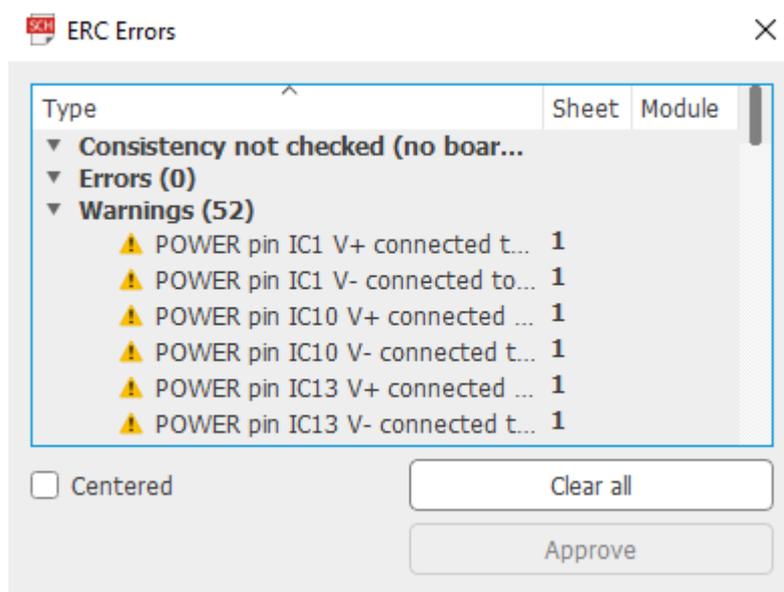


Figura 81: Resultado del análisis ERC

Queda la evidencia de que no existen errores, los warnings si son controlados no tiene porque ser un problema, en este caso, la prueba indica que hay conexiones a VCC y -VCC en todos los operacionales, pero en este caso eso es necesario.

Así que la prueba ERC se da por válida y podemos pasar al siguiente paso.

Con el siguiente icono podemos conmutar a la vista layout, la primera vez como no existe ninguna vista pues el programa se encarga de crearla.



Figura 82: Icono para cambio de vista

Una vez creamos la vista esquemática tenemos que distribuir todos los componentes por el espacio limitado que sería la dimensión de la placa, una vez distribuido viene la fase de ruteado donde intentaremos encontrar el más óptimo posible.

En la siguiente imagen se muestra la interfaz de la ventana de layout y las herramientas más relevantes.

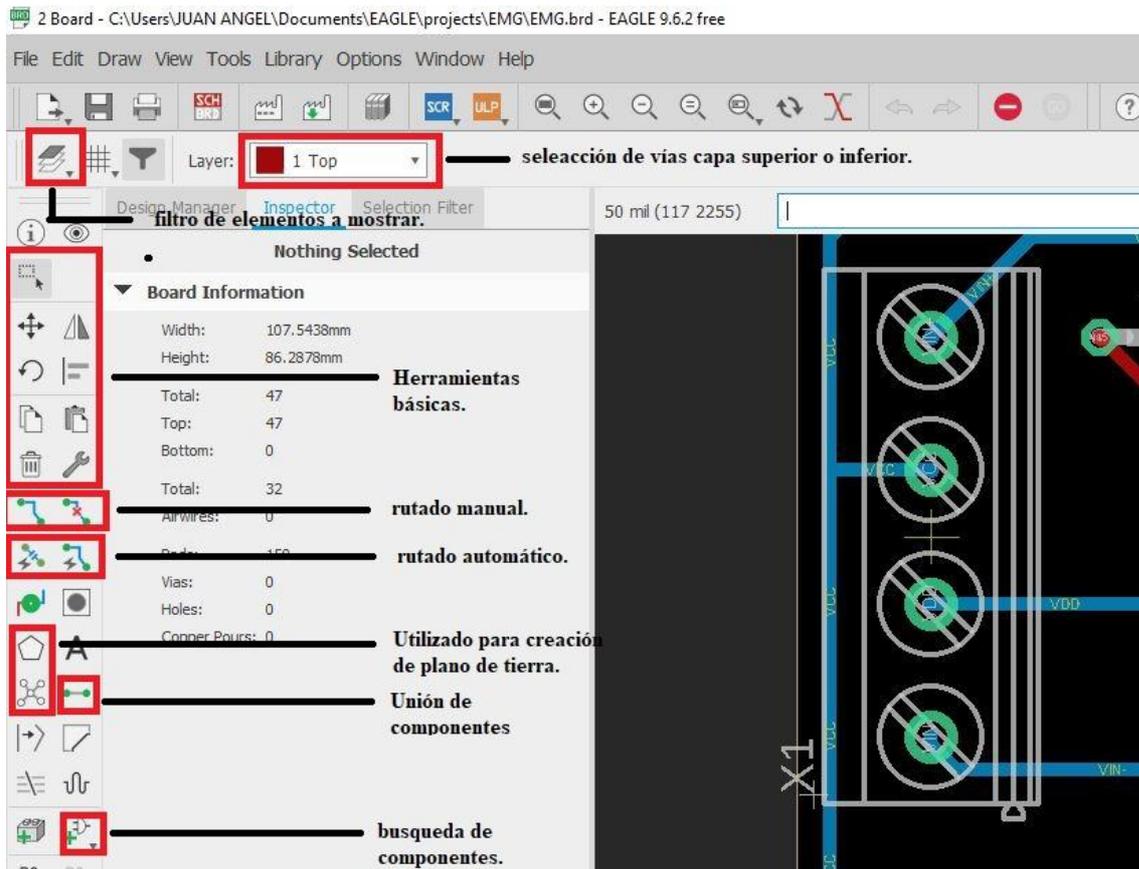


Figura 83: Herramientas básicas de Eagle Board

Tras la distribución de elementos y posterior ruteado de ellos se obtiene el siguiente resultado.

Comentar que lo mostrado a continuación es el resultado final, pero se obtuvo un total de 220 errores, los cuales se comentan con posterioridad, este es el resultado final.

Las vías de color rojo corresponden a la capa superior y las azules a la inferior.

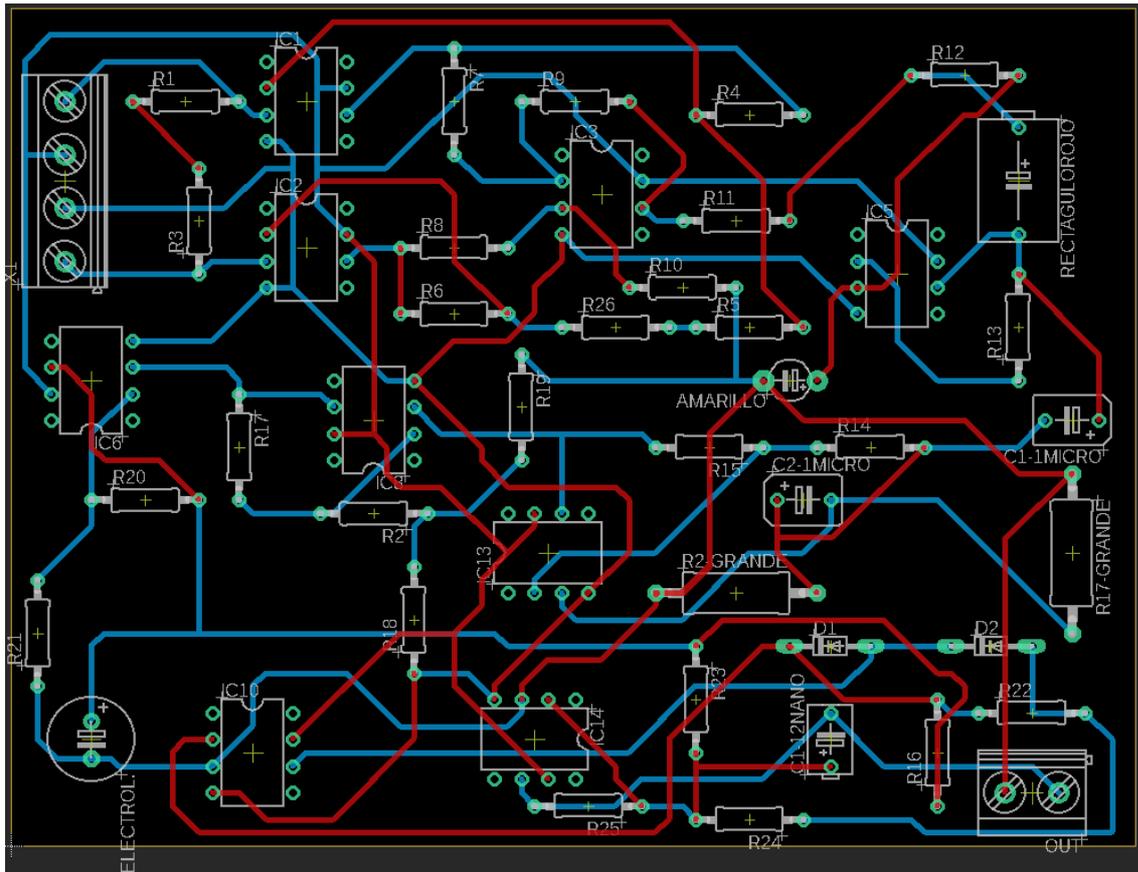


Figura 84: Layout del circuito

En este caso ha sido necesario utilizar dos capas, puesto que al tener tantos componentes y la limitación que ofrece el programa en tamaño de placa se hace imposible el ruteado en una cara, puesto que se cruzarían las pistas.

Como premisa se ha intentado no cruzar entre pads, sobre todo entre los pads del operacional UA741 puesto que es el paso más crítico del sistema por su proximidad entre ellos.

También se han evitado los giros bruscos de 90°, sustituyéndolos por giros en combinación de ángulos de 45° para una mayor consistencia a la hora de realizar el circuito físicamente.

Para una mejor visión de la disposición de los pads y vías mostramos a continuación una vista del layout ocultando componentes, nombres, etc.

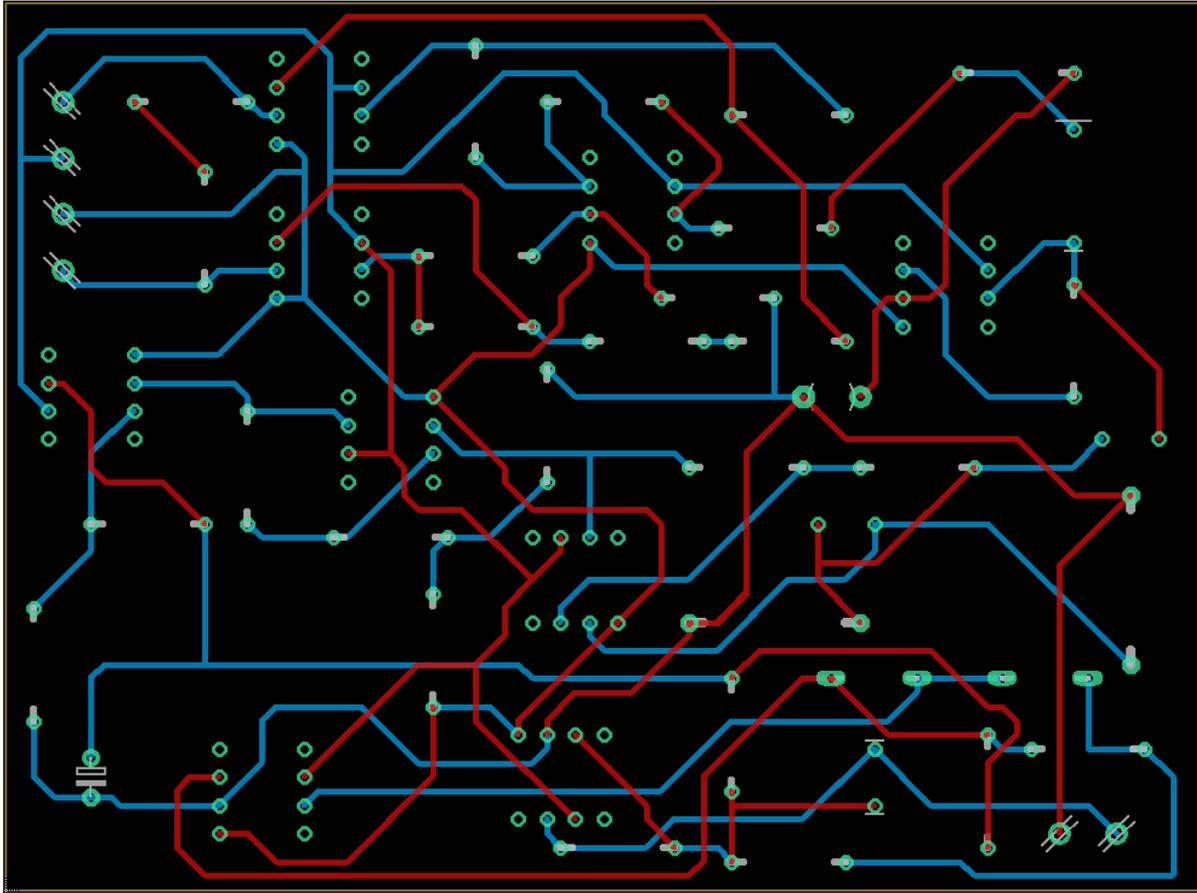


Figura 85: Rutado de las dos capas del circuito

Para la fabricación de este PCB necesitamos mostrar por separado la capa superior y la capa inferior para poder fijarla a una lámina de cobre donde transferir la forma del circuito.

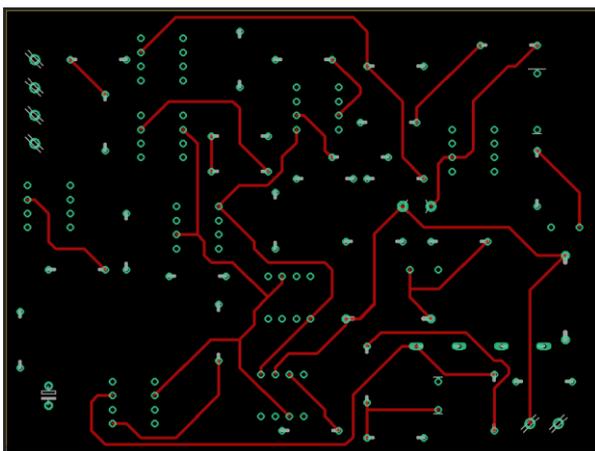


Figura 86: Rutado capa Top

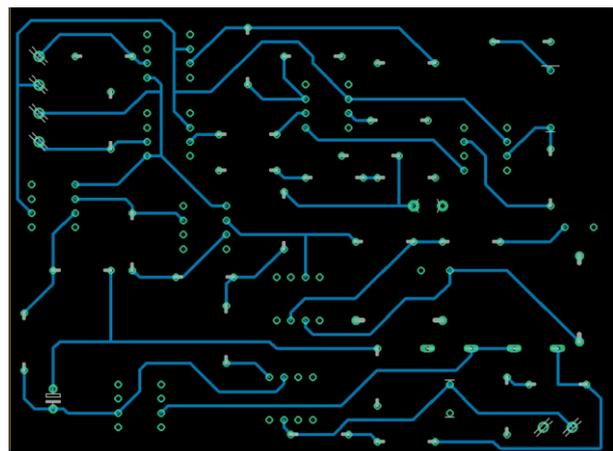


Figura 87: Rutado capa Botton

Es necesario añadir planos de tierra a nuestros diseños, esto se hace para conseguir la mayor superficie de masa en el circuito.

Con la herramienta de creación de polígonos, creamos un rectángulo en el contorno de la placa, es necesario que quede totalmente cerrado, posteriormente se le asigna un nombre en este caso GND

para identificar tierra. El siguiente paso es pulsar el botón de la herramienta Rastnets, tras estos pasos se crea el plano de tierra como se muestra a continuación.

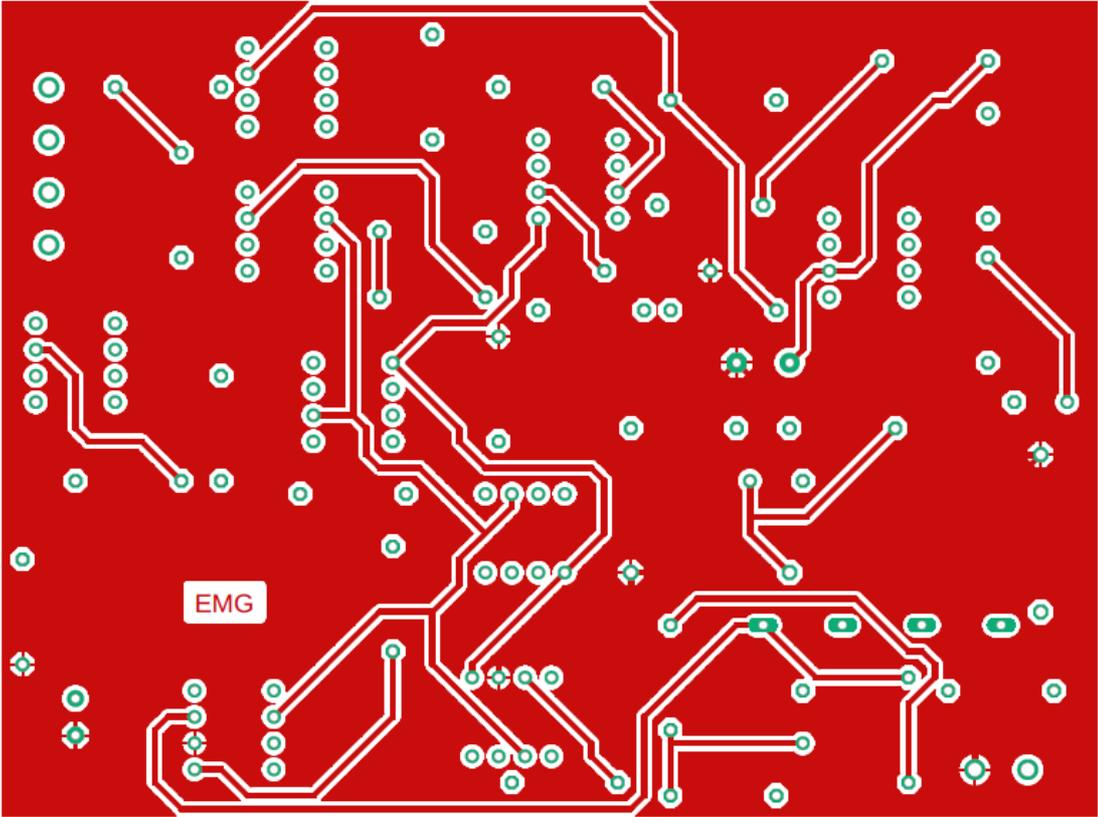


Figura 88: Capa Top

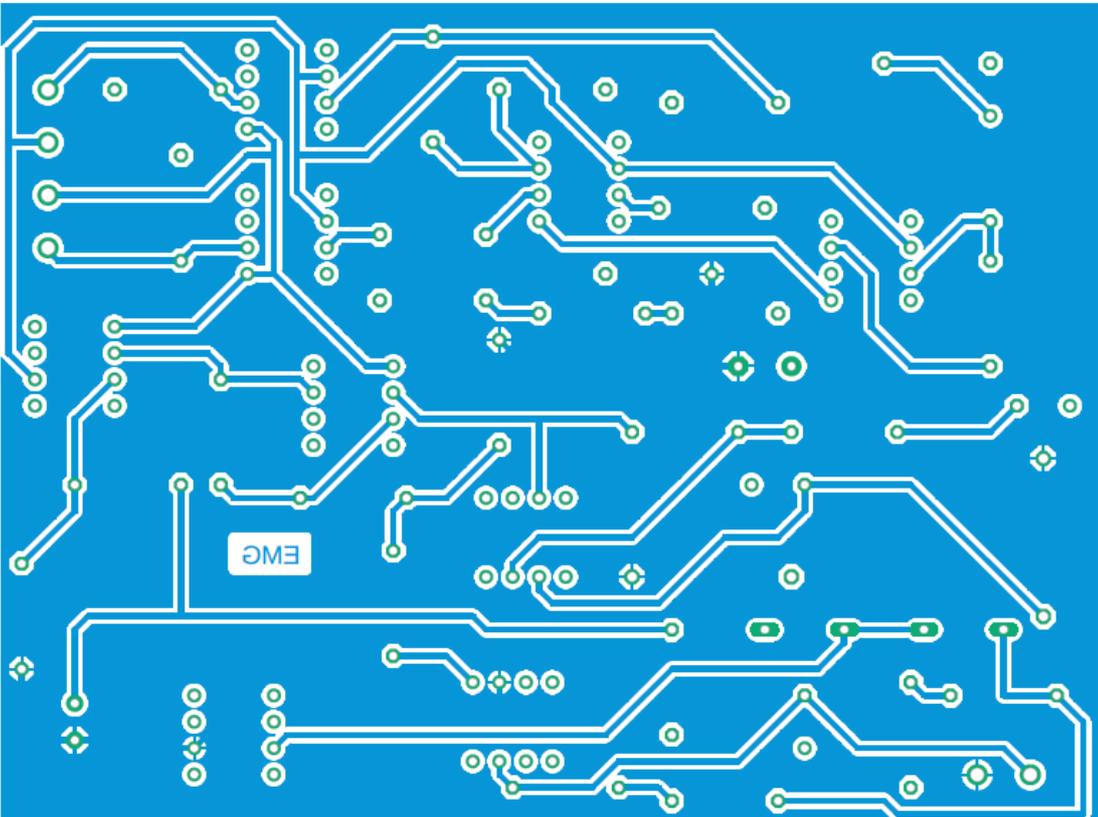


Figura 89: Capa Botton

El ancho de vías elegido para cumplir los requisitos del fichero de prueba es de 20mm y las entradas y salidas del sistema se han diseñado para utilizar componentes como los mostrados en la siguiente imagen:

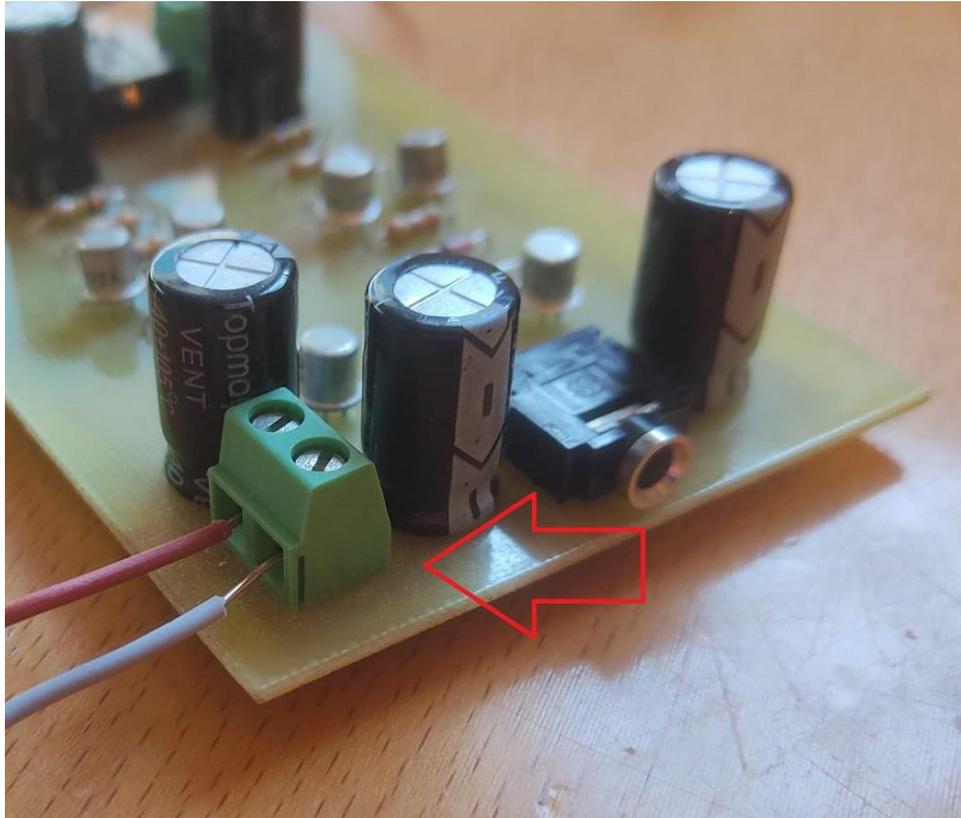


Figura 90: Detalle de la borna de entrada y salida

Para la validación de la prueba DRC cargamos un fichero de pruebas llamado ‘Insoladora.dru’ proporcionado por los tutores de este trabajo fin de grado. Este fichero con las reglas establecidas para la validación DRC se puede encontrar en los anexos de este documento.

En la primera pasada de la prueba obtuvimos un total de 232 errores, los cuales los detallamos a continuación:

- 1) Todos los anchos de vías eran erróneos, puesto que se diseñaron de ancho 6mm por defecto y el fichero tiene la limitación de un mínimo de 20mm, por lo que se modificó a dicha cifra, este error es el más repetido puesto que contamos con muchas vías.
- 2) Enlace de los ficheros ‘.sch’ y ‘.brh’ inconsistente, esto es producido por la identificación de vías o componente de forma diferente, en nuestro caso tres vías tenían un nombre diferente en ambos ficheros, por lo que el programa no es capaz de asociar el elemento en ambos ficheros.
- 3) Alguna conexión del sistema se encontraba al aire.
- 4) Distancia mínima entre pads y vías no cumplido, es decir, las vías están demasiado cerca de otras vías o elementos de la placa.

- 5) Cercanía entre pads ‘Drill-distance’ del condensador electrolítico, el condensador elegido tiene las siguientes dimensiones: 2.5mm entre pads y 5mm de diámetro.

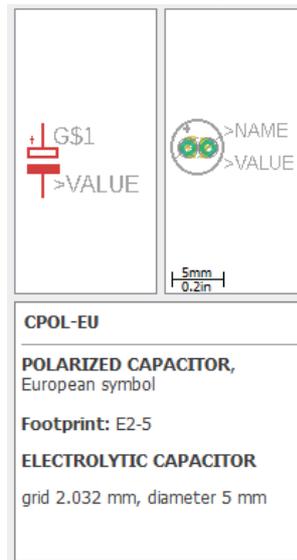


Figura 91: Descripción del condensador en Eagle

Para solventar el error se elige otro componente con una distancia entre pads de 3.5mm para así cumplir con las limitaciones del fichero de validación.

- 6) Error al escribir texto ‘No vector fount’, si eliminamos el texto desaparece, por tanto es algo irrelevante, puesto que al darle formato de impresión al layout el texto se visualiza correctamente como se puede apreciar en las imágenes anteriores del plano de tierra.

Tras corregir todos los errores explicados anteriormente añadimos la evidencia de la validación correcta del montaje.

En la siguiente imagen se muestra la carga del fichero para la validación DRC

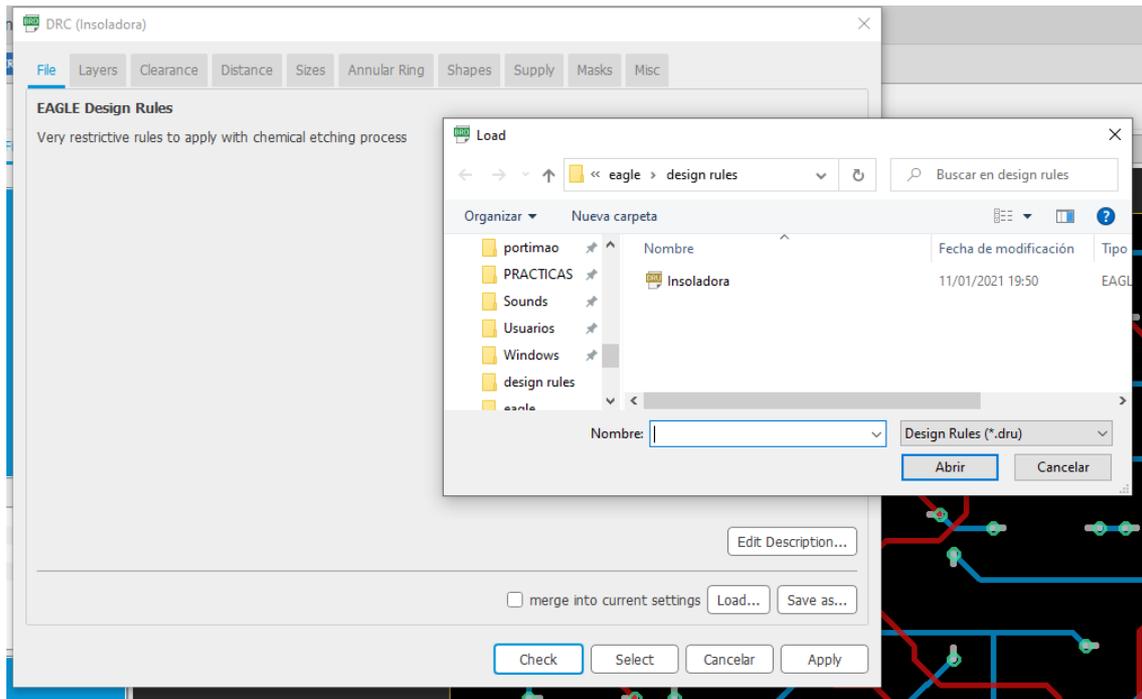


Figura 92: Fichero con reglas de validación

El resultado de la prueba DRC es la siguiente:

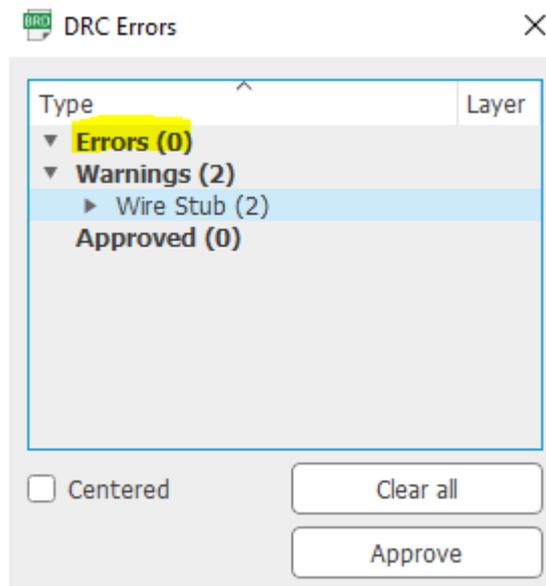


Figura 93: Resultado prueba DRC

Puesto que la fabricación del PCB la haremos manualmente en el laboratorio, tras la revisión con el maestro de taller del diseño, se ha acordado hacer una serie de modificaciones para que la fabricación sea correcta y el ácido deje las pistas de cobre correctamente.

Las modificaciones acordadas son las siguientes:

1. Aumentar la dimensión de los pads.
2. Hacer las pistas aún de mayor grosor.
3. Una mayor separación del plano de tierra respecto a las pistas y pads.

Con estas modificaciones se podrá asegurar que la fabricación manual se pueda realizar de manera correcta.

Los pads se han establecidos a un tamaño de 20mil y las pistas a 32 'width'.

El plano de tierra se modifica la separación entre los elementos con el atributo 'isolate'. Hemos realizado distintos diseños modificando este atributo para establecer en el laboratorio en conjunto con el maestro de taller cual es el diseño más apropiado. A mayor 'isolate' menos plano de tierra encontraremos en la placa.

El color para la impresión debe ser totalmente negro para que la transferencia del diseño a la placa de cobre se realice correctamente.

El siguiente diseño corresponde a un isolate de tamaño 50:

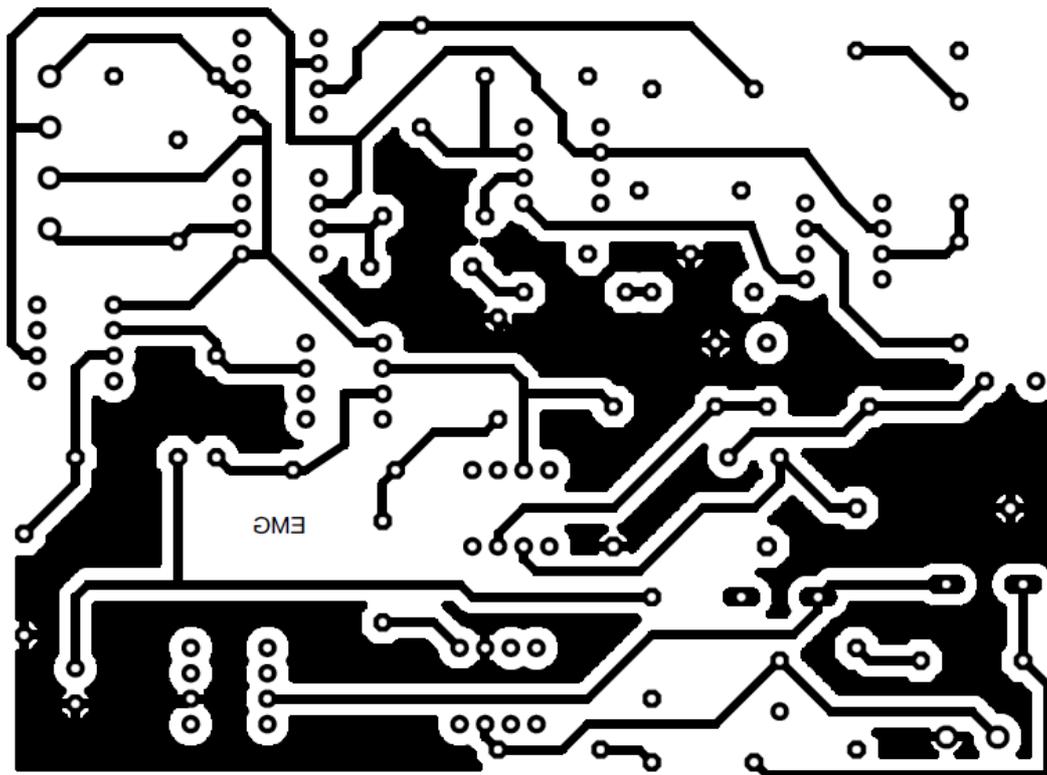


Figura 94: Capa Boton con isolate 50

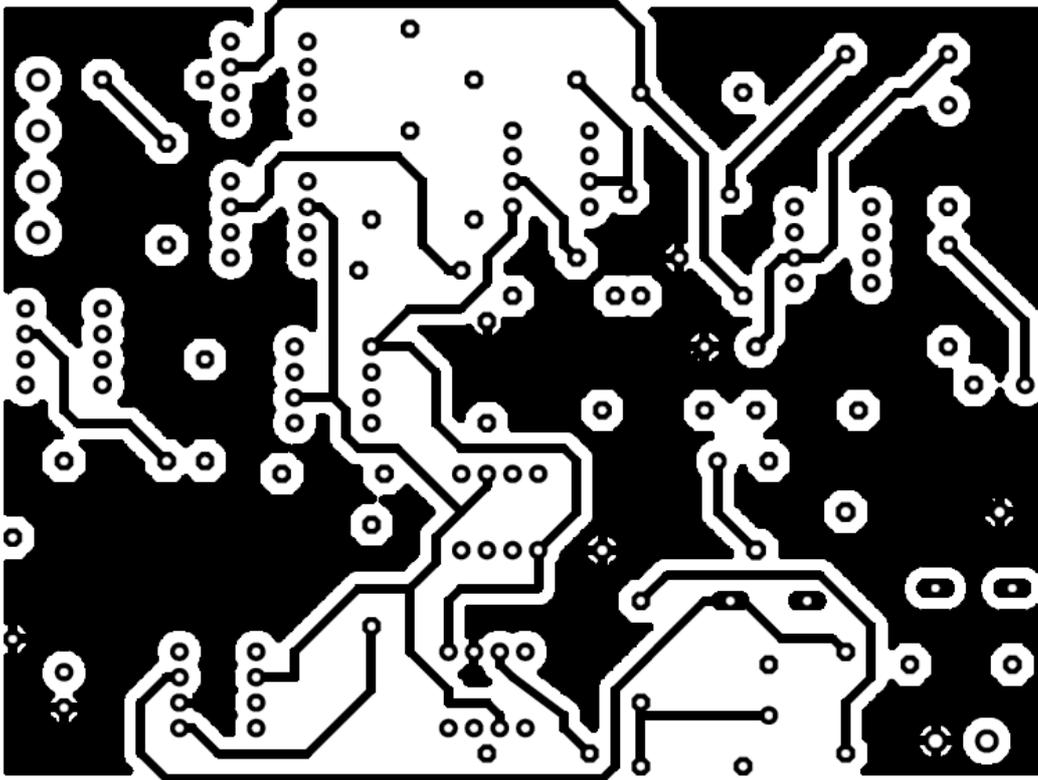


Figura 95: Capa Top con isolate 50

El siguiente diseño corresponde a un isolate de tamaño 12 :

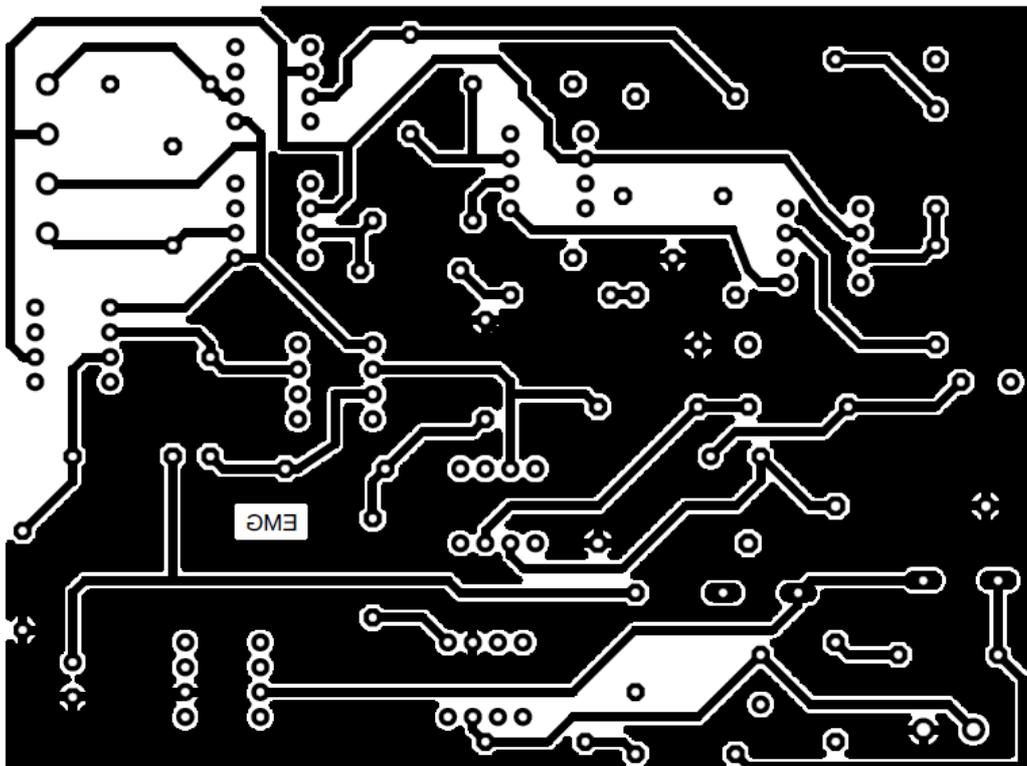


Figura 96: Capa Botton con isolate 12

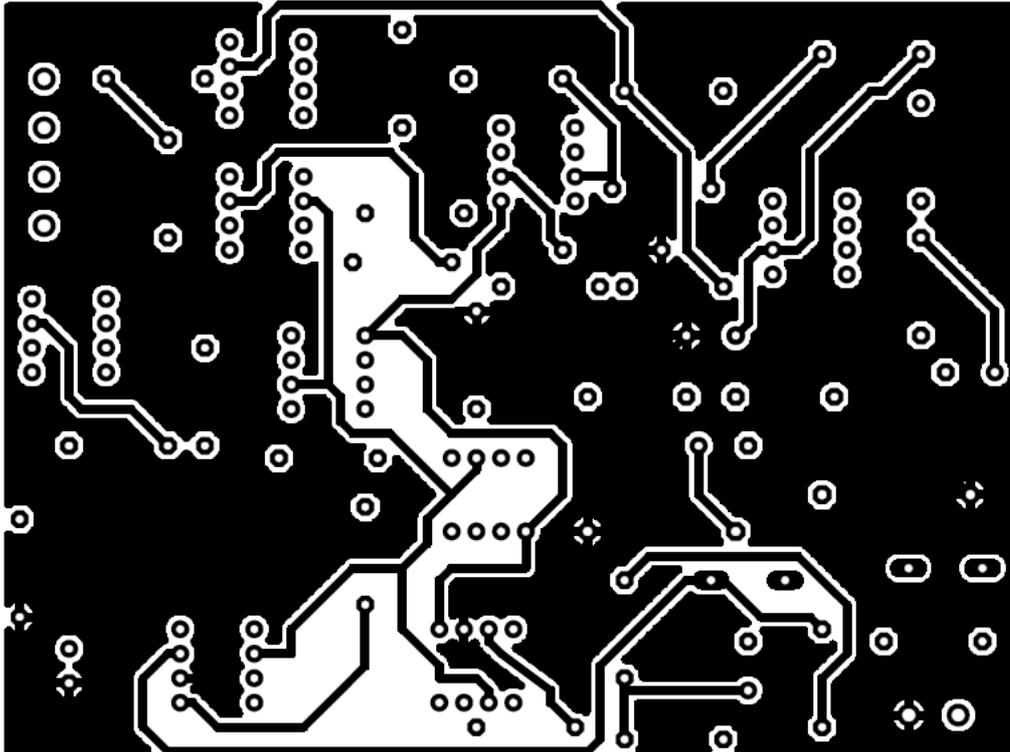


Figura 97: Capa Top con isolate 12

Con estas modificaciones surgieron problemas de distancia y cortocircuitos en el análisis DRC, esto es debido que al agrandar los pads y pistas, existían algunos solapes o la distancia entre ellos era demasiado pequeña, se solevantaron estos errores y el paso de la prueba DRC es exitoso.

Antes de realizar la trasferencia del circuito a la placa de cobre, se probará físicamente sobre una impresión realizada que la correspondencia de escalas es correcta. Esto se realiza colocando componentes sobre la impresión y comprobando que coincidan con los pads.

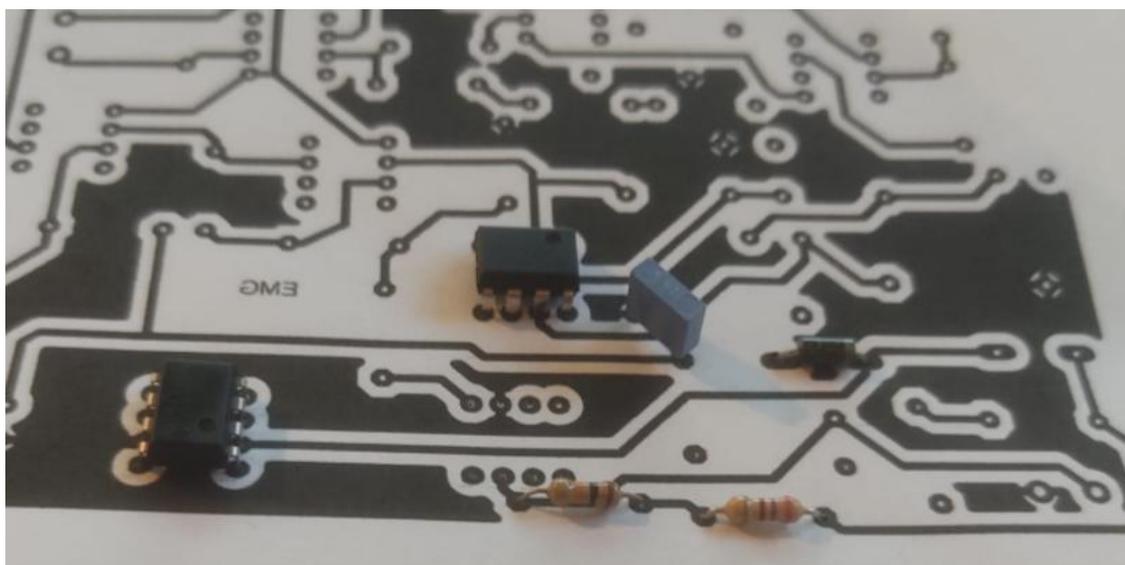


Figura 98: Comprobación diámetro de pads

Como se puede apreciar en la imagen anterior la escala es la correcta, puesto que los componentes encajan a la perfección.

El siguiente paso es la impresión del circuito en la placa de cobre, para ello se imprime en papel de calca para poder hacer coincidir los pads de ambas caras, posteriormente se fijan las dos hojas con cinta adhesiva y se introduce la placa de cobre entre las dos hojas.

Tras el proceso químico el circuito queda impreso en el cobre, las zonas de cobre expuestas al ácido quedan limpias de cobre. Tras este proceso, el resultado que obtenemos es el siguiente:

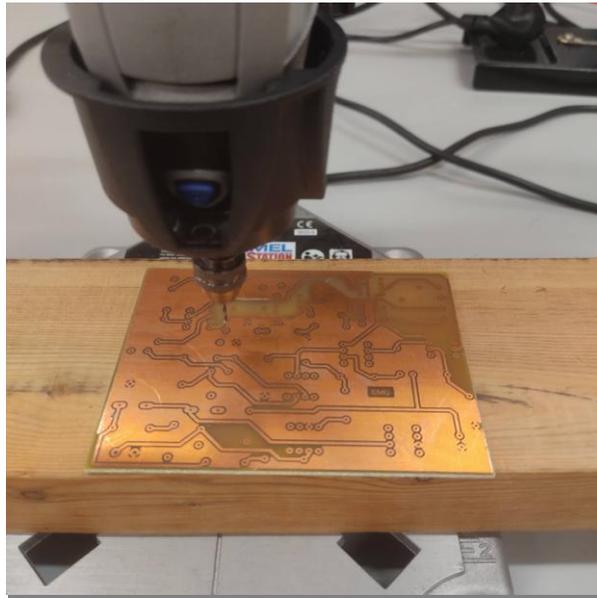


Figura 99: Detalle del PCB obtenido

El siguiente paso es proceder a taladrar todos los pads para poder colocar los componentes, para ello nos ayudamos de un taladro específico con un soporte para facilitar el trabajo.

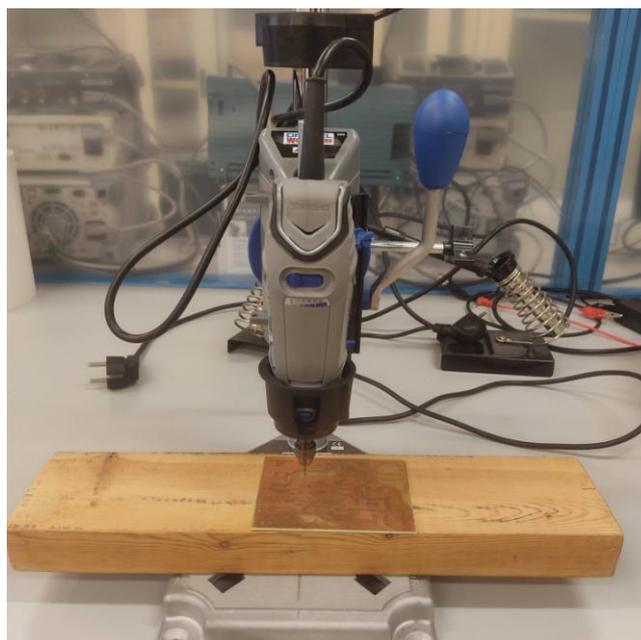


Figura 100: Taladro específico

Una vez concluida la perforación de todos los orificios, pasamos a la fijación de todos los componentes mediante el soldado con estaño, siguiendo las siguientes reglas no escritas:

- Comenzar a colocar componentes del centro de la placa hacia el exterior de esta.
- Soldar primero los componentes de menos tamaños, para que la superficie a trabajar quede lo menos inestable posible.

Todo este proceso se ha realizado con los utensilios de protección adecuados, en este caso, unas gafas para la protección de los ojos, sobre todo a la hora de utilizar el taladro.

Una vez finalizada esta tarea obtenemos el resultado final.

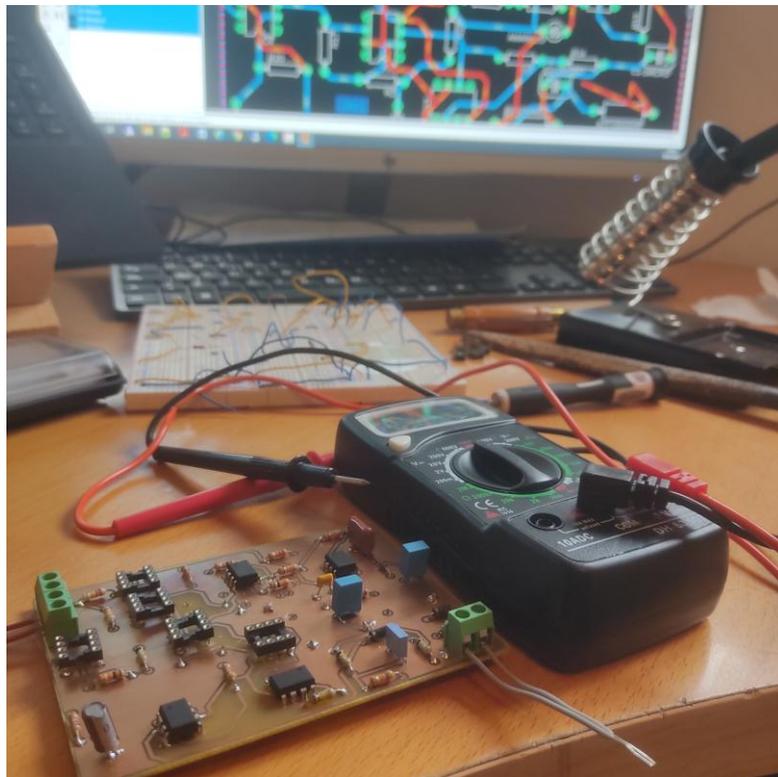


Figura 101: Multímetro para comprobar conductividad

Se comprueba la continuidad de todas las pistas con el multímetro que aparece en la imagen, este multímetro cuenta con un sistema para comprobar la continuidad, que consiste en pinchar con cada una de las agujas en dos puntos concretos, si hay conducción suena un pitido.

Por tanto, una vez revisado todo el circuito y repasando alguna que otra pista que daba problemas de continuidad, damos por concluido el proceso de fabricación del PCB.

6 CONCLUSIONES Y FUTURAS MEJORAS

6.1 Futuras mejoras.

Se plantean dos posibles mejoras las cuales son sencillas de implementar, una de ellas mejora en presupuesto y espacio utilizado en la placa, y otra tiene una mejora en funcionalidad del sistema completo.

La primera mejora es la sustitución de la etapa amplificadora compuesta por la implantación del amplificador de instrumentación con la utilización de tres Opams, por el chip AD620, que no es más que el amplificador de instrumentación integrado en su totalidad en un solo chip a excepción de la resistencia de ganancia la cual se estimará para obtener la ganancia deseada. La disposición de los pines del AD620 es la siguiente:

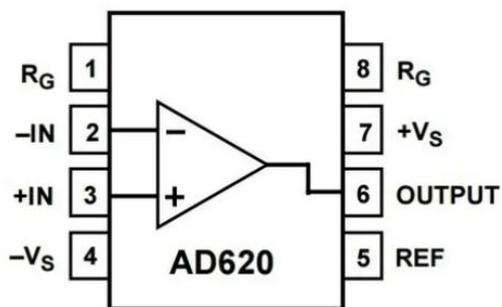


Figura 102: Esquema de pines

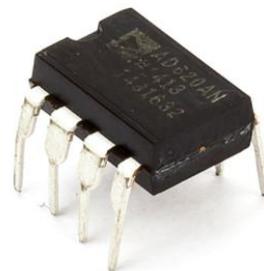


Figura 103: Encapsulado

Por tanto, se pasaría de un modelo con:

- tres chips UA741.
- siete resistencias.
- cableado de alimentación de los tres opams y cableado de conexión.

A un modelo con tan solo:

- 1 chip AD620.
- 1 resistencia.

Se optó por los chips UA741 para el estudio totalitario del amplificador de instrumentación en lugar de obtener esta etapa ya montada en el mercado.

La mejora de espacio sobre todo es evidente y reduciría mucho el tamaño de la placa PCB y también las resistencias interiores estarían perfectamente macheadas puesto que esta labor sólo es realizable por una máquina y se obtiene comprando chips de este formato.

La segunda mejora se trata de un requisito imprescindible si esta construcción y diseño fuera empleado en pacientes o usuarios reales, puesto que es de obligado cumplimiento en la bioingeniería una protección al sujeto contra corrientes o tensiones que puedan ser producidas por dicho circuito electrónico y que puedan causar daños en la salud de éste. Por tanto, la incorporación de una etapa de protección sería muy conveniente.

Se podría optar por el chip ISO124 para realizar esta labor, el cual permite aislar al sujeto de posibles corrientes o tensiones demasiado elevadas. El apartado más complejo de este diseño es la utilización de una segunda tierra para poder derivar toda la energía, es decir, tanto el circuito como el sujeto están conectados a una misma referencia que denominamos tierra, por tanto, necesitaremos una segunda referencia para poder derivar la energía producida por estas corrientes elevadas, puesto que si sólo existiera una única referencia, no podríamos aislar completamente al sujeto de estas corrientes.

En la hoja de datos proporcionado por Texas Instruments se intuye claramente el funcionamiento de este dispositivo con los diagramas proporcionados.

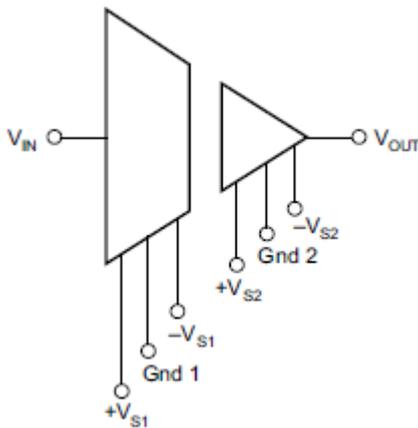


Figura 104: Esquema de pines



Figura 105: Encapsulado

Simplemente se deberá colocar este dispositivo en el punto del circuito donde se considere oportuno para lograr el aislamiento del circuito.

Otra posibilidad más de andar por casa, podría ser la colocación de diodos Schottky o diodos de barrera, los cuales al superar un cierto umbral de tensión dejarán de conducir. Harían la función de fusibles o limitadores de tensión, así también se puede establecer una cierta seguridad de cara al usuario.

6.2 Posibles aplicaciones.

Existen una gran variedad de aplicaciones que utilizan la adquisición de esta señal como pueden ser: estudios de trastornos musculares, cualquier tipo de estudio médico que requiera de estos datos, funcionalidad y eficiencia en la práctica deportiva de alto rendimiento, recreación de impulsos musculares en prótesis biónicas, etc.

Nos centraremos en esta última que fue la precursora de realizar este trabajo fin de grado.

La utilización de la señal EMG para mover una mano robótica parece algo complicado, aunque en realidad el fundamento es bastante sencillo una vez se tiene la señal EMG operativa. Estamos hablando de diseños prototipos y funcionalidades concretas, ni mucho menos con esta tecnología se harán movimientos reales de una persona ni nada similar.

Conectando el circuito diseñado en este escrito a un microprocesador, ya sea arduino, raspberry pi, o cualquiera similar encontrado en el mercado, se programará de una forma sencilla.

Se detectará que la señal de entrada al micro está por encima de un cierto umbral y en este caso se activarán los servomotores para realizar el movimiento. Este umbral se calibrará haciendo varias pruebas y detectando el rango óptimo.

Se puede apreciar de forma más intuitiva en el siguiente diagrama:

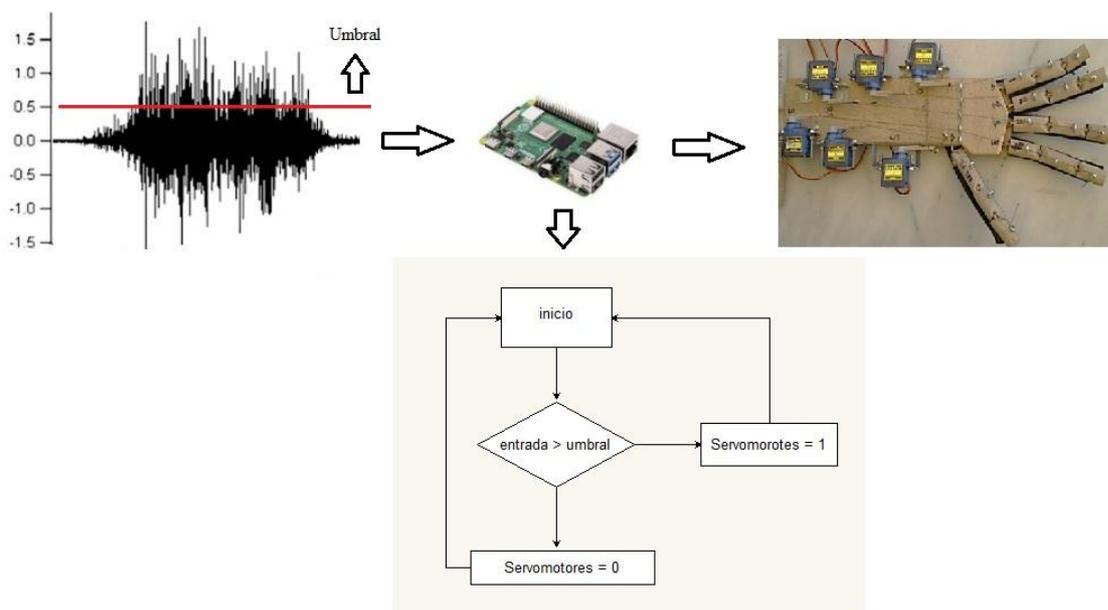


Figura 106: Diagrama general

La salida de nuestra placa sería la entrada del microcontrolador, se programaría el micro para que al detectar que la entrada está por encima de un cierto umbral se activen los servomotores que realizan el papel de actuadores del sistema, una vez que se activen tirarán de los hilos a los que están conectados y se cerrará la mano, transcurrido un tiempo que especificaremos o bien cuando la entrada esté fuera de rango, el micro pondrá a cero los servos y harán el movimiento opuesto, soltarán los hilos que tienen conectados y la mano se estirará de nuevo.

6.3 Planificación.

Presentamos a continuación un diagrama de Gantt, donde se podrá observar claramente el tiempo para el desempeño de cada tarea. Mencionar que las tareas de pruebas se establecieron inicialmente en menos tiempo, pero en este diagrama presentado se ha alargado el transcurso de éstas.

Por la situación actual debido a la pandemia, la labor de pruebas ha sido muy complicada y se ha alargado en el tiempo debido a la restricción de acceso a los laboratorios por los protocolos sanitarios.

La Tarea, la cual se denomina documentación, se ha ido realizando a medida que se avanzaba en las diferentes fases de proyecto de ahí la ocupación de tiempo tan prolongada.

Destacar también, que las tareas de pruebas unitarias y conjuntas se solapan, pues la dinámica seguida es realizar pruebas unitarias y posteriormente ir añadiendo módulos al sistema, lo cual involucra tanto pruebas unitarias como conjuntas.

A continuación se muestra el Gantt de manera invertida para que pueda tener una buena visualización.

Las etapas del proyecto son las siguientes:

1. Estudio previo.
2. Diseño del sistema.
3. Simulación del sistema.
4. Pruebas en laboratorio.
5. Creación PCB.
6. Ensamble y montaje.
7. Pruebas finales y cierre de proyecto.

El listado anterior se puede representar en el siguiente gráfico de manera más visual y en forma porcentual. Se han agrupado los puntos Simulación del sistema (3) y Pruebas de laboratorio (4), también se ha realizado la agrupación en los puntos de Creación de PCB (5) y Ensamblaje y montaje (6).

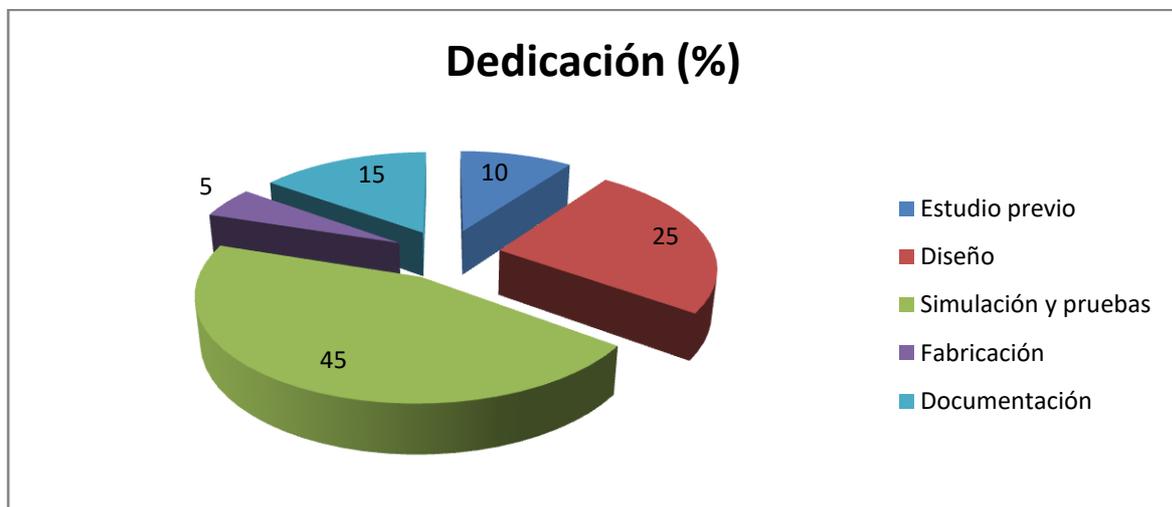
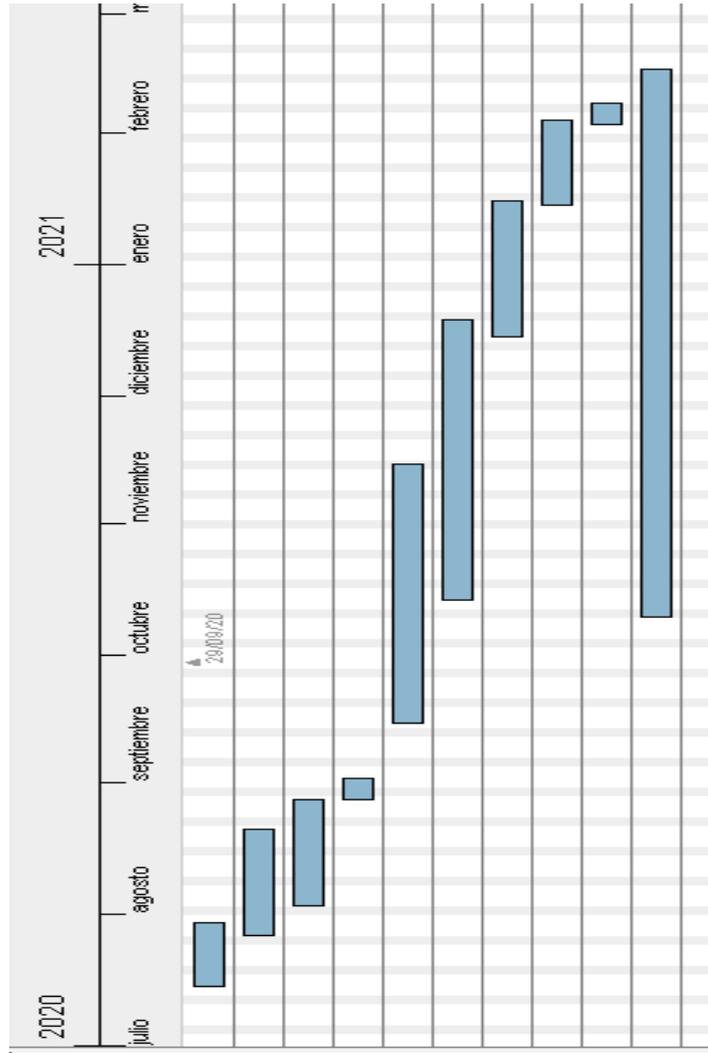


Figura 107: Dedicación



Nombre	Fecha de inicio	Fecha de fin
● estudio previo y viabilidad	15/07/20	29/07/20
● Diseño circuito EMG	27/07/20	20/08/20
● Simulación circuito EMG	3/08/20	27/08/20
● Simulación circuito completo	28/08/20	1/09/20
● placa de pruebas con señal generadora	15/09/20	14/11/20
● placa de pruebas con señal muscular	14/10/20	18/12/20
● Diseño layout circuito EMG	15/12/20	15/01/21
● Fabricación de PCB	15/01/21	3/02/21
● Pruebas circuito fabricado	3/02/21	7/02/21
● Documentación del proyecto y resulta...	10/10/20	15/02/21



6.4 Presupuesto.

Concepto	Precio(con IVA)	Unidades	Precio total(con IVA)
Resistencias			
220 K Ω	0,66 €	2	1,33 €
22 K Ω	0,64 €	2	1,29 €
47 K Ω	0,56 €	1	0,56 €
22 Ω	0,66 €	2	1,33 €
10 K Ω	0,65 €	5	3,27 €
1 K Ω	0,65 €	6	3,92 €
2,2 K Ω	0,66 €	2	1,33 €
330 Ω	0,67 €	2	1,35 €
560 Ω	0,67 €	1	0,67 €
100 K Ω	0,62 €	7	4,37 €
4,7 K Ω	0,61 €	1	0,61 €
60 K Ω	0,59 €	1	0,59 €
Total	7,09 €		20,63 €
Condensadores			
100nF	0,12 €	1	0,12 €
200nF	0,11 €	7	0,77 €
4,7 μ F	0,23 €	1	0,23 €
10nF	0,09 €	4	0,36 €
1 μ F	0,10 €	2	0,20 €
Total	0,65 €		1,68 €
Diodos			
1N4007	0,17 €	2	0,35 €
zener	0,10 €	2	0,20 €
Total	0,27 €		0,55 €
OPAMs			
UA741	0,98 €	12	11,76 €
Total	0,98 €		11,76 €

Otros			
placas de prueba	3,66 €	3	10,98 €
electrodos	14,99 €	1	14,99 €
Total	18,65 €		25,97 €

Gastos Totales	40 €
-----------------------	-------------

6.5 Conclusiones.

Al término de este proyecto, nos damos cuenta de la complejidad que puede llegar a tener realizar un trabajo de este ámbito con todas las especificaciones y al completo. En cuanto a la organización y planteamiento de este documento nos ha servido mucho de ayuda la asignatura cursada de proyecto, en la cual nos hemos apoyado mucho para la distribución de capítulos y estructura.

Es muy gratificante comenzar con una idea y poder desarrollarla poco a poco y llegar a terminarla. Ir avanzado por todas las fases de trabajo previamente establecidas y ver cómo se van cumpliendo los hitos establecidos.

El tema elegido me parece muy interesante, puesto que nos queríamos centrar en un proyecto Hardware, en lugar de Software, el cual nos llamaba menos la atención. Para la temática del proyecto y la guía de éste recibí mucho apoyo de mi tutora, María del Mar Elena Pérez, que siempre que lo hemos requerido nos ha brindado su ayuda y su tiempo.

La parte dedicada al diseño y pruebas nos ha resultado más tediosa, aunque todo proyecto que se precie debe tener esta parte como fundamento previo a la puesta en funcionamiento y práctica. En cambio, la parte de diseño layout nos ha sido mucho más llevadera, puesto que se hace muy amena y el más visual.

Como no hay que destacar la situación sanitaria actual, la cual ha podido influir en el plazo de entrega directamente, puesto que sobre todo en las pruebas de laboratorio, por disponibilidad de espacios ha resultado más complicado que con una situación de normalidad. Pero creo que nos hemos coordinado bastante bien y cada sesión de laboratorio se ha aprovechado al máximo y los resultados han salido hacia delante.

Con el desarrollo de este trabajo me he dado cuenta que me parece muy interesante el campo de la ingeniería dedicada a la medicina o bioingeniería, puesto que usamos los conceptos estudiados para ayudar a personas en el ámbito sanitario.

Destacar que se han cumplido todos los objetivos de partida, por este motivo, ha sido muy gratificante la finalización del proyecto, puesto la idea inicial se ha podido desarrollar y terminar de forma exitosa.

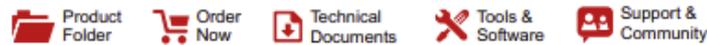
7 REFERENCIAS

- [1] U.S. National Library of Medicine 8600 Rockville Pike, Bethesda, MD 20894 U.S. Department of Health and Human Services National Institutes of Health. I. *Electromiografía y estudios de conducción nerviosa*. [En línea] [Consulta: Diciembre 2020]. Disponible en: [https://medlineplus.gov/spanish/pruebas-de-laboratorio/electromiografia-y-estudios-de-conduccion-nerviosa/#:~:text=La%20electromiograf%C3%ADa%20\(EMG\)%20y%20los%20estudios%20de%20conducci%C3%B3n%20nerviosa%20son,emiten%20se%C3%B1ales%20que%20pueden%20mediarse](https://medlineplus.gov/spanish/pruebas-de-laboratorio/electromiografia-y-estudios-de-conduccion-nerviosa/#:~:text=La%20electromiograf%C3%ADa%20(EMG)%20y%20los%20estudios%20de%20conducci%C3%B3n%20nerviosa%20son,emiten%20se%C3%B1ales%20que%20pueden%20mediarse).
- [2] Revista de Salud de la Universidad del Norte. I. *Electromyography in the Rehabilitation Sciences* [en línea]. Barranquilla (Colombia).Revista Científica Salud Uninorte, Vol 34, No 3. [consulta: Septiembre 2020]. Disponible en: <http://rcientificas.uninorte.edu.co/index.php/salud/article/viewArticle/10693/214421444221>.
- [3] Juliana M. Fernández*, Rubén C. Acevedo**, Carolina B. Tabernig. I. *INFLUENCIA DE LA FATIGA MUSCULAR EN LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA DE MÚSCULOS ESTIMULADOS ELÉCTRICAMENTE*. [en línea]. Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de Entre Ríos, Argentina.[consulta:Noviembre2020]. Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1794-12372007000100010
- [4] Luz Maria Duque, Katerine Caballero. I. *Conceptos básicos para el análisis electromiográfico*. . [en línea]. Revista CES Vol.15-No 1, 2002. [consulta:Octubre2020]. Disponible en: <https://drive.google.com/drive/folders/1ytSxxW8uk4BZtAcIkTpmnsj80H2oEa2>.
- [5] Dep. ingeniería electrónica . I. *Introduccion AutoDesk Eagle*. . [en línea]. Universidad de Sevilla. [consulta:Enero2021].Disponibleen: <https://drive.google.com/drive/folders/1ytSxxW8uk4BZtAcIkTpmnsj80H2oEa2>.
- [6] Geocities.ws/. I. *AMPLIFICADORES OPERACIONALES CON DIODOS*. [en línea]. geocities. [consulta:Diciembre2020].Disponibleen: http://www.geocities.ws/raguma_006/descargas/rectificador_de_presicion.pdf
- [7] Comunidad.escom. I. *Circuitos de offset*. [en línea]. escom. [consulta:3diciembre2020].Disponibleen: http://www.comunidad.escom.ipn.mx/DISC/2015_Marzo_ETS/Teor%EDa%20de%20Comunicaciones%20y%20Se%F1ales.pdf
- [8] Texas Instruments ISO124 . I.*Precision Isolation Amplifier* . [en línea]. Texas Instruments. [consulta:Enero2021].Disponibleen: <https://drive.google.com/drive/folders/1ytSxxW8uk4BZtAcIkTpmnsj80H2oEa2>
- [9] Alexis Meneses. I. *Electromiografía*. . [en línea] Dalcame. Bogota, Colombia[consulta: Diembre 2020]. Disponible en: <http://www.dalcame.com/emg.html#.YQCII2hKjIU>
- [10] J.L. Correa-Figueroa1 , E. Morales-Sánchez1 , J.A. Huerta-Ruelas1 , J.J. González-Barbosa1 , C.R. Cárdenas-Pérez2. I. *Sistema de Adquisición de Señales SEMG para la Detección de Fatiga Muscular*. [en línea]. Vol. 37, No. 1, Ene-Abr 2016, pp. 17-27. Mexico[consulta:Octubre2021].Disponibleen: <http://www.scielo.org.mx/pdf/rmib/v37n1/2395-9126-rmib-37-01-00017.pdf>
- [11] D. Aaron Suberviola Zúñiga. I. *CONTROL DE UN EXOESQUELETO MEDIANTE SEÑALES EMG (ELECTROMIOGRÁFICAS)* . [en línea]. UNIVERSIDAD DEL PAÍS VASCO EUSKAL HERRIKO UNIBERTSITATEA[consulta:Diciembre2020].Disponibleen: http://www.ehu.es/ccwintco/uploads/6/67/Tesis_doctoral_suberbiola_v13_%28final%29.pdf

[12] Texas Instruments uA741 . I. *General-Purpose Operational Amplifiers* . [en línea]. Texas Instruments.[consulta:Enero2021].Disponible en:
https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ua741.pdf?HQS=dis-mous-null-mousermode-dsf-pf-null-ww&ts=1613144940592&ref_url=https%253A%252F%252Fpl.mouser.com%252F

12 ANEXOS:

Se presenta la hoja de datos o datasheet del componente mas importante y usado de nuestro montaje, para que se pueda tener un acceso directo a ella y poder consultar las características y limitaciones mas importantes de este chip.



uA741

SLOS094G – NOVEMBER 1970 – REVISED JANUARY 2018

μA741 General-Purpose Operational Amplifiers

1 Features

- Short-Circuit Protection
- Offset-Voltage Null Capability
- Large Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- No Frequency Compensation Required
- No Latch-Up

2 Applications

- DVD Recorders and Players
- Pro Audio Mixers

3 Description

The μA741 device is a general-purpose operational amplifier featuring offset-voltage null capability.

The high common-mode input voltage range and the absence of latch-up make the amplifier ideal for voltage-follower applications. The device is short-circuit protected and the internal frequency compensation ensures stability without external components. A low-value potentiometer may be connected between the offset null inputs to null out the offset voltage as shown in Figure 12.

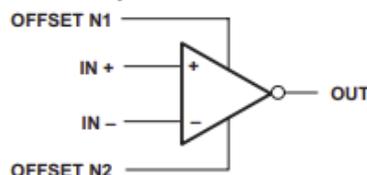
The μA741C device is characterized for operation from 0°C to 70°C.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
μA741CD	SOIC (8)	4.90 mm × 3.91 mm
μA741CP	PDIP (8)	9.81 mm × 6.35 mm
μA741CPS	SO (8)	6.20 mm × 5.30 mm

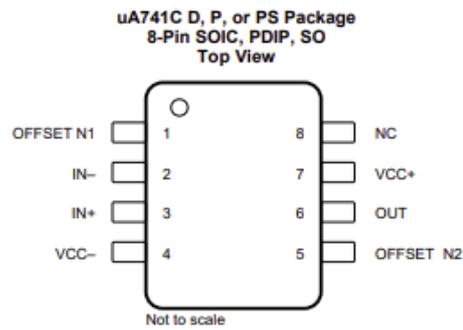
(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Simplified Schematic



uA741

SLOS094G – NOVEMBER 1970 – REVISED JANUARY 2018

www.ti.com
5 Pin Configurations and Functions


NC- no internal connection

Pin Functions

PIN		I/O	DESCRIPTION
NAME	NO.		
IN+	3	I	Noninverting input
IN-	2	I	Inverting input
NC	8	—	No internal connection
OFFSET N1	1	I	External input offset voltage adjustment
OFFSET N2	5	I	External input offset voltage adjustment
OUT	6	O	Output
VCC+	7	—	Positive supply
VCC-	4	—	Negative supply

6 Specifications

6.1 Absolute Maximum Ratings

over virtual junction temperature range (unless otherwise noted)⁽¹⁾

		MIN	MAX	UNIT
Supply voltage, V_{CC} ⁽²⁾	μ A741C	-18	18	V
Differential input voltage, V_{ID} ⁽³⁾	μ A741C	-15	15	V
Input voltage, V_I (any input) ⁽²⁾⁽⁴⁾	μ A741C	-15	15	V
Voltage between offset null (either OFFSET N1 or OFFSET N2) and V_{CC-}	μ A741C	-15	15	V
Duration of output short circuit ⁽⁵⁾		Unlimited		
Continuous total power dissipation		See Thermal Information		
Case temperature for 60 seconds	μ A741C	N/A	N/A	°C
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 60 seconds	μ A741C	N/A	N/A	°C
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	D, P, or PS package		260	°C
Operating junction temperature, T_J			150	°C
Storage temperature range, T_{stg}	μ A741C	-65	150	°C

(1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions* is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

(2) All voltage values, unless otherwise noted, are with respect to the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .

(3) Differential voltages are at IN+ with respect to IN-.

(4) The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 V, whichever is less.

(5) The output may be shorted to ground or either power supply.

6.2 Recommended Operating Conditions

		MIN	MAX	UNIT
V_{CC+} — Supply voltage		5	15	V
V_{CC-}		-5	-15	V
T_A — Operating free-air temperature	μ A741C	0	70	°C

6.3 Thermal Information

THERMAL METRIC ⁽¹⁾	μ A741			UNIT
	D (SOIC)	P (PDIP)	PS (SO)	
	8 PINS	8 PINS	8 PINS	
$R_{\theta JA}$ — Junction-to-ambient thermal resistance	129.2	87.4	119.7	°C/W
$R_{\theta JC(top)}$ — Junction-to-case (top) thermal resistance	73.6	89.3	66	°C/W
$R_{\theta JB}$ — Junction-to-board thermal resistance	72.4	64.4	70	°C/W
Ψ_{JT} — Junction-to-top characterization parameter	25.9	49.8	27.2	°C/W
Ψ_{JB} — Junction-to-board characterization parameter	71.7	64.1	69	°C/W

(1) For more information about traditional and new thermal metrics, see the [Semiconductor and IC Package Thermal Metrics](#) application report.

uA741

SLOS094G – NOVEMBER 1970 – REVISED JANUARY 2018

www.ti.com
6.4 Electrical Characteristics: μ A741C

 at specified virtual junction temperature, $V_{CC\pm} = \pm 15$ V (unless otherwise noted)

PARAMETER		TEST CONDITIONS ⁽¹⁾		MIN	TYP	MAX	UNIT
V_{IO}	Input offset voltage	$V_O = 0$	25°C		1	6	mV
			Full range			7.5	
$\Delta V_{IO(adjust)}$	Offset voltage adjust range	$V_O = 0$	25°C		± 15		mV
I_{IO}	Input offset current	$V_O = 0$	25°C		20	200	nA
			Full range			300	
I_{IB}	Input bias current	$V_O = 0$	25°C		80	500	nA
			Full range			800	
V_{ICR}	Common-mode input voltage range	25°C		± 12	± 13		V
		Full range			± 12		
V_{OM}	Maximum peak output voltage swing	$R_L \geq 10$ k Ω	25°C		± 12	± 14	V
			Full range		± 12		
			25°C		± 10		
			Full range		± 10		
A_{VD}	Large-signal differential voltage amplification	$R_L \geq 2$ k Ω	25°C		20	200	V/mV
			Full range		$V_O = \pm 10$ V	15	
r_i	Input resistance		25°C		0.3	2	M Ω
r_o	Output resistance	$V_O = 0$; see ⁽²⁾	25°C			75	Ω
C_i	Input capacitance		25°C			1.4	pF
CMRR	Common-mode rejection ratio	$V_{IC} = V_{ICRmin}$	25°C		70	90	dB
			Full range		70		
k_{SVS}	Supply voltage sensitivity ($\Delta V_{IO}/\Delta V_{CC}$)	$V_{CC} = \pm 9$ V to ± 15 V	25°C		30	150	μ V/V
			Full range			150	
I_{OS}	Short-circuit output current		25°C		± 25	± 40	mA
I_{CC}	Supply current	$V_O = 0$; no load	25°C		1.7	2.8	mA
			Full range			3.3	
P_D	Total power dissipation	$V_O = 0$; no load	25°C		50	85	mW
			Full range			100	

(1) All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode input voltage unless otherwise specified. Full range for the μ A741C is 0°C to 70°C.

(2) This typical value applies only at frequencies above a few hundred hertz because of the effects of drift and thermal feedback.

6.5 Electrical Characteristics: μ A741Y

at specified virtual junction temperature, $V_{CC\pm} = \pm 15$ V, $T_A = 25^\circ\text{C}$ (unless otherwise noted)⁽¹⁾

PARAMETER	TEST CONDITIONS ⁽²⁾	MIN	TYP	MAX	UNIT
V_{IO}	Input offset voltage	$V_O = 0$	1	5	mV
$\Delta V_{IO(ADJ)}$	Offset voltage adjust range	$V_O = 0$	± 15		mV
I_{IO}	Input offset current	$V_O = 0$	20	200	nA
I_B	Input bias current	$V_O = 0$	80	500	nA
V_{ICR}	Common-mode input voltage range		± 12	± 13	V
V_{OM}	Maximum peak output voltage swing	$R_L = 10\text{ k}\Omega$	± 12	± 14	V
		$R_L = 2\text{ k}\Omega$	± 10	± 13	
A_{VO}	Large-signal differential voltage amplification	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$	20	200	V/mV
r_i	Input resistance		0.3	2	M Ω
r_o	Output resistance	$V_O = 0$; see ⁽¹⁾	75		Ω
C_i	Input capacitance		1.4		pF
CMRR	Common-mode rejection ratio	$V_{IC} = V_{ICRmin}$	70	90	dB
k_{SYS}	Supply voltage sensitivity ($\Delta V_{IO}/\Delta V_{CC}$)	$V_{CC} = \pm 9$ V to ± 15 V	30	150	$\mu\text{V/V}$
I_{OS}	Short-circuit output current		± 25	± 40	mA
I_{CC}	Supply current	$V_O = 0$; no load	1.7	2.8	mA
P_D	Total power dissipation	$V_O = 0$; no load	50	85	mW

(1) This typical value applies only at frequencies above a few hundred hertz because of the effects of drift and thermal feedback.

(2) All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode voltage unless otherwise specified.

6.6 Switching Characteristics: μ A741C

over operating free-air temperature range, $V_{CC\pm} = \pm 15$ V, $T_A = 25^\circ\text{C}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
t_r	Rise time	$V_I = 20$ mV, $R_L = 2\text{ k}\Omega$ $C_L = 100$ pF; see Figure 1	0.3		μs
	Overshoot factor		5%		
SR	Slew rate at unity gain	$V_I = 10$ V, $R_L = 2\text{ k}\Omega$ $C_L = 100$ pF; see Figure 1	0.5		V/ μs

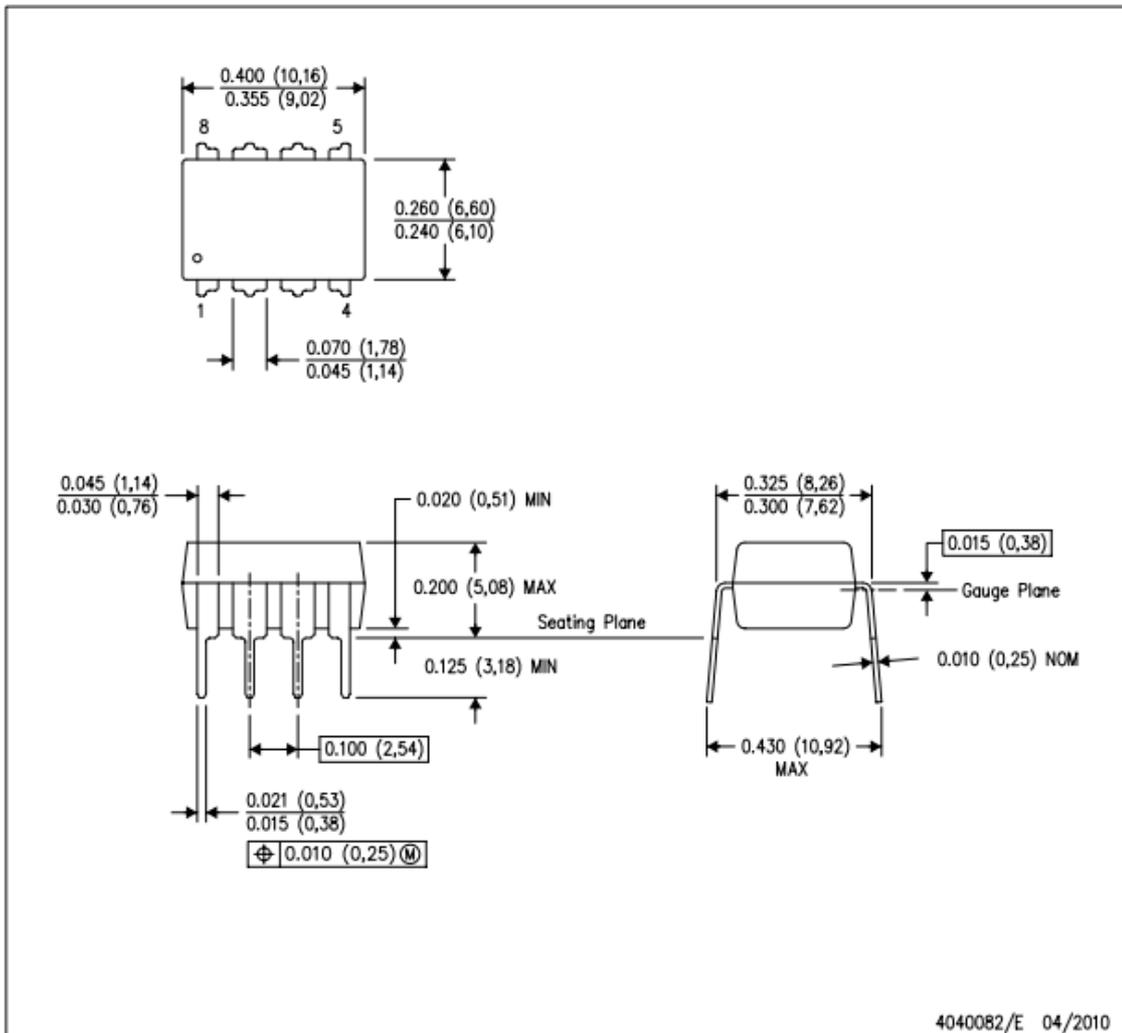
6.7 Switching Characteristics: μ A741Y

over operating free-air temperature range, $V_{CC\pm} = \pm 15$ V, $T_A = 25^\circ\text{C}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
t_r	Rise time	$V_I = 20$ mV, $R_L = 2\text{ k}\Omega$ $C_L = 100$ pF; see Figure 1	0.3		μs
	Overshoot factor		5%		
SR	Slew rate at unity gain	$V_I = 10$ V, $R_L = 2\text{ k}\Omega$ $C_L = 100$ pF; see Figure 1	0.5		V/ μs

P (R-PDIP-T8)

PLASTIC DUAL-IN-LINE PACKAGE



- NOTES:
- A. All linear dimensions are in inches (millimeters).
 - B. This drawing is subject to change without notice.
 - C. Falls within JEDEC MS-001 variation BA.

