



UNIVERSIDAD DE VALLADOLID
ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS ESPECÍFICAS
DE TELECOMUNICACIÓN
MENCIÓN EN SISTEMAS ELECTRÓNICOS

DISEÑO Y DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS DE MANO PARA AMPUTADOS POR DEBAJO DEL CODO

Autor:

D. Roberto Domínguez Campo

Tutor:

D. Alonso Alonso Alonso

Valladolid, 8 de Agosto de 2021

RESUMEN

En el ámbito de las prótesis, las de control mioeléctrico son la solución actual más potente que el mercado puede conseguir. Compromiso entre funcionalidad, estética y precio es un objetivo importante que debe ser tenido en cuenta en su desarrollo. Para conseguir el primer objetivo es necesario un riguroso estudio de las posibilidades que pueden ofrecer. Asimismo, el mundo de la impresión 3D jugará un papel imprescindible, proporcionando un abanico inimaginable de posibilidades.

En el presente documento se realizará un recorrido por el proceso de creación de un modelo de prótesis mioeléctrica con muchas posibilidades de cumplir todos los objetivos que se expusieron anteriormente. Constará de un control mioeléctrico basado en el modelo 3D de la empresa Exiii, electrodos de superficie, un sistema de acondicionamiento EMG y un Arduino.

Como resultado se obtiene un modelo que, aunque no es completamente funcional, queda muy cercano a serlo si se aplican las líneas de mejoras reflejadas en el apartado de "Conclusiones y líneas de mejoras".

Palabras clave: Electromiografía, Mano robótica, HACKberry-Hand, Control Mioeléctrico, 3D, Arduino,

ABSTRACT

Powered hand prostheses with many degrees of freedom are moving from research into the market. Usefulness, aesthetics, and price are its main definitions. Compromise between functionality, aesthetics and price is an important objective that must be considered in its development. To achieve the first objective, a rigorous study of the possibilities they can offer is necessary. Likewise, the world of 3D printing will play an essential role, providing an unimaginable range of possibilities.

In this paper we will go through the process of creating a myoelectric prosthesis model with many possibilities to meet all the objectives outlined above. It will consist of a myoelectric control based on the 3D model of the company Exiii, surface electrodes, an EMG conditioning system and an Arduino.

The outcome shows a myoelectric hand prosthesis even though it is not "full functionality" it was already close to getting it if it is applied improvements as laid down in paragraph "Conclusions and improvements lines".

Keywords: Electromyography, Robotic Hands, HACKberry-Hand, Prosthetic Control, 3D, Arduino

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	7
1.1. Justificación y objetivos del TFG	7
1.2. Tipos de prótesis para la extremidad superior.....	7
1.3. Electromiograma (EMG).....	12
1.3.1. Señales bioeléctricas	13
1.3.2. electrodos	13
1.4. Diagrama temporal de montaje.....	15
1.5. Estrategia de desarrollo.....	17
2. DISEÑO Y CONTROL DEL SISTEMA ELECTROMECAÁNICO	20
2.1. Impresión de las piezas	20
2.2. Posprocesamiento de materiales imprimibles	22
2.3. Obtención de los materiales no imprimibles	23
2.4. Elementos y dispositivos utilizados	24
2.5. Piezas diseñadas e 3D para la interconexión	25
2.5.1. Modificación pieza R-T-03 y R-T-06	25
2.5.2. Nuevos electrodos	26
2.5.3. Caja para el Arduino	27
2.5.4. Botón.....	28
2.6. Montaje y planos para la implementación de los dedos	28
2.6.1. Dedo Pulgar.....	29
2.6.2. Dedo Índice	30
2.6.3. Dedo Corazón/Anular/Mañique.....	31
2.7. Montaje y planos mano completa.....	32
2.7.1. palma	32
2.7.2. muñeca.....	36
2.7.3. antebrazo	37
2.8. Implementación software.....	39
2.8.1. Inicialización de nuestro microcontrolador	40
2.8.2. Primeras pruebas.....	40
2.8.3. Movimiento programado simple	42
3. DESARROLLO DEL SISTEMA BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA	47
3.1. Lectura y acondicionamiento de los datos	47
3.1.1. Amplificador de instrumentación	48
3.1.2. Amplificador y filtro paso alto activo.....	50
3.1.3. Rectificador de onda completa.....	52

3.1.4.	Filtro paso bajo activo con ganancia regulable	53
3.2.	Pruebas del primer canal con señal sintética.....	55
3.3.	Implementación primer canal.....	60
3.4.	Desarrollo e implementación versión de dos canales	65
3.5.	Desarrollo e implementación versión alternativa.....	70
3.6.	Codificación y programación de estados.....	72
3.6.1.	Versión dos canales	73
3.6.2.	Versión alternativa	74
3.7.	Calibración de ganancia.....	80
3.8.	Interconexión de sistemas	81
4.	PREACONDICIONAMIENTO Y EXPERIMENTACIÓN EN SUJETOS REALES	85
4.1.	Protocolo de pruebas	85
4.1.1	Sujetos de estudio.....	85
4.1.2	Grupo de músculos empleados para el canal de control y electrodos utilizados....	85
4.1.3	Procedimiento.....	87
4.2.	Resultados pruebas realizadas	89
4.3.	Análisis de resultados de las pruebas	91
4.4.	Test de manejabilidad y satisfacción de los usuarios	93
5.	CONCLUSIONES Y LINEAS DE MEJORA.....	96
6.	BIBLIOGRAFÍA.....	98
7.	ANEXOS	100

ÍNDICE DE IMÁGENES

Figura 1: Amputación de dedo o mano	8
Figura 2: Desarticulación de muñeca.....	8
Figura 3: Amputación de antebrazo.....	8
Figura 4: Amputación de antebrazo.....	9
Figura 5: Amputación de brazo.....	9
Figura 6: Desarticulación de hombro	9
Figura 7: Amputación interescapulotorácica	9
Figura 8: Prótesis estética	10
Figura 9: Prótesis mecánica.....	10
Figura 10: Prótesis eléctrica	10
Figura 11: Prótesis neumática	11
Figura 12: Prótesis mioeléctrica	11
Figura 13: Prótesis híbrida.....	11
Figura 14: Diagrama de una unidad motora	12
Figura 15: Tabla comparativa de señales bioeléctricas.....	13
Figura 16: Descripción electrodos de superficie	14
Figura 17: Circuito equivalente electrodo-electrolito-piel.....	14
Figura 18: Diagrama temporal de montaje	15
Figura 19: Primera etapa de montaje.....	15
Figura 20: Segunda etapa de montaje	16
Figura 21: tercera etapa de montaje.....	16
Figura 22: cuarta etapa de montaje	16
Figura 23: Última etapa de montaje.....	17
Figura 24: Interfaz CURA	21
Figura 25: Ejemplo de material posprocesado versus no posprocesado.....	22
Figura 26: Pieza R-O-2 posprocesada versus sin proprocesar.....	23
Figura 27: características físicas Servomotor ES08MD versus Servomotor SF180M	25
Figura 28: Pieza R-T-03-Modificada versus pieza R-T-03	25
Figura 29: Pieza R-T-06-Modificada versus pieza R-T-06	26
Figura 30: Pieza electrodo diferencial	26
Figura 31: Pieza electrodo neutro	26
Figura 32: Electrodo de contacto.....	27
Figura 33: Lugar de la pieza caja para el Arduino.....	27
Figura 34: Pieza caja para el Arduino	27
Figura 35: Diseño 3D e implementación botón de cambio de modo	28
Figura 36: Dedos mano mioeléctrica.....	28
Figura 37: Planos de montaje Dedo Pulgar	29
Figura 38: Planos de montaje Dedo Índice.....	30
Figura 39: Planos de montaje Dedo Corazón/Anular/Índice	31
Figura 40: Planos de montaje Palma	33
Figura 41: Complementos Servomotores.....	34
Figura 42: Pieza auxiliar dedo pulgar	34
Figura 43: Pieza auxiliar dedo pulgar en el montaje real	34
Figura 44: Palma montada	35
Figura 45: Palma y Antebrazo completo	35
Figura 46: Planos de montaje de la muñeca	36
Figura 47: Planos de montaje del antebrazo.....	38
Figura 48: Antebrazo y muñeca ensamblada	38

Figura 49: Diagrama de pines Arduino Nano	39
Figura 50: Señal de control PWM y su respectivo cable	39
Figura 51: Diagrama de bloques del sistema mioeléctrico de control.....	47
Figura 52: Circuito del Amplificador de Instrumentación	48
Figura 53: Diagrama de bloques del circuito integrado INA 114	48
Figura 54: Circuito del Amplificador de Instrumentación	49
Figura 55: Diagrama de montaje discreto del amplificador de instrumentación	50
Figura 56: Función de transferencia del HPF.....	50
Figura 57: Diseño segunda etapa	51
Figura 58: Diagrama de montaje discreto del amplificador y filtro HPF	52
Figura 59: Diseño rectificador de onda completa	52
Figura 60: Curva de transferencia y señal EMG a la salida de un rectificador de onda completa.....	53
Figura 61: Diagrama de montaje discreto del rectificador de onda completa	53
Figura 62: Curva de transferencia de un filtro paso-bajo.....	54
Figura 63: Diseño filtro paso bajo activo con ganancia regulable.....	54
Figura 64: Diagrama de montaje discreto del filtro LPF y amplificador de ganancia programable.....	55
Figura 65: Diseño divisor de tensión	56
Figura 66: Salida del generador de ondas vs salida del divisor de tensión	56
Figura 67: Salida amplificador de instrumentación vs salida segundo amplificador	57
Figura 68: Señal filtrada vs señal sin filtrar a diferentes frecuencias.....	58
Figura 69: Señal después del filtro paso alto versus señal rectificada de onda completa.....	59
Figura 70: Señal después del rectificador de onda completa versus señal filtrada de la última etapa	59
Figura 71: Implementación del canal de pruebas en una protoboard.....	60
Figura 72: PCB de soldadura de doble cara universal	61
Figura 73: Diseño y creación de nuestra PCB de soldadura	61
Figura 74: Diseño circuito acondicionamiento completo EMG en placa PCB de soldadura universal..	62
Figura 75: Diseño circuito acondicionamiento EMG de cada canal enfocado a cada etapa.....	63
Figura 76: Diseño del circuito acondicionamiento de cada canal enfocado a la soldadura	63
Figura 77: Plano subterráneo de alimentación	64
Figura 78: Diseño plano de alimentación.....	64
Figura 79: Implementación plano de alimentación	65
Figura 80: Diagrama de bloques del sistema versión de dos canales	65
Figura 81: Elementos construidos para implementar nuestro sistema de sistema de control y sistema de acondicionamiento EMG.....	66
Figura 82: Colocación del sistema de acondicionamiento en la pieza R-SO-01.....	66
Figura 83: Inputs circuito acondicionamiento.....	67
Figura 84: Implementación final circuito de acondicionamiento con dos canales	67
Figura 85: Diagrama caja negra del sistema acondicionamiento.....	68
Figura 86: Diagrama de conexiones entre Arduino y Servomotores versión de dos canales	68
Figura 87: PCB soldadura para conexionado Arduino-Servomotores.....	69
Figura 88: Montaje final versión dos canales.....	69
Figura 89: Botón pulsador	70
Figura 90: Diagrama de bloques versión alternativa	70
Figura 91 Diagrama de conexiones entre Arduino y Servomotores versión alternativa	71
Figura 92: Implementación final versión alternativa	71
Figura 93: Diagrama de estados versión de dos canales.....	74
Figura 94: Diagrama de estados versión alternativa.....	75
Figura 98: Monitor serie Arduino	80
Figura 99: Calibración de la ganancia	81

Figura 95: Par de conectores Jack Macho y Hembra	81
Figura 96: Conectores Hembras y Machos especiales para Arduino	82
Figura 97: Conexionado final.....	83
Figura 100: Músculo objeto de estudio.....	86
Figura 101: Disposición de los electrodos en el cubital posterior.....	86
Figura 102: Disposición de los electrodos en el flexor profundo de los dedos.....	86
Figura 103: Iniciación del protocolo de pruebas	87
Figura 104: Obtención de la ganancia individual sujeto_05 primer ejercicio	87
Figura 105: 4º y 5º ejercicio del protocolo	88
Figura 106: Resultados generales del protocolo de pruebas	91
Figura 107: Análisis de los sujetos que utilizan el cubital posterior.....	92
Figura 108: Análisis de los sujetos que utilizan el flexor profundo de los dedos.....	93
Figura 109: Análisis de resultados al test	94
Figura 110: Ender 3 Pro	100
Figura 111: Menú Ender 3 Pro.....	100
Figura 112: Calibración cama caliente.....	101
Figura 113: Puntos de calibrado.....	101
Figura 114: Primera capas	101
Figura 115: Ajustes de impresora.....	100
Figura 116: CURA custom selection	100
Figura 117: Selección del perfil de impresión	101
Figura 118: Densidad y patrón de relleno	102
Figura 119: pieza con mal ajuste de retracción.....	103
Figura 120: Retracción impresora 3D.....	104
Figura 121: Soporte por defecto vs soporte en árbol	105
Figura 122: Pieza R-H-2 de nuestra Palma	105
Figura 123: Pieza R-SO-1 sin lijar versus Pieza R-SO-1 lijada	106
Figura 124: Pieza R-SO-1 con epoxi	106
Figura 125: Pieza R-H-2 con acabado final	107
Figura 126: Componentes necesarios para crear el conector tipo Arduino	112
Figura 127: Utilización de la Crimpadora	113
Figura 128: Ejemplo de implementación	113

1. INTRODUCCIÓN

1.1. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS DEL TFG

Las prótesis son una extensión artificial que reemplaza una parte perdida de nuestro cuerpo debido a un accidente o un defecto genético. Uno de los requisitos indispensables es funcionalidad y la mayor naturalidad posible. Hoy en día la gran mayoría de prótesis son bienes de lujo [22]. Dentro de las accesibles existen los que tienen muy buen aspecto, pero no son nada funcionales o, todo lo contrario, son muy funcionales, pero no son nada estéticas [16][21].

En el presente TFG buscamos un compromiso entre funcionalidad y estética [20]. Dejando al alcance de cualquiera una prótesis lo más ajustada entre ambos requisitos. Un presupuesto menor a 400€ (sin contar la impresora), la mayor naturalidad posible junto a un manejo intuitivo sin necesidad de un gran entrenamiento. Es decir, que casi desde el día uno se pueda usar en las tareas cotidianas del día a día. Aunque el modelo elegido no sea completamente funcional, con unas modificaciones que se indicarán en el apartado “Conclusiones y líneas de mejora” tiene mucho potencial para serlo [15].

Lo primero que se realizó fue observar cual es la tendencia y método utilizado en las prótesis más avanzadas del mercado [17]. Dentro de los principales competidores, la prótesis *Bebionic* de *Ottobock* [18] se observó que utilizaba un sistema mioeléctrico, medio muy usual en las prótesis más avanzadas. Estos sistemas realizan el control mediante señales musculares desde la extremidad amputada aportando naturalidad al movimiento. La forma de extracción de esa señal es mediante una electromiografía (EMG) o como la denominaremos de ahora en adelante, señales EMG. Los parámetros deseados se introducen en un microcontrolador, lo interpretará y enviará las ordenes pertinentes a los motores para producir el movimiento asociado.

Una vez aclarado el tipo de señales de control y el tipo de control, falta averiguar dónde va a alojarse toda la electrónica, tipo de motores y dispositivos a controlar (no es lo mismo controlar cinco motores de continua que tres servomotores). Investigando se encontró un modelo de la marca Exiii, modelo disponible para que todo el mundo que la necesite. Debido a su diseño orientado para impresoras 3D y componentes necesarios, la hacen perfecta para nuestro objetivo. Asimismo, Tiene un GITHUB donde se puede encontrar la documentación más detallada, desde diseños 3D y como ensamblarla a código [1].

Finalmente, se muestra una video presentación de lo que la prótesis construida es capaz de hacer: <https://www.youtube.com/watch?v=Csim-uWHQ4>

1.2. TIPOS DE PRÓTESIS PARA LA EXTREMIDAD SUPERIOR

A la hora de escoger una prótesis hay que tener en cuenta varios factores: el nivel de amputación, el tipo de displasia, la funcionalidad de esta y las posibilidades económicas del paciente. En resumen, existen dos subdivisiones principales, una por el tipo de amputación y otra por el tipo de funcionalidad acorde al tipo de amputación.

Una creencia muy extendida es que una amputación puede estar presente en cualquier sitio. No obstante, hay que tener en cuenta que no puede hacerse de cualquier manera. Por lo que existen varios tipos de longitud de amputación [11].

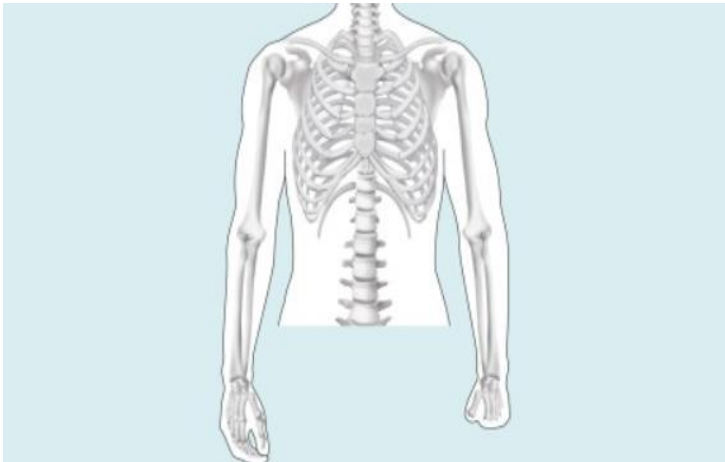


Figura 1: Amputación de dedo o mano

AMPUTACIÓN DE DEDO O MANO

En caso de una amputación de mano se amputa toda la mano hasta la muñeca. En el caso de amputación de uno o más dedos se habla de amputación de dedo.

Se pueden utilizar prótesis parciales de dedo o mano para reproducir la apariencia externa hasta el más mínimo detalle.

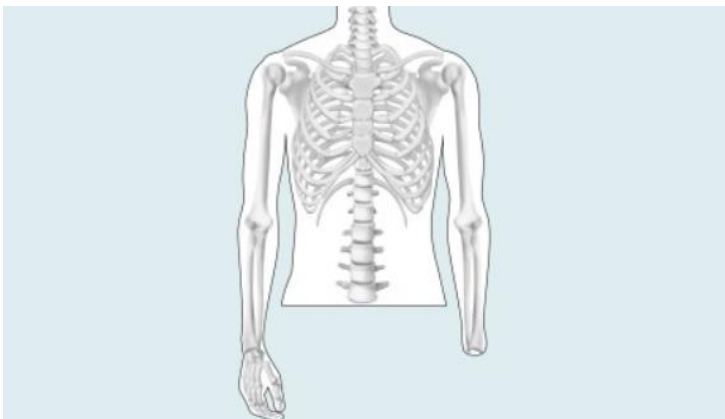


Figura 2: Desarticulación de muñeca

DESARTICULACIÓN DE MUÑECA

Con una desarticulación de muñeca se amputa la mano a la altura de la muñeca, con lo que se pierde la movilidad de la mano.

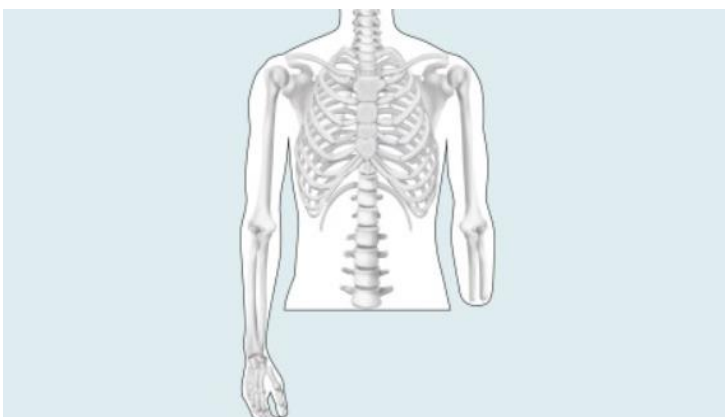


Figura 3: Amputación de antebrazo

AMPUTACIÓN DE ANTEBRAZO

Con una amputación transradial, es decir en el área del antebrazo. Se diferencia entre amputación larga, media, corta o muy corta.



Figura 4: Amputación de antebrazo

DESARTICULACIÓN DE CODO

Con una desarticulación de codo se amputa el antebrazo a la altura del codo. El brazo generalmente se mantiene en su totalidad.

Se necesitaría una mano protésica, una articulación de codo, un adaptador y elementos de fijación al encaje protésico.



Figura 5: Amputación de brazo

AMPUTACIÓN DE BRAZO

Con una amputación transhumeral, es decir una amputación en el área del brazo, se separa el hueso del húmero. Aquí se diferencia entre altura de amputación corta, media y larga.



Figura 6: Desarticulación de hombro

DESARTICULACIÓN DE HOMBRO

Con una desarticulación de hombro, la amputación se realiza a la altura de la articulación de hombro.

Para un ajuste protésico se necesita una mano protésica, una articulación de codo, una articulación de hombro, así como un adaptador y elementos de fijación al encaje.

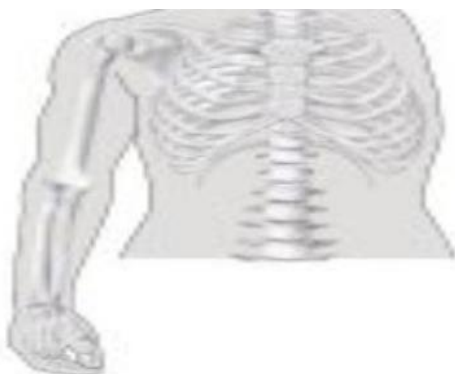


Figura 7: Amputación interescapulotorácica

AMPUTACIÓN INTERESCAPULOTORÁCICA

Con una amputación interescapulotorácica se amputa el brazo en su totalidad y elementos del hombro hasta la escápula.

Para el ajuste protésico se precisa una mano protésica, una articulación de codo, una articulación de hombro, adaptador y elementos de fijación al encaje protésico.

Una vez conocidos los elementos necesarios. Hay que ver qué tipo de prótesis existen y cual se ajusta a las necesidades del paciente.



Figura 8: Prótesis estética

PRÓTESIS ESTÉTICAS

Este tipo de prótesis, conocidas también como prótesis pasivas, no tienen movilidad y sólo cubren el aspecto estético del miembro amputado. En su fabricación se emplean polímeros como el PVC rígido, el látex flexible o la silicona, pues son materiales livianos y requieren de menos mantenimiento, ya que no disponen de piezas móviles.

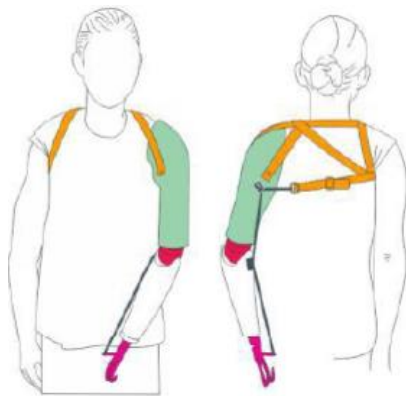


Figura 9: Prótesis mecánica

PRÓTESIS MECÁNICAS

Estas prótesis cumplen funciones básicas como la apertura y el cierre de la mano, pero están limitadas al agarre de objetos grandes y movimientos imprecisos. El control mecánico es obtenido de otro miembro como el codo o el hombro, para ello se implementa un arnés colocado en la espalda, con el cual se generará la movilidad de la prótesis a través de una liga,



Figura 10: Prótesis eléctrica

PRÓTESIS ELÉCTRICAS

Las prótesis eléctricas se basan en el uso de motores eléctricos, que pueden ser controlados por medio de servo-contróles, pulsantes o interruptores. Su principal desventaja es su mantenimiento, su alto coste, que su exposición a ambientes hostiles puede dañarlas y su peso. Por otro lado, su principal ventaja es el agarre de objetos rápidamente y con precisión de forma activa gracias a los sensores en los dedos.

PRÓTESIS NEUMÁTICA



Figura 11: Prótesis neumática

Las prótesis neumáticas hacen uso de aire a presión obtenido por medio de un compresor. Su ventaja principal es que proporcionan una gran fuerza y rapidez de movimientos, mientras que sus desventajas principales son el tamaño de los dispositivos que se implementan para su control y funcionamiento. Asimismo, su mantenimiento es costoso y de gran dificultad.

PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS



Figura 12: Prótesis mioeléctrica

Las prótesis mioeléctricas son las de mayor aplicación en el mundo en la actualidad, ya que aúnan estética, precisión y fuerza. Se basan en la obtención de señales musculares (EMG)

mediante el uso de electrodos que permiten la extracción de la señal, la cual es amplificada, procesada y filtrada al control para el manejo de la prótesis. Eliminan el arnés de

suspensión, usando una de las siguientes técnicas para mantener la prótesis en el lugar del bloqueo de tejidos blandos-esqueleto o succión. Las desventajas fundamentales son la necesidad de una fuente externa de energía eléctrica para la potencia, su peso y su coste. En la figura 12 se puede observar las partes de una prótesis mioeléctrica.



Figura 13: Prótesis híbrida

PRÓTESIS HÍBRIDAS

Una prótesis híbrida combina la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad en una sola prótesis. En su gran mayoría, las prótesis híbridas sirven para individuos que tienen amputaciones o deficiencias transmurales (arriba del codo). Las prótesis híbridas utilizan con frecuencia un codo accionado por el cuerpo y un dispositivo terminal controlado en forma mioeléctrica.

Teniendo en cuenta los objetivos del TFG y las características de cada tipo de prótesis, una prótesis con control mioeléctrico, es la que más se adaptaba a los objetivos. Dentro de la subdivisión de tipo de amputación el modelo desarrollado puede ser usado para amputaciones de antebrazo o desarticulación de muñeca.

1.3. ELECTROMIOGRAMA (EMG)

Una electromiografía (EMG) es una prueba de diagnóstico en la que se analiza la actividad eléctrica de los músculos controlados por células nerviosas.

Hay diferentes formas de analizar la actividad nerviosa: mediante electrodos de área o EMG con aguja. El método objeto de estudio es el no invasivo. Puesto que hacer mediciones con electrodos de aguja requiere de conocimientos médicos y una preparación.

un músculo puede considerarse como un conjunto de unidades motoras dispuestas en paralelo, entre las cuales se encuentran otras fibras musculares modificadas llamadas Husos musculares que contienen elementos sensoriales que perciben las tracciones en el músculo y sirven para el servocontrol de la posición del músculo.

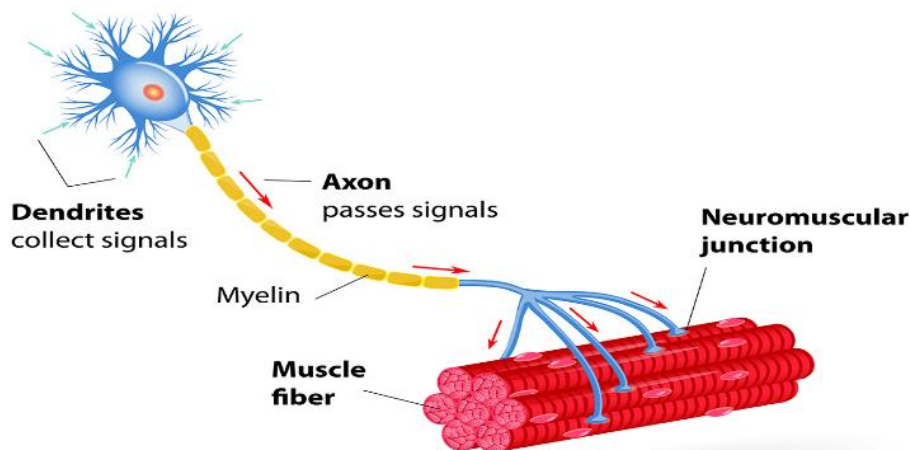


Figura 14: Diagrama de una unidad motora

Cuando el potencial de acción del nervio alcanza el punto en el que éste se une con el músculo, se libera una cierta cantidad de un transmisor químico (la acetilcolina) que origina la despolarización local de la membrana de la fibra muscular. El significado de una orden de excitación dirigida a un músculo es que un número mayor o menor de unidades motoras recibirán una orden de despolarización. Una orden motora puede ser mínima, si solo ordena actividad a una única unidad motora, o máxima, si ordena la contracción completa del músculo.

La actividad de una unidad motora es el elemento individualizable mínimo de la contracción muscular. En el electromiograma (EMG) se registra la actividad del músculo y en él se puede distinguir la activación de sus unidades motoras, las variaciones características de estas activaciones y las relaciones de unas unidades con otras.

Generalmente, las señales bioeléctricas se caracterizan por su reducida amplitud y, por lo tanto, suelen aparecer corrompidas con interferencias, como pueden ser las procedentes de la red eléctrica (50 Hz). Por este motivo, es necesario realizar un circuito de acondicionamiento de nuestras señales EMG hasta niveles adecuados para su correcta adquisición y posterior procesamiento [13].

En líneas generales un EMG se utiliza para diagnosticar o descartar una serie de afecciones que afectan a los nervios y a los músculos. Un médico puede pedir una EMG si el paciente presenta los siguientes síntomas: debilidad muscular, hormigueo, entumecimiento, calambres, parálisis, dolor en las extremidades y fasciculaciones involuntarias (tics). En nuestro caso, utilizaremos la información como una señal de control en vez de un diagnóstico médico [12].

1.3.1. SEÑALES BIOELÉCTRICAS

Cada una de las señales bioeléctricas que podemos observar en la superficie corporal, tales como electrocardiograma o electromiograma, tienen su origen en las membranas de las células del sistema con el que están relacionado (muscular, miocardio o neuronal).

Se puede hacer una gran división cuando se habla de señales bioeléctricas: las señales captadas a nivel intracelular, potenciales de acción, y las captadas a nivel extracelular, tales como electrocardiograma, electroencefalograma o electromiograma. En ambos casos, la captación de estas se lleva a cabo mediante unos dispositivos denominados electrodos (en los que se profundizará posteriormente), que convierten las corrientes iónicas asociadas a la distribución de potencial en los fluidos orgánicos en corrientes electrónicas que pueden ser tratadas de forma adecuada por medio de instrumentación electrónica convencional.

En la figura 15 se muestra una comparativa de las intensidades de las señales biológicas y sus diferentes anchos de banda. Así como sus métodos de adquisición [12].

Tipo de señal	Amplitud	Banda	Métodos de medida
Potencial de acción	50mV-150mV	0.1Hz-1KHz	Micro electrodos metálicos o de vidrio con puntas de 0.1 a 1µm
ECG (Electrocardiograma)	0.5mV-4mV	0.01Hz-250Hz	Electrodos de superficie en puntos normalizados sobre miembros y torso
EEG (Electroencefalograma)	5µV- 300µV	0.01Hz-150Hz	Electrodos de superficie en puntos normalizados sobre el cuero cabelludo
EMG (Electromiograma)	100µV-5mV	0.01Hz-500Hz	Electrodos de superficie en puntos localizados o electrodos de aguja insertados en músculos

Figura 15: Tabla comparativa de señales bioeléctricas

1.3.2 ELECTRÓDOS

Dentro del método no invasivo, los electrodos más comunes son los electrodos de superficie. Consiste en una lámina de metal en contacto con la piel provistos con un adhesivo para facilitar su fijación a la superficie de la piel (figura 16). Este tipo de electrodos tiene una desventaja y es que aparecerán ciertas interferencias a la hora de registrar las señales debido al movimiento del electrodo.

Al situar el elemento metálico en contacto con una disolución iónica, se establece una interfase entre electrodo y disolución que, en equilibrio, produce un potencial de contacto. Al pasar corriente por esta interfase, el equilibrio se modifica dando lugar a una variación de dicho potencial, que vendrá dado por:

$$\Delta V_p = V_S - V_C$$

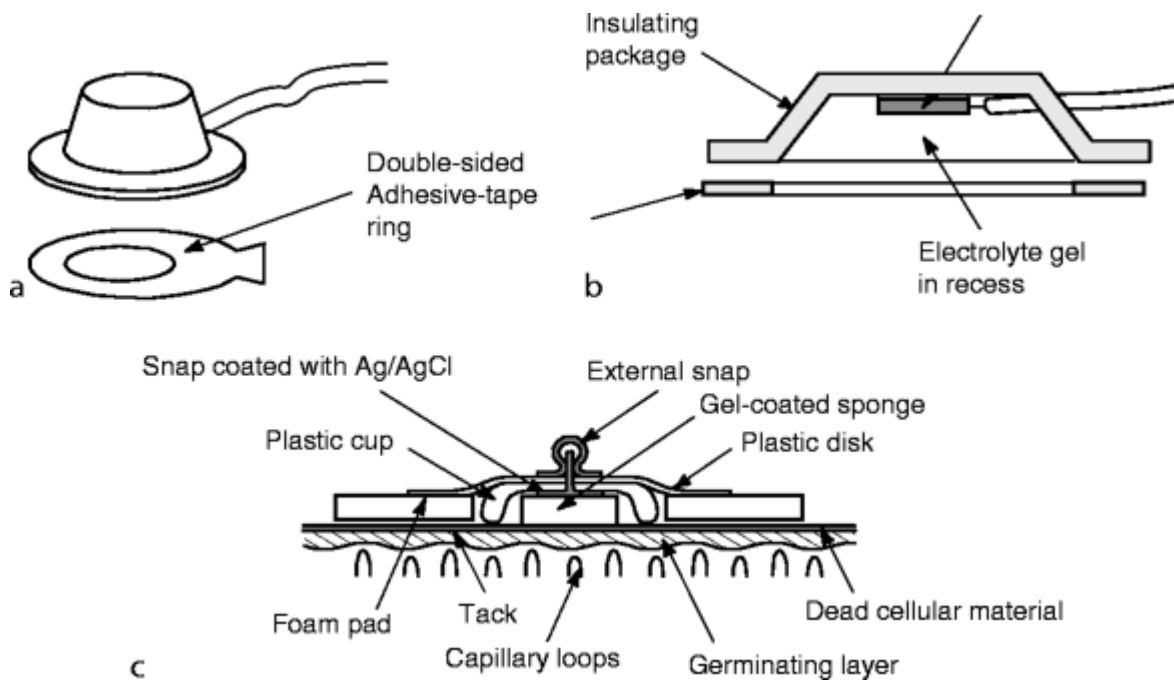


Figura 16: Descripción electrodos de superficie

donde ΔV_p es el incremento de tensión de polarización, V_S es el potencial de la semicélula al pasar la corriente y V_C el potencial de contacto. Si la semicélula es independiente de la corriente, ΔV_p será cero (electrodos no polarizables o reversibles). En el caso en que la semicélula sea función de la corriente, ΔV_p será distinta de cero y su signo dependerá de la dependencia del electrodo (electrodos polarizables o irreversibles). Entre los primeros, el más utilizado es el electrodo de plata-cloruro de plata (Ag-ClAg).

Las características de los electrodos dependen de diversos factores, entre los que podemos destacar la intensidad de la corriente que los atraviesa, la forma de onda de la señal captada, su frecuencia, etc. Se han establecido diferentes modelos eléctricos de los electrodos, incluyendo la interfase entre electrodo y piel. En la figura 17 se muestra un circuito equivalente que incluye el electrodo, el contacto con el electrolito (gel), la epidermis y la capa dérmica más profunda. Aunque no están representados, en algunos casos específicos (por ejemplo, en el caso de adquisición de la respuesta electrodérmica) es necesario considerar también las glándulas y conductos sudoríparos.

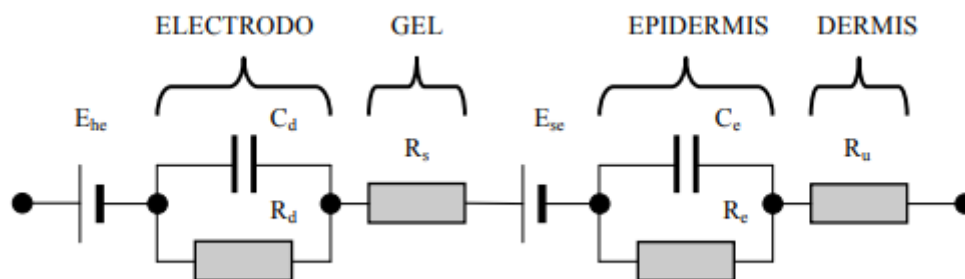


Figura 17: Circuito equivalente electrodo-electrolito-piel

Los generadores E_{he} y E_{se} representan, respectivamente, la diferencia de potencial de la semicélula y de contacto con la piel. Los elementos R_D y C_D modelizan la impedancia asociada con el electrodo y el contacto con el electrolito, así como los efectos de polarización. R_S representa la resistencia del electrolito. Por último, el paralelo R_e - C_e corresponde a la impedancia de la epidermis y R_u a la impedancia puramente resistiva que presenta la dermis. La capacidad C_d es básicamente la debida

a la formación de una doble barrera de cargas en la interfase entre electrodo y electrolito. Si se produce un movimiento del electrodo, la distribución de carga se modifica, produciendo una variación de la diferencia de potencial de la semicélula hasta que se alcanza de nuevo el equilibrio. Análogamente, al utilizar dos electrodos, si uno de ellos se mueve mientras el otro permanece en equilibrio, aparece una variación de la diferencia de potencial entre ellos. Estas variaciones son el origen de los artefactos (ruido) debidos al movimiento [14].

1.4. DIAGRAMA TEMPORAL DE MONTAJE

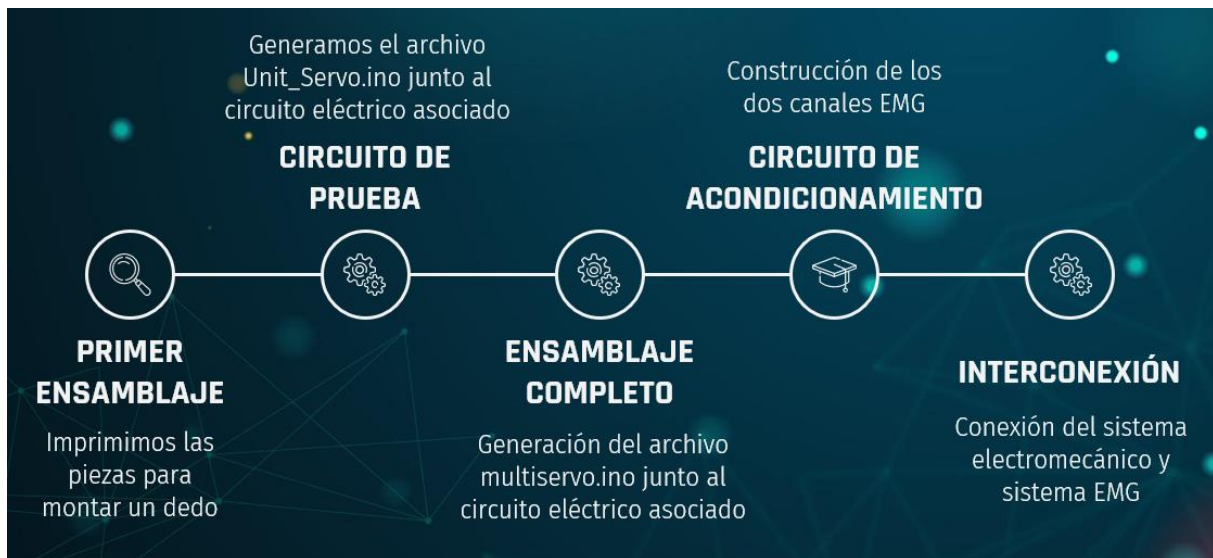


Figura 18: Diagrama temporal de montaje

En la figura 18 se describen los pasos a que se han seguido para realizar el proyecto sin entrar en detalle. Para tener una imagen global.

A continuación, realizamos un desglose más específico de cada etapa de desarrollo.



Figura 19: Primera etapa de montaje



Figura 20: Segunda etapa de montaje



Figura 21: tercera etapa de montaje



Figura 22: cuarta etapa de montaje

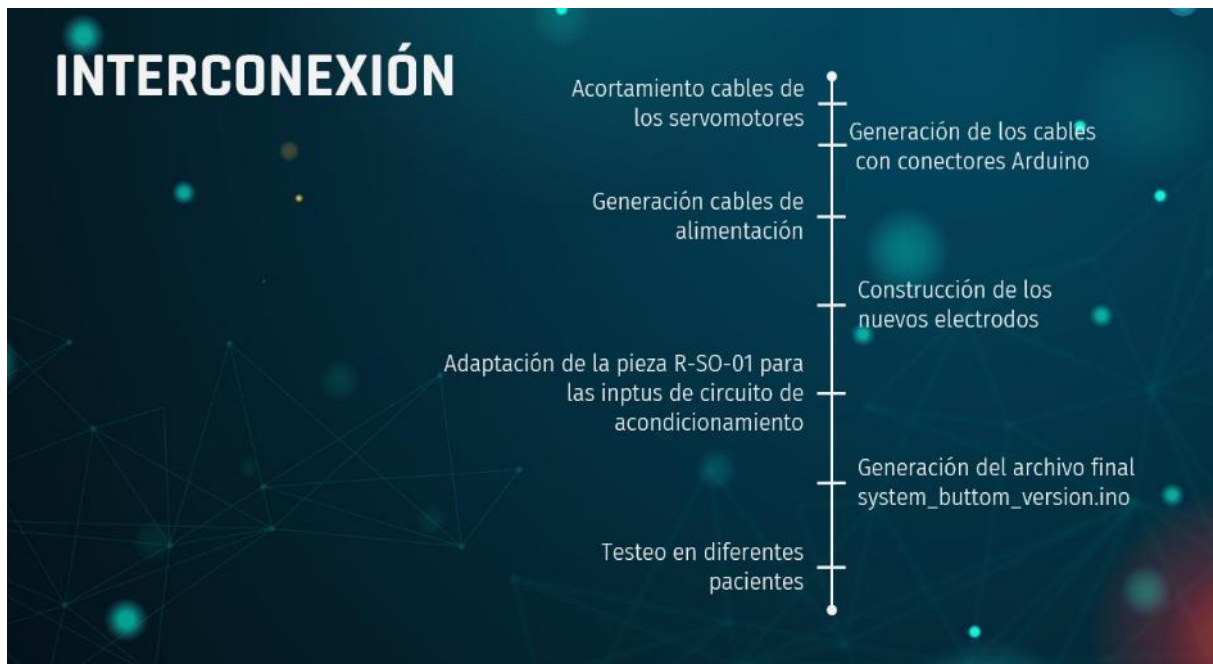


Figura 23: Última etapa de montaje

En este desglose se ve más en detalle cada una de las etapas. El objetivo de este apartado es mostrar los pasos más importantes a realizar.

1.5. ESTRATEGIA DE DESARROLLO

Este punto del documento tiene como objetivo servir como referencia de la estrategia seguida a lo largo del proyecto y aportar una idea global de los pasos realizados.

1. Prueba individual de cada uno de los dedos. Comprobar que el ensamblado se realizaba correctamente y averiguar los rangos de movimiento (apartado 2.8.2)
2. Prueba conjunta, movimientos programados (apartado 2.8.3)
3. Generación de la señal de control (apartado 3)
4. Prueba conjunta, movimiento simple sin cambio de estado
5. Prueba final, movimiento programado con cambio de estado

2. DISEÑO Y CONTROL DEL SISTEMA ELECTROMECAÁNICO

Para implementar el sistema electromecánico tenemos dos tipos de componentes diferenciados: los componentes imprimibles y los componentes que vamos a tener que comprar o encontrar en objetos cotidianos.

2.1. IMPRESIÓN DE LAS PIEZAS

Como componentes imprimibles se va a diferenciar entre: la palma, muñeca y. En la carpeta del proyecto que se puede descargar del GITHUB de la empresa [2] se va a encontrar una carpeta que se denomina "HACKberry_3Dmodel" lugar donde se encontrarán los diferentes formatos de las piezas 3D.

En el presente proyecto, para la impresión de las piezas se utilizará la impresora 3D: Ender 3 Pro junto con el programa CURA. Existen diferentes formatos de piezas 3D, de todos los que presenta la compañía, se seleccionará arbitrariamente el formato STL.

Dentro del formato seleccionado se ha optado por imprimir una mano derecha, debido a la gran mayoría de personas diestras que existen frente a las zurdas. Dentro de la carpeta STL se presentan cuatro alternativas. "All", "Common", "Right" y "Left". "All" y "Common" son formatos para una impresión de estilo maqueta. Es decir, una sola pieza. Mientras que "Right" y "Left" son modelos disgregados en piezas.

Llegados a este punto, se observa que no existen cinco tipos de dedos, sino que solo hay tres diseños diferentes de dedos: "IndexFinger", "Thumbfinger" y "OtherFinger"

Esto es debido a que, en un esfuerzo de ahorrar espacio, agregar dinamismo y estética se ha optado por que los dedos corazón, anular e índice tengan el mismo diseño y posteriormente enlazados mediante un árbol de levas. Su origen surge a raíz de considerar la funcionalidad de esos tres dedos como apoyo a la hora de agarrar objetos. En el día a día y para funciones básicas utilizamos la pinza (unión entre pulgar e índice) para la mayoría de las cosas, el resto de los dedos suelen ser un apoyo para mejorar la sujeción. Está claro que para actividades más específicas como es escribir en el ordenador, tocar el piano...etc esta funcionalidad nos deja un poco limitados. No obstante, hay que tener en cuenta que existen varios factores estrechamente relacionados que limitan los diferentes diseños: dinero, complejidad de entrenamiento, alimentación y tamaño.

Una independencia total de los dedos implicaría una mayor complejidad a la hora de controlar la mano y por supuesto un motor asociado a cada dedo, esto obliga a introducir dos motores a mayores, por lo que se tendría una mano más grande además se necesitaría de una batería con mayor potencia para todos los motores, asimismo, mayor potencia implicará más coste y muy seguramente mayor peso y tamaño de esta. Al quitar dos motores, se disminuye el tamaño, la potencia de la batería necesaria y se aumenta la facilidad de aprendizaje, aunque, se pierde funcionalidad. Si se quisiera meter todos los motores en menor espacio para una funcionalidad completa se necesitaría diseños muy específicos y motores pequeños pero potentes lo cual aumenta mucho más el coste perdiendo el sentido del objetivo del TFG.

Se observa esta pequeña bajada de funcionalidad, pero todos los pros a raíz de ella y se consideró perfecta para nuestro objetivo.

Una vez seleccionadas las piezas que se van a imprimir es muy importante, aparte de tener bien calibrada la impresora 3D [anexo 1] configurar los parámetros de impresión. Una buena configuración de los parámetros de impresión facilitará mucho el posprocesado y montaje final.

Por lo que hay que poner especial cuidado en esta parte. Será necesario diferenciar entre dos tipos de objetos a imprimir: piezas grandes y con poco detalle y piezas pequeñas y mucho detalle.

La configuración de los parámetros entre ambas es diferente, porque, aunque se pueda utilizar la configuración de las piezas pequeñas en las grandes esto provocará tiempos de impresión de 16/18h o incluso más. Es bastante probable que se tenga que imprimir más de una vez la misma pieza, se rompe porque no se haya dado el suficiente relleno, las piezas no encajan, se postprocesa mal (este último ha sido el más decisivo en esta situación en particular. Una primera configuración óptima podrá ahorrar mucho tiempo.

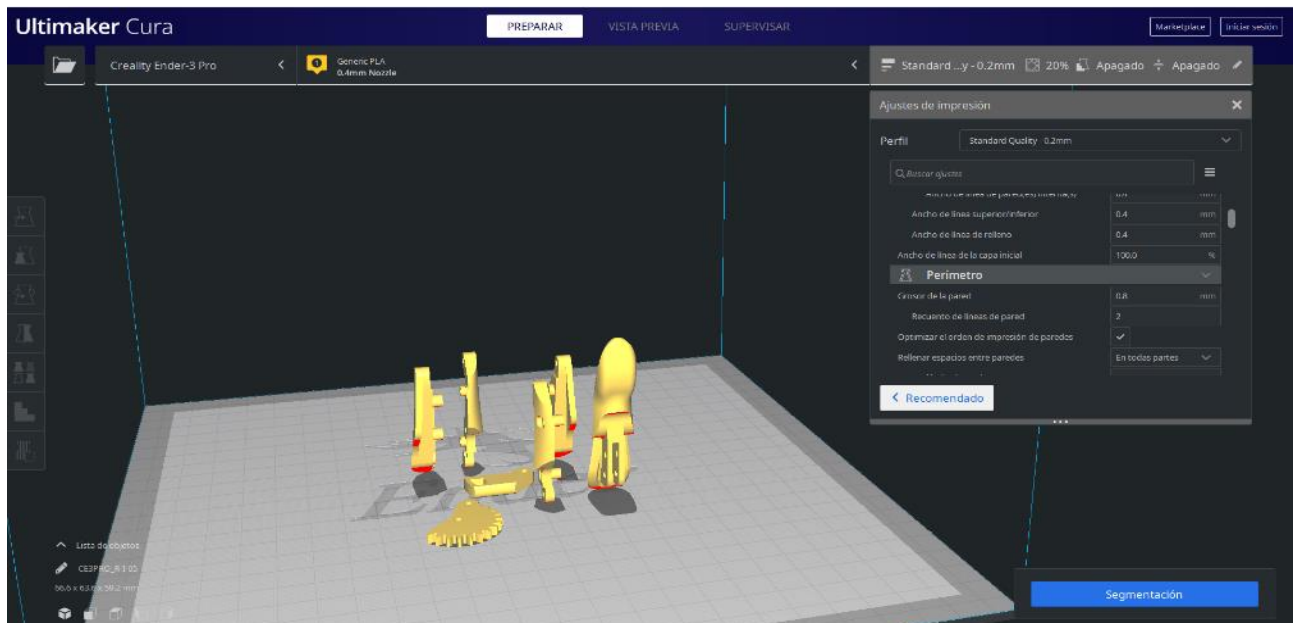


Figura 24: Interfaz CURA

Existen muchos tipos de parámetros a la hora de imprimir como se puede observar en la figura 24. Un total de 83 parámetros a modificar según el perfil de impresión seleccionado. Es verdad que existe un perfil más a nivel usuario en el que solo tienes que modificar la altura de capa, velocidad de impresión...etc, no obstante, este tipo de perfiles son para impresiones sencillas y de bajo nivel. Es necesario conocer y familiarizarse con perfiles más precisos para el tipo de actividad en el que nos encontramos.

Una vez realizada la configuración previa [anexo 2] donde se configura la impresora 3D, tipo de material y perfil de impresión (en este caso custom selection) se configuran los siguientes parámetros:

- **Velocidad de impresión:** para figuras que requieran un nivel alto de detalle o complejas se utilizará una velocidad de 25mm/s para piezas grandes como la palma o tapas superiores 50mm/s.
- **Temperatura:** como se utiliza PLA, la mejor configuración es una temperatura de impresión de 200°C y una temperatura de la cama caliente de 50°C. Estos parámetros no son universales, el fabricante te da los parámetros que mejor se ajustan al material que compras.
- **Altura de capa:** para piezas pequeñas y de alto detalle se colocará una altura de capa de 0.2 mm para piezas más grandes la máxima posible, en este caso 0.3 mm.
- **Velocidad de retracción:** 25mm/s.
- **Distancia de retracción:** 6.5 mm.
- **Velocidad de desplazamiento:** 150 mm/s.

- **Relleno:** dependiendo de las piezas si son más pequeñas se elegirá un 70%/100% para una mayor resistencia. Si son piezas grandes se puede elegir un 50% la cual va a dejar piezas bastantes resistentes.
- **Capa Inicial:** siempre se utilizará la máxima, 0.3 mm para una mayor adherencia a la cama caliente
- **Adherencia de la placa:** un error habitual es que las primeras capas no se adhieran a la cama de la impresora y acaben despegándose, destrozando la impresión. Para evitar eso hay que colocar una buena temperatura de cama caliente (si es que la tienes) si no, es bastante útil utilizar el modo de adherencia. De todos los modos de adherencia el más fiable es del de balsa.
- **Soporte:** este es otro de los parámetros más importantes de una impresora 3D, en el momento que se inicia en la impresión de piezas un poco más complicadas, va a ser necesario generar soportes para levantarlas y que no se derrumben. Existe una gran diversidad de soportes, desde unos muy personalizados, con diversas formas y con múltiples rellenos a unos por defecto. Es vital elegir una buena colocación de la pieza respecto a la base, debido a que condicionará a la hora de generar los soportes.

Dentro de los soportes automáticos que nos ofrece CURA se puede encontrar la opción de “En todos los lados” y “Desde la base”. La configuración en todos los lados asegurará generar los soportes necesarios si no tienes mucha experiencia imprimiendo. No obstante, es bastante probable que genere soportes innecesarios y se gaste más tiempo y material [4].

Como patrón se ha utilizado el triangular, debido a que es una de las formas geométricas más consistente y que va a gastar una menor cantidad de material.

- **Expansión horizontal:** el PLA tiende a dilatarse o encogerse dependiendo de diversos factores externos. Este parámetro ayuda a encajar piezas. Con expansión negativa se encoge el objeto y con la positiva lo “inflamos”. No hay una configuración precisa para este parámetro. Es posible que haya que imprimir la pieza varias veces hasta encontrar una configuración adecuada. Lo más adecuado, es que cuando haya que imprimir dos piezas que deban ensamblarse y al imprimir no encajen, se mida el tamaño que deberían tener y el tamaño que realmente tienen y aplicar el factor de corrección correspondiente para lograr realizar el ensamblado.

En él [anexo 3] se encontrará una explicación más detallada de todos los parámetros mencionados anteriormente. No son configuraciones universales, cada impresora, material y condiciones ambientales va a necesitar un tipo de configuración.

2.2. POSPROCESAMIENTO DE MATERIALES IMPRIMIBLES

Uno de los objetivos principales perseguidos es funcionalidad y estética. Para conseguir el último punto es necesario realizar un posprocesamiento. Un tratamiento que se le aplicará a cada una de las piezas para darles un buen acabado. En un mundo ideal, las impresiones en 3D saldrían listas para usar. Pero, como cualquier propietario de una impresora 3D sabe, no siempre es así. Al eliminar elementos de soporte han dejado marcas desagradables en las superficies de los objetos impresos.



Figura 25: Ejemplo de material posprocesado versus no posprocesado

Este apartado, aunque no sea muy técnico es bastante importante si se quiere obtener una prótesis profesional y que el usuario que la vaya a utilizar esté cómodo.

En la figura 25 se puede observar lo que se quiere conseguir posprocesando. Por la forma de impresión, es bastante visible las diferentes capas de las que se

compone el objeto. La idea principal del posprocesado será eliminar las diferentes alturas y suavizar el objeto.

Pasos:

1. **Limar/lijar la superficie levemente:** es posible que la pieza tenga demasiadas imperfecciones por lo que hay que lijar y suavizar la zona antes de aplicar la resina epoxi
2. **Aplicar resina epoxi:** posteriormente, con la resina epoxi se rellena las diferentes alturas de capa de la pieza alisándola.
3. **Limar/Lijar de nuevo:** si al aplicar el epoxi han quedado algunas burbujas o zonas con demasiada resina hay que eliminarlas.
4. **Rociar con Spray de Imprimación:** de esta manera se asegura de que la pintura utilizada se adherirá correctamente
5. **Pintar** con spray o pintura de cualquier tipo.
6. **Aplicar pintura transparente** para un acabado final brillante

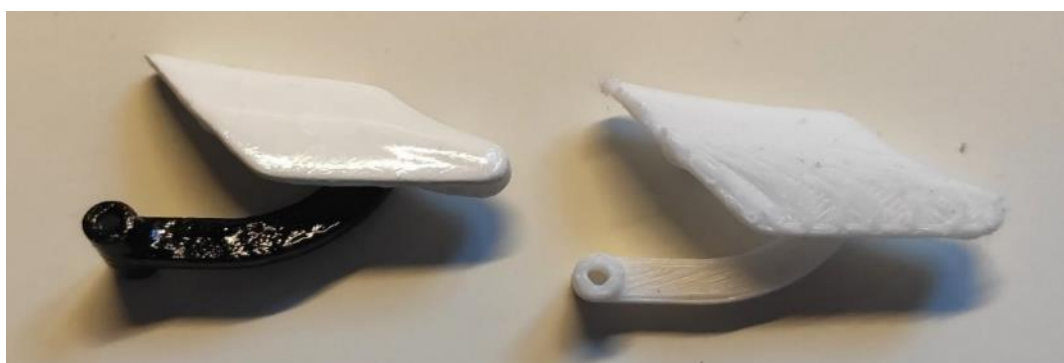


Figura 26: Pieza R-O-2 posprocesada versus sin procesar

En él [anexo 4] se puede consultar la información completa de materiales necesarios, consejos, errores típicos etc.

2.3. OBTENCIÓN DE LOS MATERIALES NO IMPRIMIBLES

Además de los materiales imprimibles, se debe obtener el resto de los componentes. La empresa Exii coloca a disposición del que quiera un documento Excel llamado “HACKberry_BOM_v2.xlsx” en el que proporciona información de todos los materiales no imprimibles que se van a necesitar. Incluso proporciona enlaces de compra para cada uno de ellos. Asimismo, existe la posibilidad de contactar con la empresa y pedirle todos los materiales no imprimibles. En este caso, se ha elegido por comprar cada una de las piezas independientemente.

Conjunto	Componente	Cantidad	Descripción	Precio	Total	Enlace
Mano	Muelle helicoidal	1	Pack de muelles genéricos que luego se cortaron	1.30€	1.30€	Bazar
	Muelle de torsión	1	Sacado de una pinza de la ropa pequeña			
	Bolas de acero	1	Esferas de ¼ de diametro	5€	5€	[E.1]
	Tornillos ⁽¹⁾	2	Pack de tornillos	9.59€	19.18€	[E.2]
	Pasadores Largos	7	16.06 mm	Se tomaron unas puntas de acero anchas y se cortaron con la dremen		
	Pasadores Cortos	9	9.00 mm			
	Servomotor (pequeño) ⁽²⁾	2	23x12x28 mm	12.99€	25.98€	[E.3]
	Servomotor (grande)	1	167 x 62 x 39 mm	25.78€	25.78€	[E.4]
	Bobina PLA	2	1.75 mm	22.99€	45.98€	[E.5]

Micro	Arduino nano	1	Microprocesador	24€	24€	[E.6]
Elementos adicionales	Crimpadora	1	Pack para creación de conexiones seguras	39.99€	39.99€	[E.7]
	Cableado	1				
	Conectores macho hembra Arduino	1				
	Conectores Jack 3.5mm macho	1	Pack de conectores Jack 3.5 mm macho	12.99€	12.99€	[E.8]
	Conectores Jack 3.5mm hembra	1	Pack de conectores Jack 3.5 mm hembra	8.49€	8.49€	[E.9]
	Conector Jack 3.5 mm Codado	1	Conector para la alimentación del sistema Electromecánico	8.39€	8.39€	[E.10]
	Conectores USB	1	Extremo de las alimentaciones del proyecto	6.99€	6.99€	[E.11]
	PCB	1	Pack de PCBs de soldadura de diferentes tamaños	19.99€	19.99€	[E.12]
	Destornilladores	1	Pack de destornilladores	11.99€	11.99€	[E.13]
Materiales de posprocesado	Spray de imprimación	2	Spray de imprimación blanco para posprocesado de piezas	8.44€	16.88€	[E.14]
	Spray de pintura	2	Botes de pintura	5.20€	10.40€	[E.15]
	Resina Epoxi	2	Resina epoxi especial para posprocesado de piezas 3D	19.00€	38.00€	[E.16]
	Pinceles	1	Material necesario para posprocesar de forma adecuada	5.89€	5.89€	[E.17]
	Disolvente	2	Disolvente para limpiar los pinceles después de usar Epoxi	12.99€	25.98€	[E.18]
Total						353.26€

- (1) Existen diversos tamaños de tornillos que se necesitan, se especifican todos en el Excel, en vez de ir comprando cada tamaño, se eligió una caja de tornillos que contenían una gran diversidad de los tornillos que serían necesarios.
- (2) No se encontró el que proponía la empresa Exiii y se cambió por otro que tuviera dimensiones muy similares

Además de los objetos estrictamente necesarios, se compraron otros objetos que facilitaron mucho el trabajo como fue el [E.13]. Muy valorado y utilizado para el apartado 2.5 del documento.

2.4. ELEMENTOS Y DISPOSITIVOS UTILIZADOS

Para la realización de la prótesis han sido necesarios elementos adicionales para construir e implementar los diferentes sistemas.

1. **Calibre:** utilizado para el primer proceso de montaje, calibración de la impresora 3D, calibración de las piezas 3D y medidas para la obtención de las piezas no imprimibles.
2. **Multímetro:** imprescindible para testeo
3. **Destornilladores de estrella pequeños:** necesarios para el montaje electromecánico
4. **Lija, resina epoxi, spray de imprimación, pinceles, pintura, disolvente, guantes:** utilizados en el proceso de posprocesado de las piezas 3D [anexo 4].
5. **Fuente de alimentación:** alimentaciones de nuestros circuitos de prueba
6. **Estañador y filamento para estañar:** utilizado para implementar los circuitos de PCB de soldadura.
7. **Fuentes de alimentación portátiles:** necesario para alimentar a nuestro sistema al final.
8. **Multiherramienta:** usado para generar agujeros, cortar PCBs y lijar piezas.
9. **Tijeras de electricista:** necesario para pelar cables y generar nuevas conexiones. Para esta tarea se puede utilizar también un mechero (dependiendo de la anchura de los cables a eliminar el aislante).

10. **Soporte placas PCB:** mantienen la PCB elevada e incluso proveen de una lupa de aumento para realizar las soldaduras de forma más precisa.

2.5. PIEZAS DISEÑADAS E 3D PARA LA INTERCONEXIÓN

El problema central estaba en que los motores y otros componentes que el diseño original perseguía no estaban disponibles o no fueron encontrados. Para poder construir el prototipo se tuvo que modificar levemente alguna pieza existente o incluso crear componentes.

Todas las piezas mencionadas a continuación quedarán disponibles en un archivo comprimido junto a la memoria del proyecto.

2.5.1. MODIFICACIÓN PIEZA R-T-03 Y R-T-06

El origen de esta modificación surge a raíz de que el motor que especificaba el fabricante no se encontró en el mercado. El modelo requerido como el servomotor pequeño era el ES08MD. En la figura 27 se puede ver una comparativa de dimensiones entre ambos dispositivos

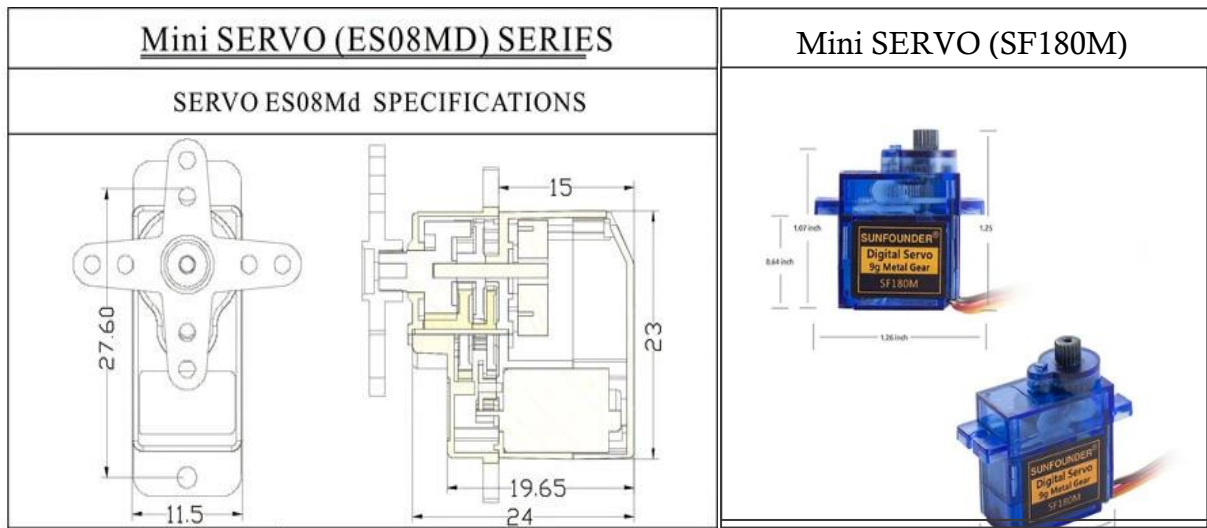


Figura 27: características físicas Servomotor ES08MD versus Servomotor SF180M

En el mercado de servomotores disponibles el servo SF180M era el que más se acercaba a las características físicas en ese momento. El problema apareció en el momento que ese servo se utilizó para ensamblar el dedo pulgar. Resultó ser unos milímetros más alto por lo que no terminaba de encajar a la perfección y no funcionaba correctamente.

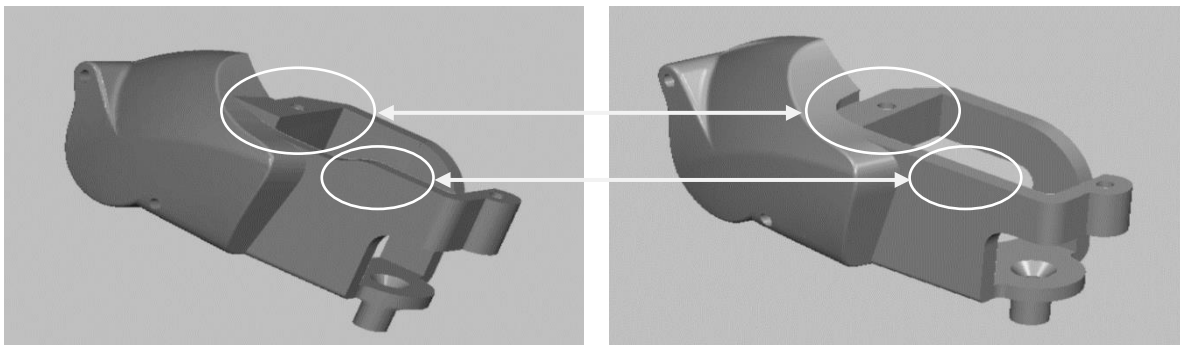


Figura 28: Pieza R-T-03-Modificada versus pieza R-T-03

Se realizó la parte de encaje del servomotor (señalada en la figura 28) los mm necesarios y se solucionó. Asimismo, los milímetros adicionales en altura del servomotor tuvieron su repercusión en su pieza homogénea de encaje (R-T-06) por lo que se tuvo que modificar también. La modificación que se realizó fue rebajar esa zona los mm que se tuvo que subir en el otro lado.

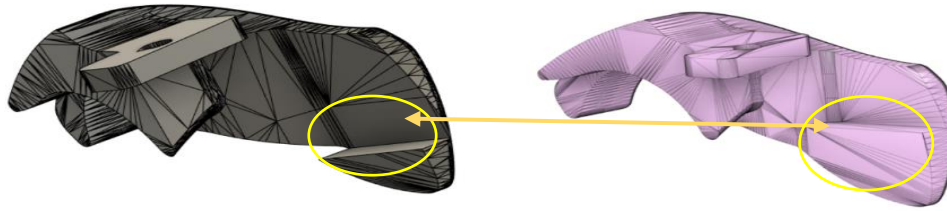


Figura 29: Pieza R-T-06-Modificada versus pieza R-T-06

2.5.2. NUEVOS ELECTRODOS

Los electrodos heredados del proyecto anterior tenían signos del paso del tiempo demasiado visibles por lo que se fabricaron otros de nuevo. En este caso, y con los conocimientos de diseño 3D se realizó un modelo 3D para resguardar el contacto. Este resguardo será en un compartimiento que pueda ser desvelado en cualquier momento para posibles modificaciones o incluso revisar si algún cable se suelta debido al uso y deterioro.

Este proyecto constará de dos pares de piezas diferentes. Una para el modelo de electrodo diferencial y otra para el electrodo neutro.

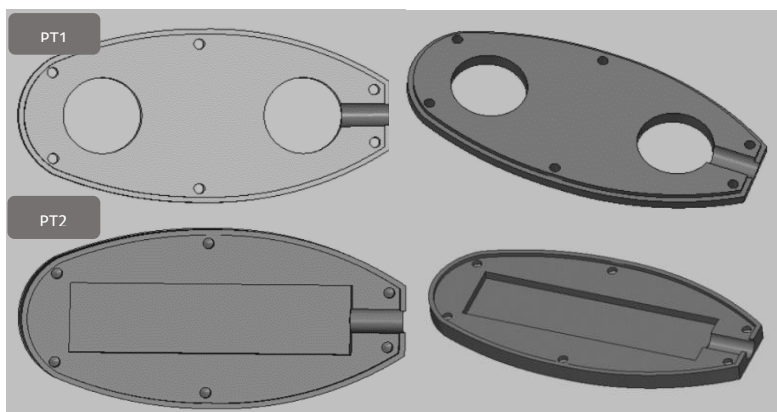


Figura 30: Pieza electrodo diferencial

El diseño es similar a una caja. Una pieza para contener el objeto en particular y la tapa. La lógica es la misma. La “tapa” de los electrodos diferenciales es la pt1 y el contenedor de los electrodos diferenciales es la pt2. La lógica para el electrodo de tierra va a ser la misma.

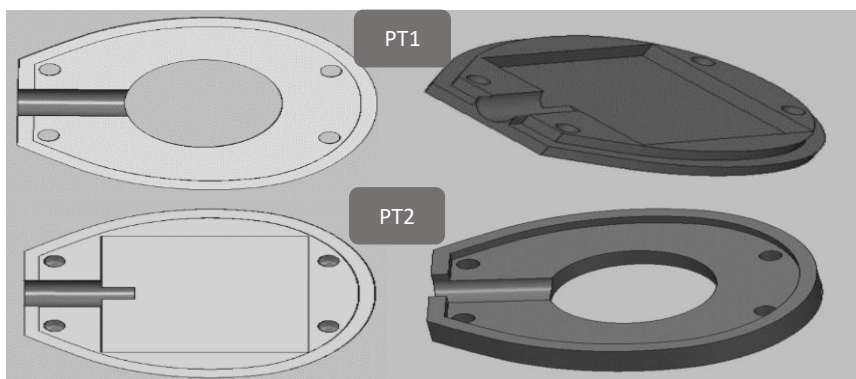


Figura 31: Pieza electrodo neutro

Como resultado final se obtendrá:



Figura 32: Electrodo de contacto

2.5.3. CAJA PARA EL ARDUINO

En una primera versión del sistema se diseñó una caja especial para contener el Arduino para encajarla en la pieza R-H-02

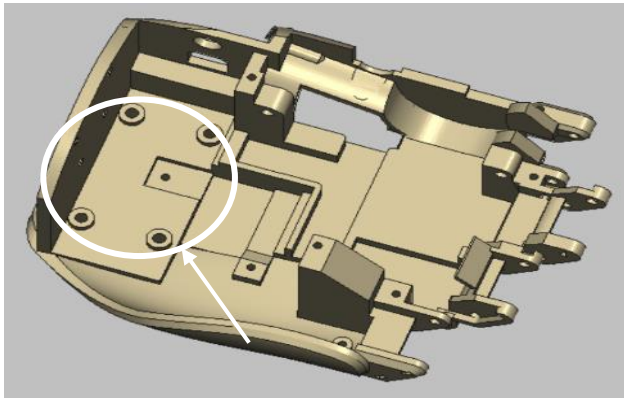


Figura 33: Lugar de la pieza caja para el Arduino

No obstante, a medida que el proyecto iba avanzando se desechó la idea debido a todo el conexionado que había que realizar. Se optó por la opción de la PCB de soldadura.

Queda diseñada para posibles proyectos futuros que pueda ser de utilidad.

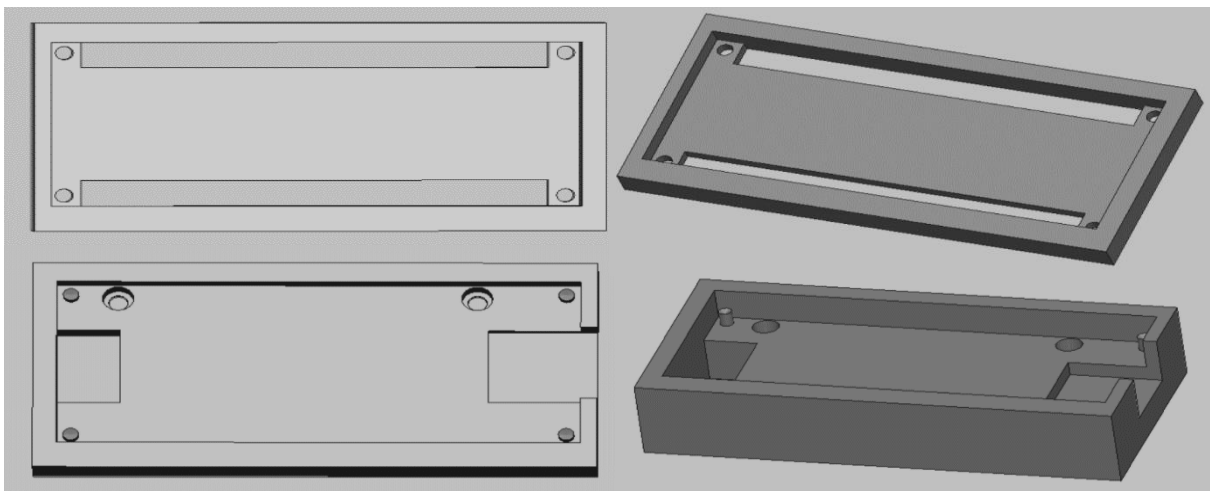


Figura 34: Pieza caja para el Arduino

2.5.4. BOTÓN

Una vez implantado el botón en nuestra PCB de soldadura, es necesario alguna forma para presionar el botón cuando la tapa de la palma esté colocada. En el diseño original la pieza R-H-15 dispone de una rejilla para la utilización de botones. Aprovechando el modelo original se diseña una pieza con las medidas del botón para poderlo presionar desde fuera.

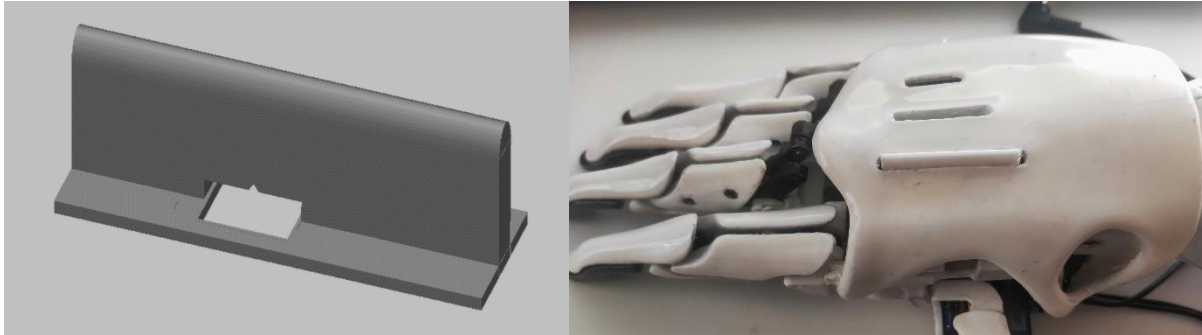


Figura 35: Diseño 3D e implementación botón de cambio de modo

2.6. MONTAJE Y PLANOS PARA LA IMPLEMENTACIÓN DE LOS DEDOS

En la página web de la empresa Exii [5] se encuentran planos para el montaje de cada una de las partes. En el proceso un objeto muy recurrente serán los tornillos los cuales se indica en cada uno de los planos cuales son [E.2] del apartado 2.3.



Figura 36: Dedos mano mioeléctrica

Asimismo, se ha realizado un mapa conceptual de todas las piezas que componen la prótesis como una ayuda imprescindible para la organización de la impresión. el anexo 5 pueden consultarse estos planos. A la hora de realizar el montaje y organizar las diferentes impresiones resultan bastante funcionales.

2.6.1. DEDO PULGAR

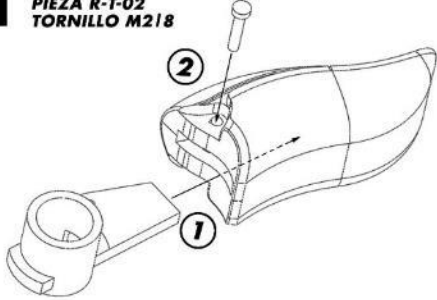
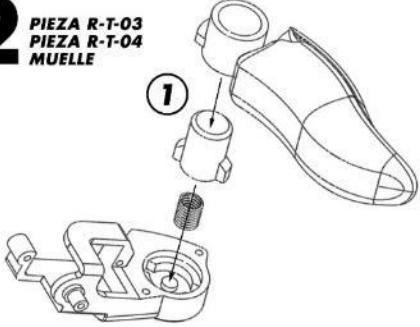
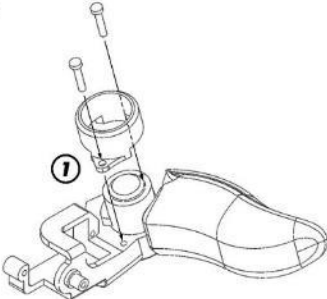
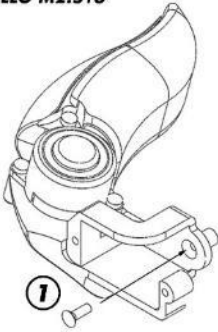
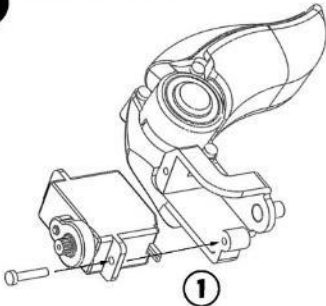
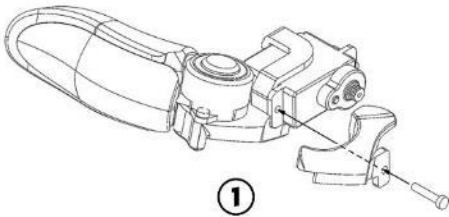
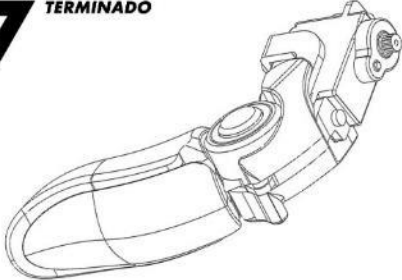
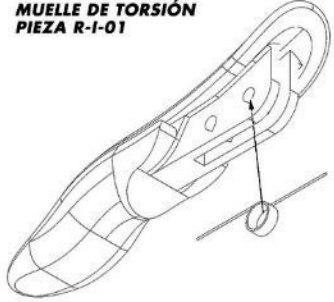
<h1>DEDO PULGAR</h1>									
<p>1 PIEZA R-T-01 PIEZA R-T-02 TORNILLO M2/8</p> 	<p>2 PIEZA R-T-03 PIEZA R-T-04 MUELLE</p> 								
<p>3 PIEZA R-T-05 X2 TORNILLOS M2/8</p> 	<p>4 TORNILLO M2.5/6</p> 								
<p>5 SERVOMOTOR SF180M TORNILLO M2/10</p> 	<p>6 PIEZA R-T-06 TORNILLO M2/10</p> 								
<p>7 TERMINADO</p> 	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center; padding: 2px;">ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">DPT. DE ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA</td> <td style="text-align: center; padding: 2px;">TIPS Y OBSERVACIONES</td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="padding: 2px;">UNIVERSIDAD DE VALLADOLID</td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="padding: 5px;"> <ul style="list-style-type: none"> - En el paso 1 es necesario que la pieza encaje perfectamente y no oscile, debido a que si oscila la funcionalidad de agarrar objetos no va a poderla realizar como debería. - En el paso 5 tened cuidado y estad seguros de que la pieza sea 100% consistente si el relleno no es el necesario a la hora de introducir el servomotor se romperá - Lo mismo sucede en el paso 6. Las piezas R-T-05 y pieza R-T-06 recomendaria un relleno del 100% y lo mas precisa posible. </td> </tr> </table>	ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN		DPT. DE ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA	TIPS Y OBSERVACIONES	UNIVERSIDAD DE VALLADOLID		<ul style="list-style-type: none"> - En el paso 1 es necesario que la pieza encaje perfectamente y no oscile, debido a que si oscila la funcionalidad de agarrar objetos no va a poderla realizar como debería. - En el paso 5 tened cuidado y estad seguros de que la pieza sea 100% consistente si el relleno no es el necesario a la hora de introducir el servomotor se romperá - Lo mismo sucede en el paso 6. Las piezas R-T-05 y pieza R-T-06 recomendaria un relleno del 100% y lo mas precisa posible. 	
ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN									
DPT. DE ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA	TIPS Y OBSERVACIONES								
UNIVERSIDAD DE VALLADOLID									
<ul style="list-style-type: none"> - En el paso 1 es necesario que la pieza encaje perfectamente y no oscile, debido a que si oscila la funcionalidad de agarrar objetos no va a poderla realizar como debería. - En el paso 5 tened cuidado y estad seguros de que la pieza sea 100% consistente si el relleno no es el necesario a la hora de introducir el servomotor se romperá - Lo mismo sucede en el paso 6. Las piezas R-T-05 y pieza R-T-06 recomendaria un relleno del 100% y lo mas precisa posible. 									

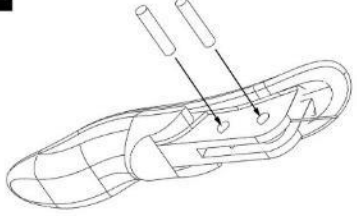
Figura 37: Planos de montaje Dedo Pulgar

DEDO ÍNDICE

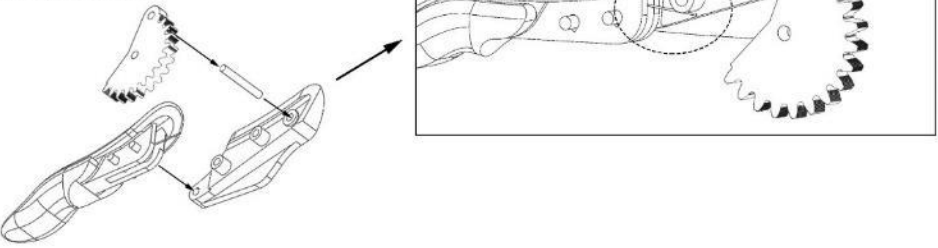
1 MUELLE DE TORSIÓN
PIEZA R-1-01



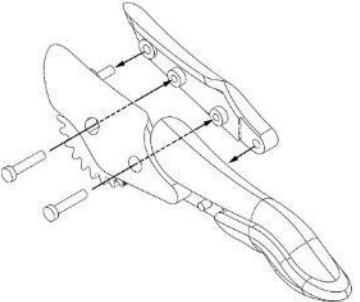
2 X2 PASADOR CORTO




3 PIEZA R-1-02
PIEZA R-1-03
PASADOR CORTO



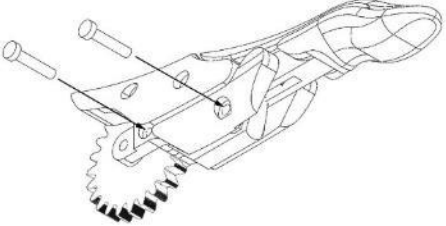
4 PIEZA R-1-04
X2 TORNILLO M2/8



5 PIEZA R-1-05
PIEZA R-1-06
PIEZA R-1-07
PASADOR CORTO



6 X2 TORNILLOS M2/10



ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN	
DPT. DE ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA	TIPS Y OBSERVACIONES
UNIVERSIDAD DE VALLADOLID	
<p>- El paso 3 es de los mas complicados si con ese esquema no te aclaras visualiza el video de la página de la empresa. [5].</p> <p>-Asimismo, es importante pasadores lo suficientemente largos y resistentes</p>	

Figura 38: Planos de montaje Dedo Índice

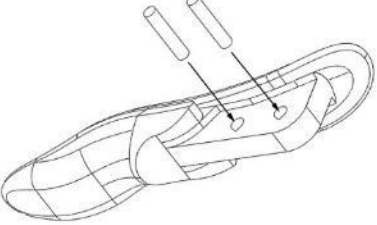
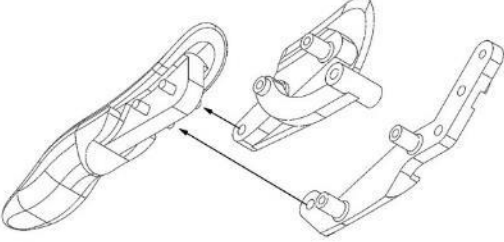
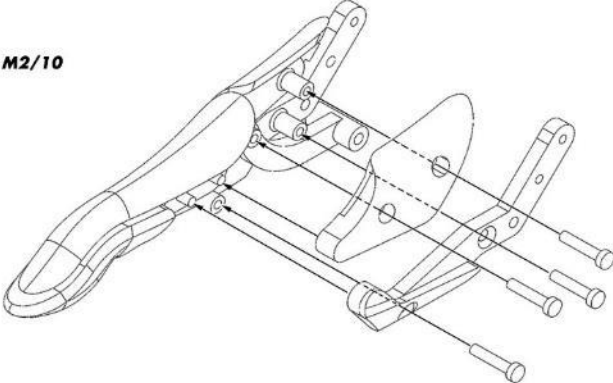
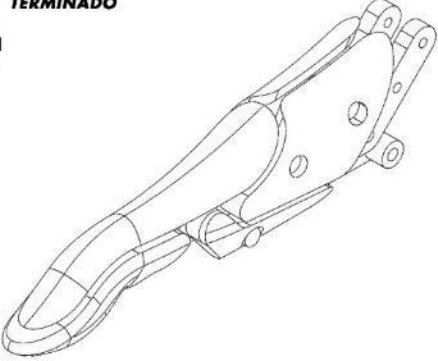
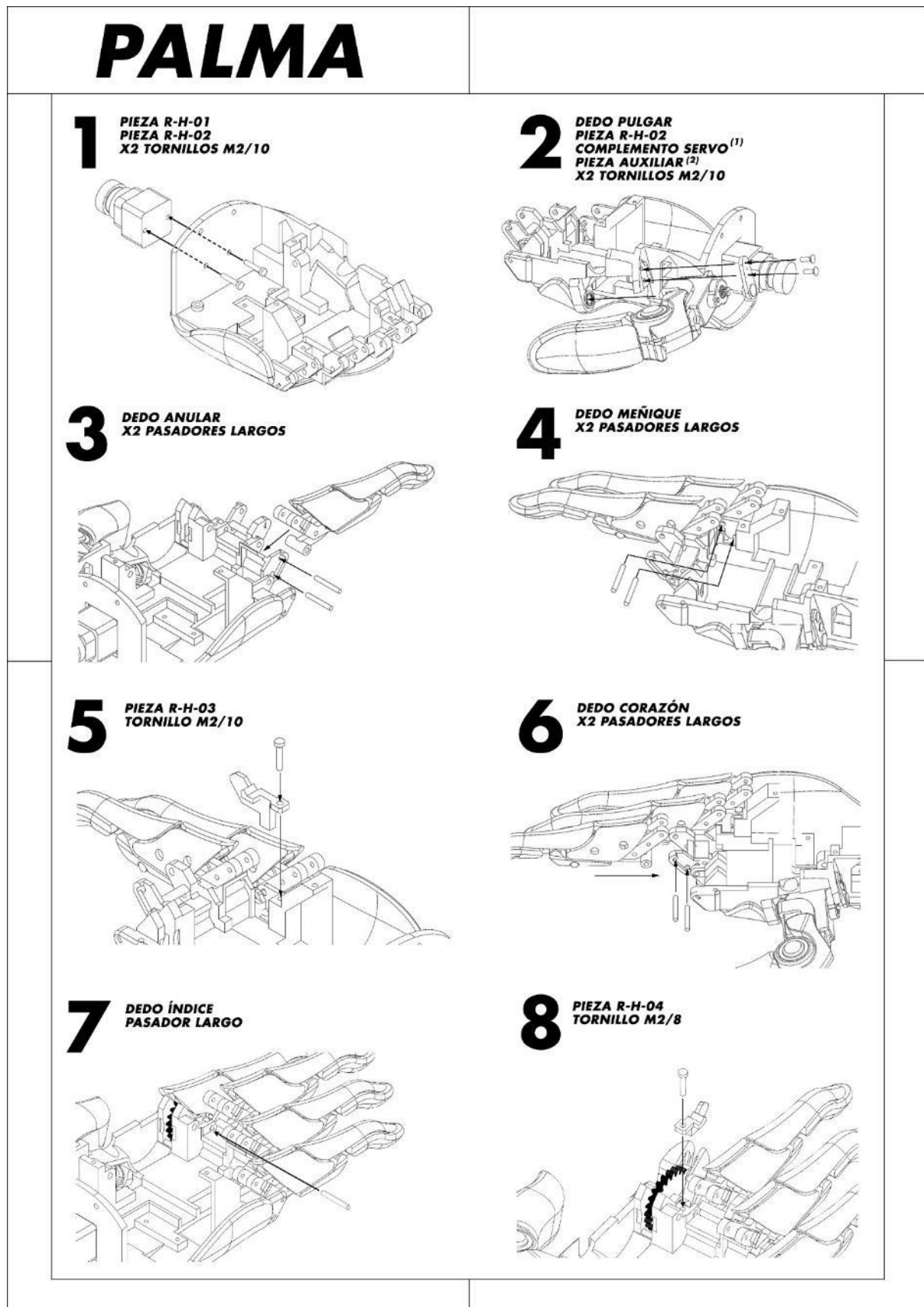
DEDO CORAZÓN ANULAR MEÑIQUE									
<p>1 X2 PASADORES CORTOS PIEZA R-O-1</p> 	<p>2 PIEZA R-O-02 PIEZA R-O-03</p> 								
<p>3 PIEZA R-O-04 PIEZA R-O-05 X4 TORNILLOS M2/10</p> 									
<p>4 TERMINADO</p> 									
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;">ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN</td> </tr> <tr> <td style="width: 60%;">DPT. DE ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA</td> <td style="text-align: center;">TIPS Y OBSERVACIONES</td> </tr> <tr> <td colspan="2">UNIVERSIDAD DE VALLADOLID</td> </tr> <tr> <td colspan="2"> <p>- Primer dedo que se montó, no tiene especial dificultad simplemente tened cuidado con las piezas mas largas debido a que son las mas frágiles. Hacedlas lo mas robustas que podais para que no se rompan al atornillar.</p> </td> </tr> </table>		ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN		DPT. DE ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA	TIPS Y OBSERVACIONES	UNIVERSIDAD DE VALLADOLID		<p>- Primer dedo que se montó, no tiene especial dificultad simplemente tened cuidado con las piezas mas largas debido a que son las mas frágiles. Hacedlas lo mas robustas que podais para que no se rompan al atornillar.</p>	
ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN									
DPT. DE ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA	TIPS Y OBSERVACIONES								
UNIVERSIDAD DE VALLADOLID									
<p>- Primer dedo que se montó, no tiene especial dificultad simplemente tened cuidado con las piezas mas largas debido a que son las mas frágiles. Hacedlas lo mas robustas que podais para que no se rompan al atornillar.</p>									

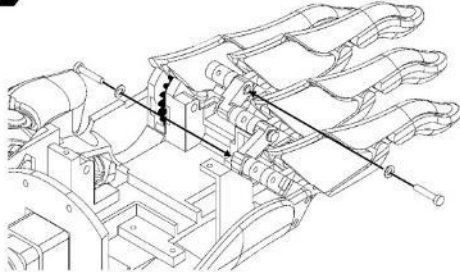
Figura 39: Planos de montaje Dedo Corazón/Anular/Índice

2.7. MONTAJE Y PLANOS MANO COMPLETA

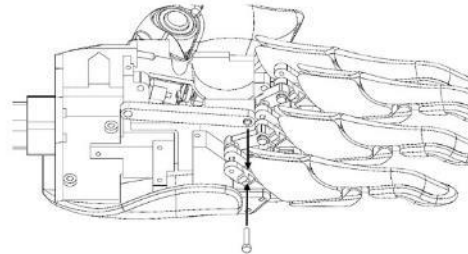
2.7.1 PALMA



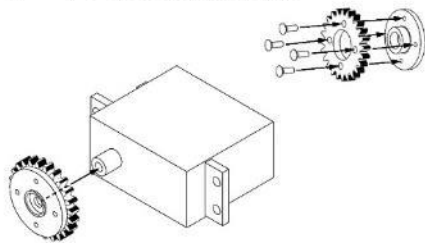
9 X2 TORNILLOS M2/8



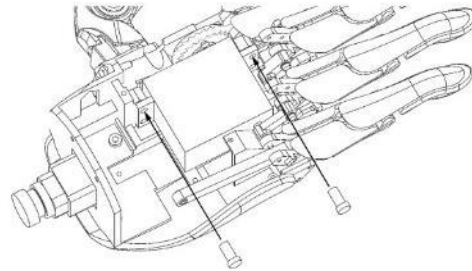
10 PIEZA R-H-07
TORNILLOS M2/8



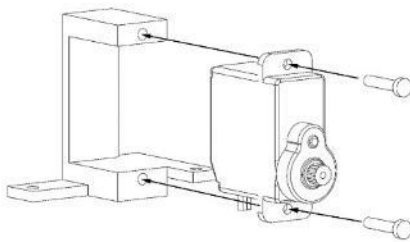
11 PIEZA R-H-08
SERVOMOTOR HD3001HB
COMPLEMENTO SERVOMOTOR
X4 TORNILLOS M2/6



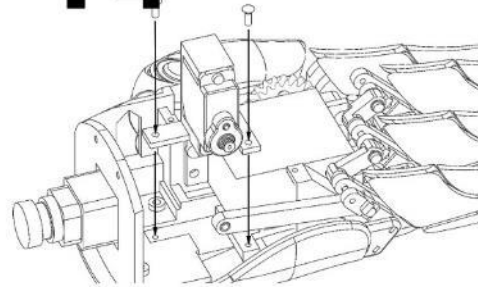
12 X2 TORNILLOS M3/8



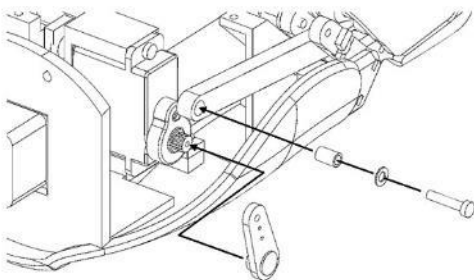
13 PIEZA R-H-09
SERVOMOTOR SF180M
X2 TORNILLOS M2/8



14 X2 TORNILLOS M2/10



15 COMPLEMENTO SERVOMOTOR
X2 TORNILLOS M2/10



16 PIEZA R-H-15
X2 TORNILLOS M2/10

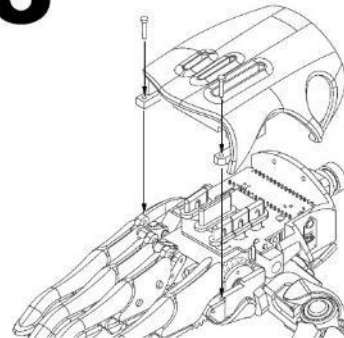


Figura 40: Planos de montaje Palma



(1) En compra de cualquier servomotor en algunos casos se envían complementos para utilizarlos en los montajes. Estos vienen por defecto tanto en el servomotor SF180M como en el HD3001HB.

Figura 41: Complementos Servomotores

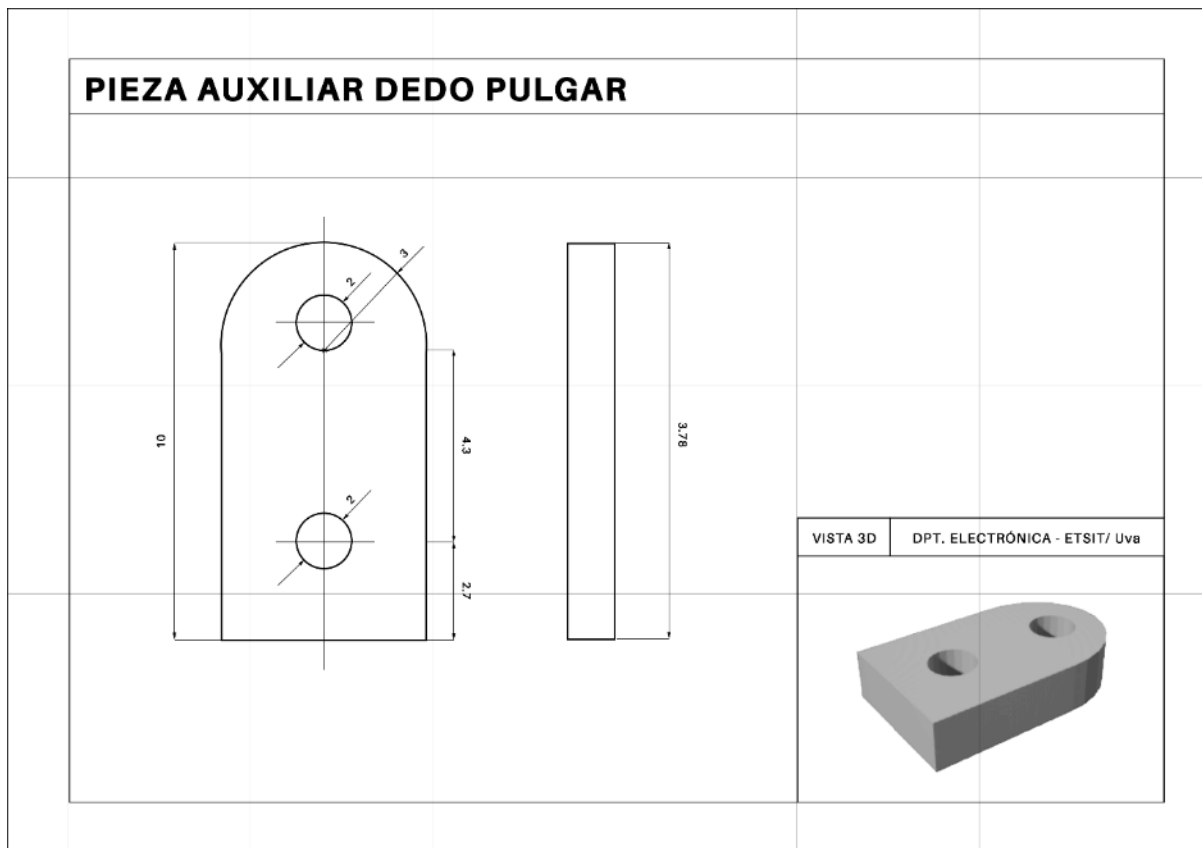
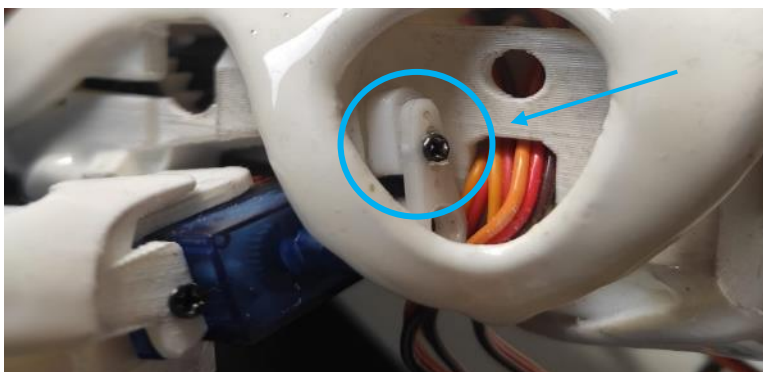


Figura 42: Pieza auxiliar dedo pulgar

(2) Debido a las diferencias de tamaño entre el motor que el fabricante Exii diseñó para el pulgar y el que al final se ha comprado, se ha observado que las piezas no encajaban completamente por lo que se procedió a realizar una pieza extra (figura 42) para un perfecto ensamblaje.



Sin esta pieza el ensamblado del dedo pulgar y la pieza R-H-02 no era el adecuado y no se conseguía un ensamblado compacto entre el dedo índice y el pulgar.

Figura 43: Pieza auxiliar dedo pulgar en el montaje real

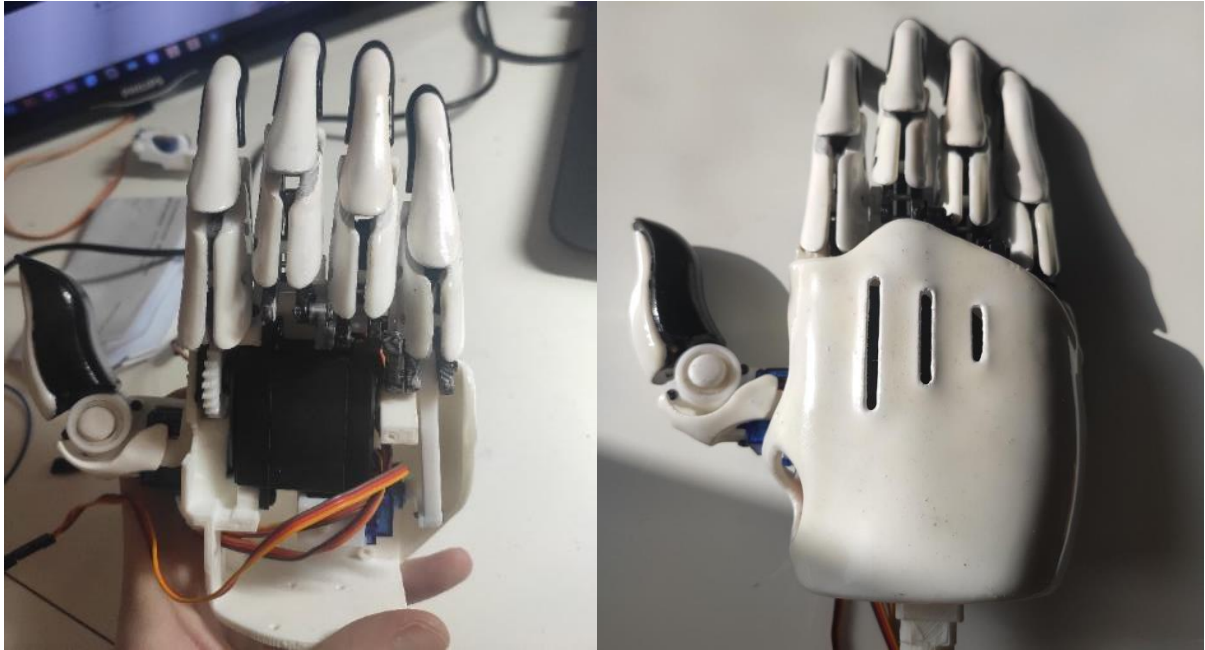


Figura 44: Palma montada

Una vez realizada la palma completa se procede a realizar las primeras pruebas de movimiento. Antes de dejarla completamente terminada serán necesarias pruebas de movimientos independientes. Como puede ser realizar el movimiento del dedo pulgar, el dedo índice y el movimiento de los tres dedos anular/corazón/índice. En esta fase de pruebas fue descubierta la necesidad de una pieza auxiliar debido a las diferencias entre los servomotores SF180M y el ES08MD dimensionalmente.

Una vez finalizado el primer bloque se imprime el segundo bloque (muñeca y el antebrazo). Al final del proceso se obtendrá una pieza única en la que se pueda extraer e introducir como accesorio del primer bloque.



Figura 45: Palma y Antebrazo completo

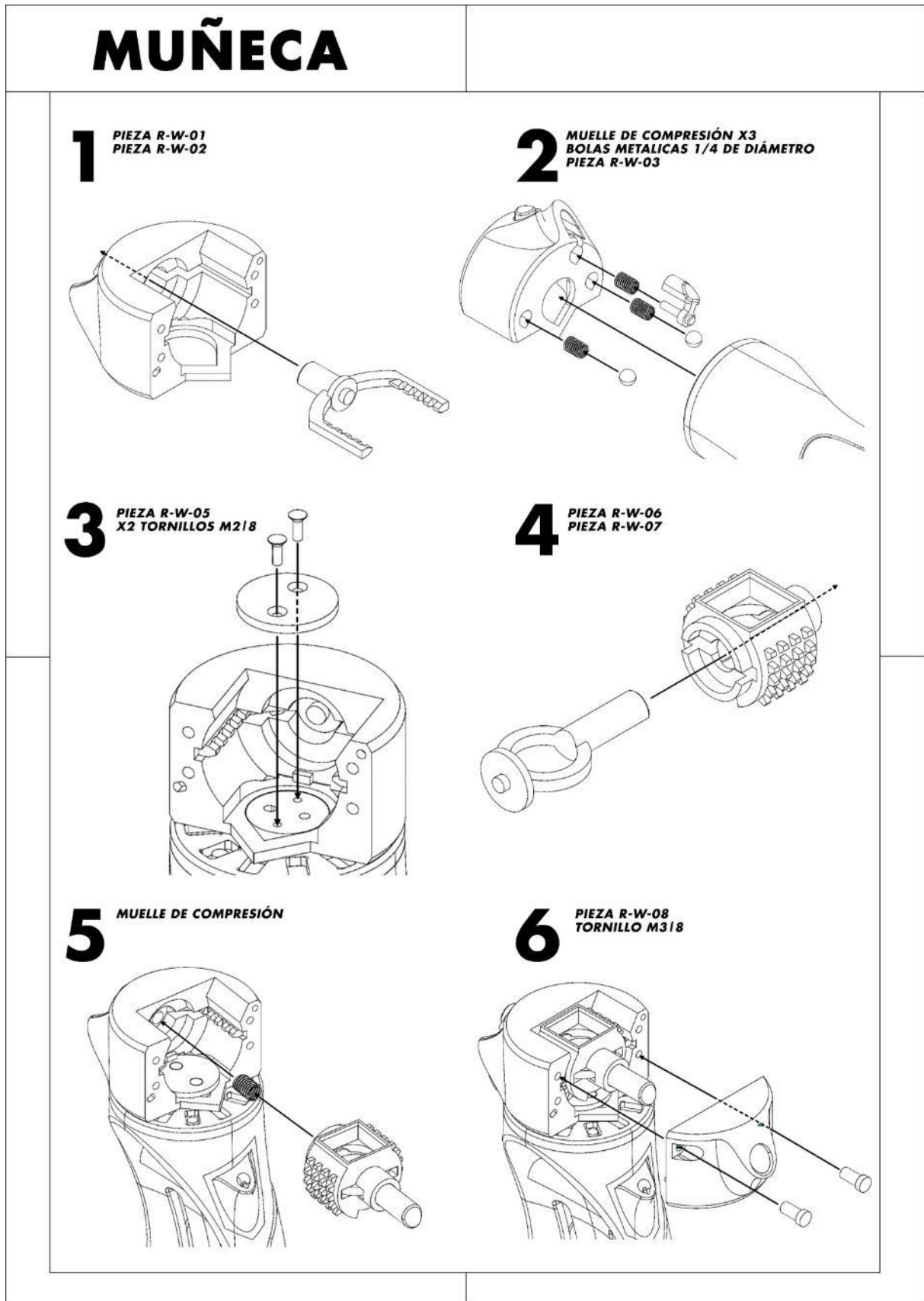
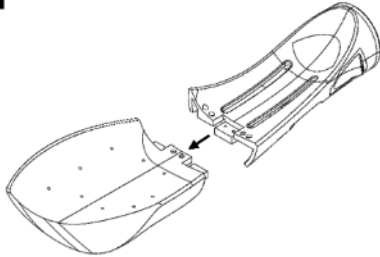


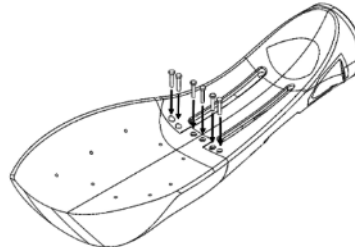
Figura 46: Planos de montaje de la muñeca

ANTEBRAZO

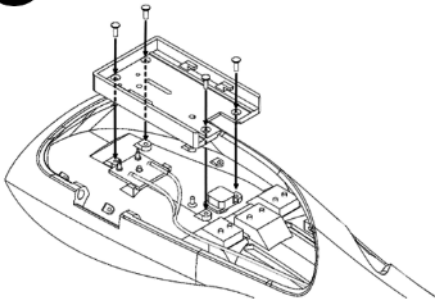
1 PIEZA R-50-01
PIEZA R-50-02



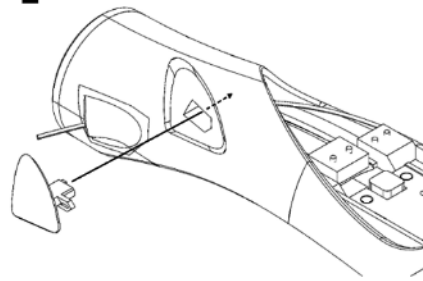
2 X6 TORNILLOS M2/8



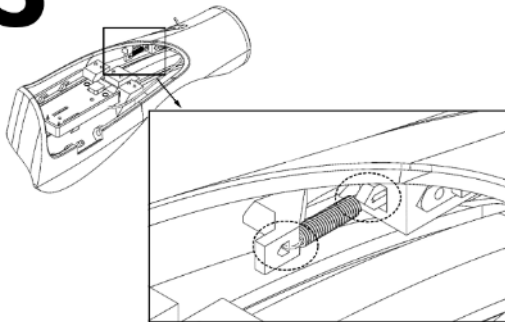
3 PIEZA R-50-03
PIEZA R-50-04
X4 TORNILLOS M2/6



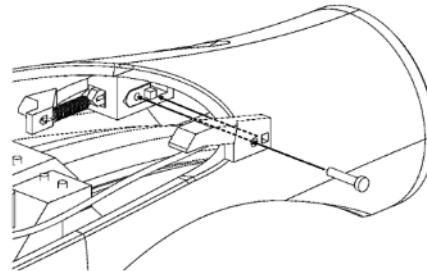
4 PIEZA R-50-05



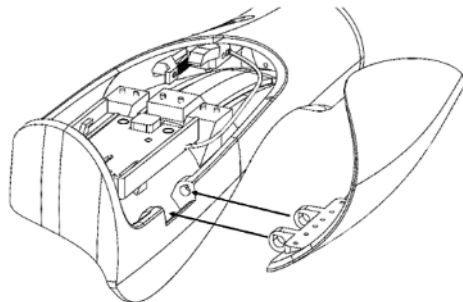
5 MUELLE DE TENSION



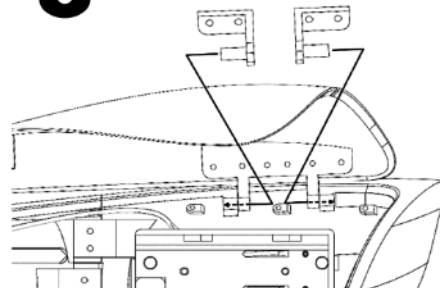
6 PIEZA R-50-06
TORNILLO M2/10



7 PIEZA R-50-07



8 PIEZA R-50-08
PIEZA R-50-09



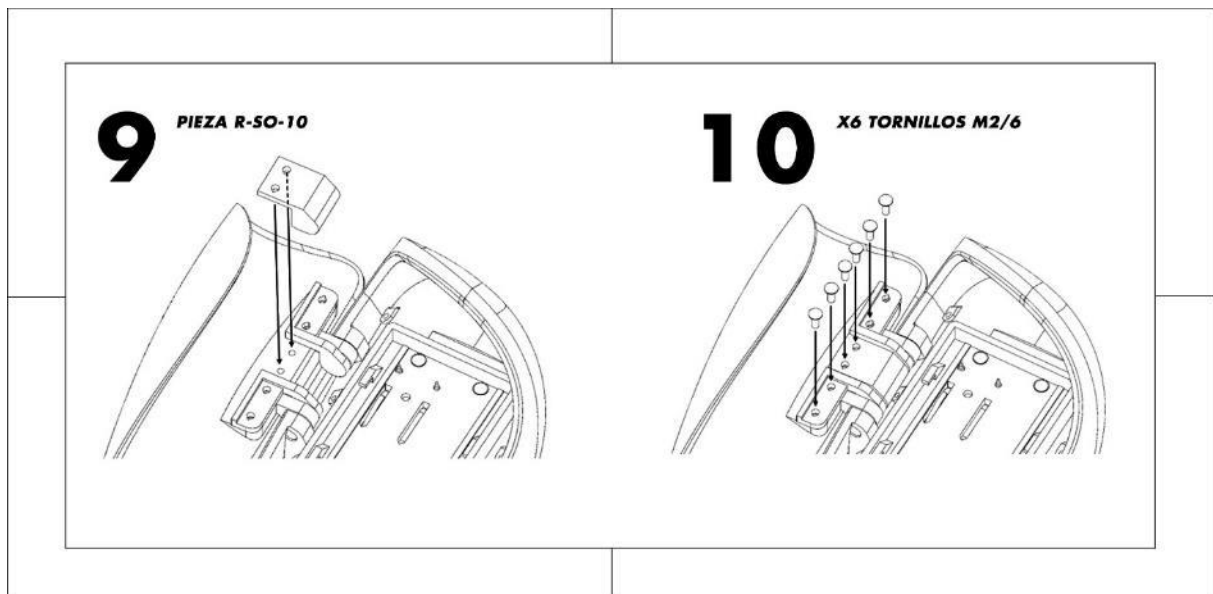


Figura 47: Planos de montaje del antebrazo

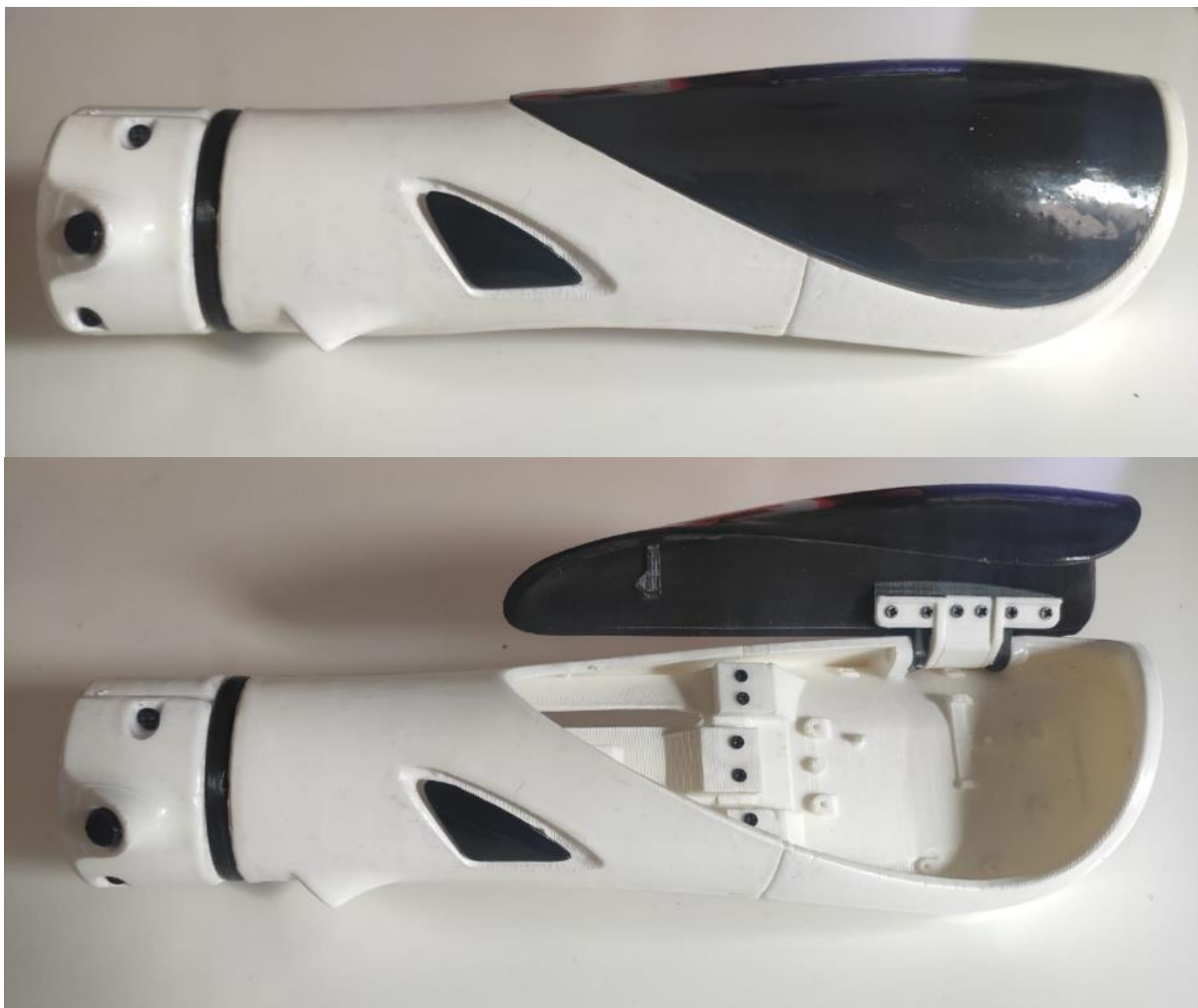


Figura 48: Antebrazo y muñeca ensamblada

2.8. IMPLEMENTACIÓN SOFTWARE

Para implementar la lógica de control a nuestra prótesis utilizaremos el microcontrolador Arduino nano. Cuenta con un total de 22 pines digitales, de los cuales 6 podrán controlar servomotores [6].

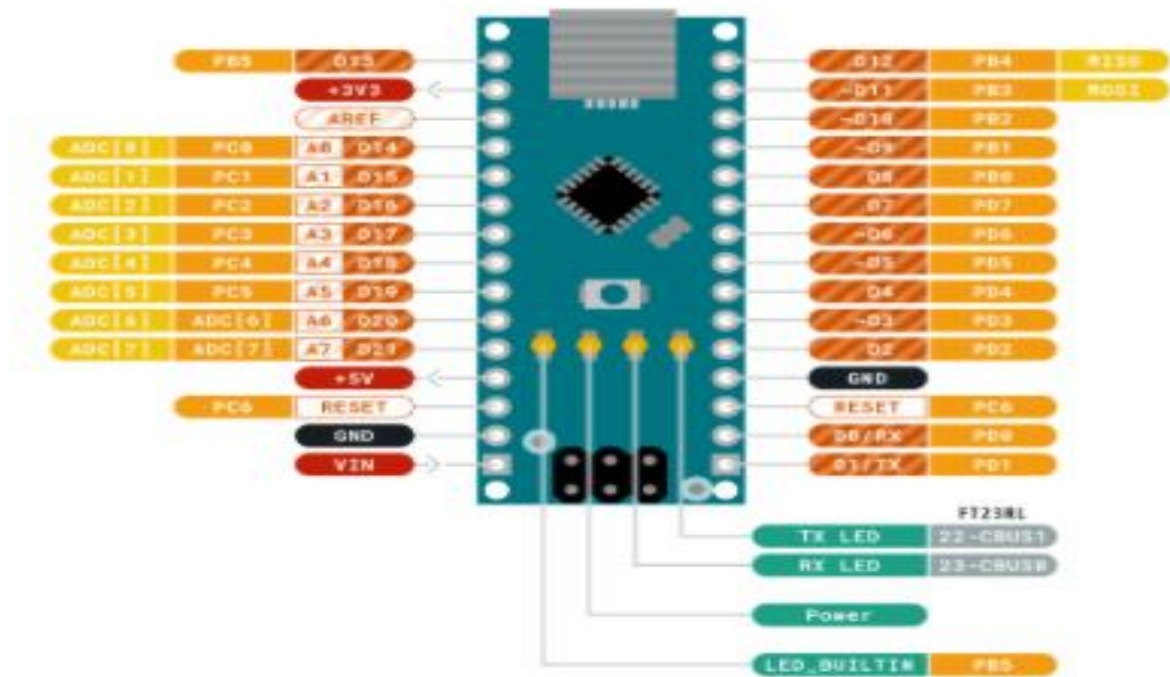


Figura 49: Diagrama de pines Arduino Nano

Estos 6 pines son especiales para el control de servomotores, pines de control PWM. A diferencia de los motores convencionales de continua los servomotores son dispositivos especiales para control de movimientos precisos. Tanto nuestro servomotor SF180M como nuestro HD3001HB son servomotores.

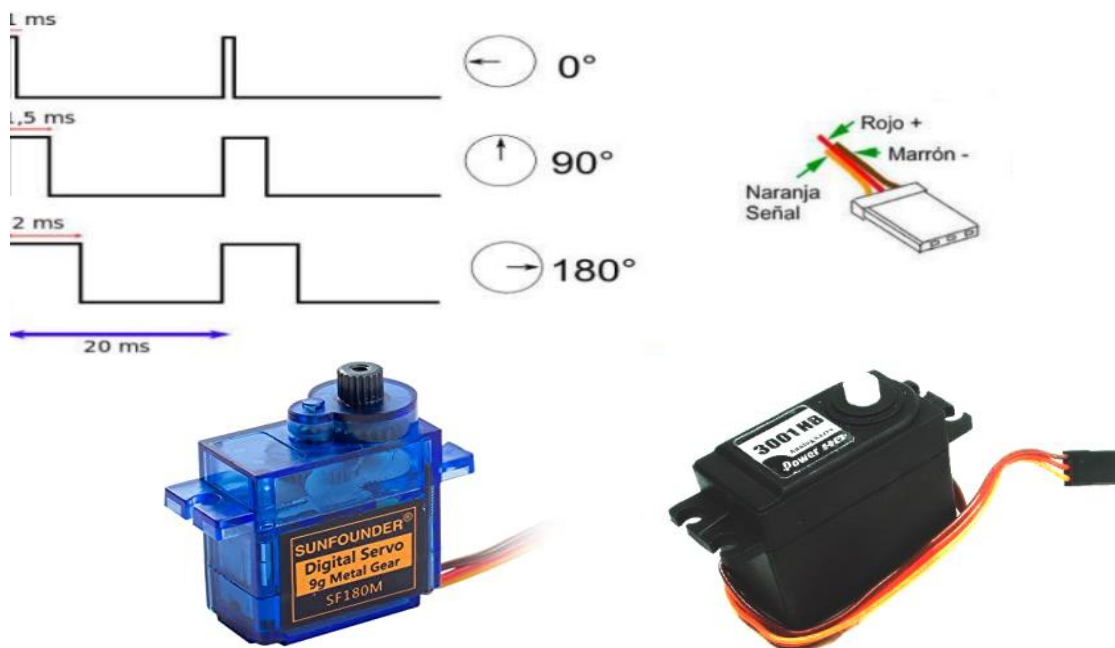


Figura 50: Señal de control PWM y su respectivo cable

Estos funcionan mediante modulación de ancho de pulso (PWM: Pulse Width Modulation). La frecuencia usada para mandar la secuencia de pulsos es de 50 Hz, por lo que cada ciclo dura unos 20ms [7].

Las duraciones de cada pulso se interpretan como comandos de posicionamiento del motor. Sólo se tiene en cuenta su estado en alta, los espacios entre cada pulso son despreciados.

Arduino por defecto es un microcontrolador muy orientado a utilizar servomotores y por lo tanto trae una librería llamada <Servo.h> para facilitarnos su control.

Como se puede ver en la figura 50. Estos motores presentan 3 cables, alimentación, tierra y señal. El conjunto de cables alimentación y tierra, proveerá alimentación al sistema electromecánico mientras que el cable de señal será la señal PWM del Arduino.

2.8.1. INICIALIZACIÓN DE NUESTRO MICROCONTROLADOR

Se incluye la librería Servo.h para poder instanciar los objetos tipo Servo asociados a los principales métodos de control. *attach(PIN)* se utilizará para decidir donde se generará la señal PWM asociada al servo, mientras *write(grados)* para generar el ciclo de señal PWM necesaria para moverlo a la posición deseada.

Inicialmente, se instancia el objeto y se le asigna un PIN de salida. Asimismo, se selecciona la velocidad de salida de datos por el puerto serie.

```
#include <Servo.h>

int posicion = 0; //Variable para guardar la posición del servo

Servo myservo; //Generamos un objeto tipo servo

void setup() {
  Serial.begin(9600); //Iniciamos la comunicación por el puerto serie
                    a //una velocidad de 9600 Bd
  myservo.attach(9); // Asociamos el servo a un pin PWM

  Serial.println("Escribe la posición donde mover el servo (0 - 180)");
  //Pedimos por el puerto serie que posición mover el motor
}
```

2.8.2. PRIMERAS PRUEBAS

Para el testeo de los servomotores fue implementado el sencillo programa unit_servo.ino. Se encargará de pedir por teclado la posición deseada, recogerá la petición por el puerto serie y generará la señal adecuada. Una vez finalizado esa iteración volverá a pedir su siguiente posición de forma indefinida.

Se conectará:

- Dedo Índice: D9
- Dedo Corazón/Anular/Meñique: D8
- Dedo Pulgar: D7

Antes de ensamblarlos en la palma se comprobará su correcto funcionamiento para realizar las pruebas pertinentes y averiguar los rangos de movimiento de cada extremidad. Como es natural, no todos los dedos poseen un mismo rango de movimiento, como se menciona anteriormente el

servomotor es capaz de realizar una rotación de 0-180°. Físicamente los dedos no son capaces de utilizar todo el rango de rotación de servo, un ejemplo bastante clarificador es fijarnos dedo pulgar. El cual como mucho es capaz de realizar una apertura y cierre en un rango de 90°.

UNIT_SERVO.INO

```
#include <Servo.h>

int posicion = 0; //Variable para guardar la posición del servo
Servo myservo; //Generamos un objeto tipo servo

void setup() {
  Serial.begin(9600); //Iniciamos la comunicación por el puerto serie a
                    // una velocidad de 9600 Bd
  myservo.attach(9); // Asociamos el servo a un pin PWM

  Serial.println("Escribe la posición donde mover el servo (0 - 180)");
  //Se pide por el puerto serie que posición mover el motor
}

void loop() {

  if (Serial.available() > 0) { //Observamos que el puerto serie
                                //tiene datos que ofrecer

    String grados = ""; // Declaramos una variable tipo String donde
                        // guardar el dato recogido por el puerto
                        // serie

    do {
      grados = grados + (char)Serial.read();
      //Serial.println(grados);
      delay(5);
    }
    while (Serial.available() > 0); //Se realiza un bucle para coger
                                    //cada uno de los dígitos
                                    //enviados (180 = 1, 8, 0)

    Serial.println("Movido a la posición: " + (String)grados);

    posicion = grados.toInt(); //Pasamos el String a un número
    myservo.write(posicion); //utilizamos la función
                             //write(posición) definida en
                             //Servo.h para mover el servomotor

    Serial.println("Escribe la posición donde mover el servo (0 -
180)"); //Pedimos la nueva posición
  }
}
```

Una vez averiguados los rangos de cada dedo y verificar su funcionamiento, se generará el programa básico multiservo.ino en el que se testearán los movimientos más sencillos: apertura/cierre, agarre completo, agarre preciso y calibrar de esta manera el ensamblaje antes de dejar el control a las señales EMG.

2.8.3. MOVIMIENTO PROGRAMADO SIMPLE

Cuando se realizaron las pruebas de movimientos individuales se obtuvieron los siguientes rangos de movimientos:

- D9: Dedo Índice / 180° - 0°
- D8: Dedo Corazón/Anular/Meñique / 180° - 90°
- D7: Dedo Pulgar / 180° - 75°

Siendo 180° la posición relajada (mano abierta) y 0°, 90° y 75° la posición de “contracción” (mano cerrada). Además, a lo largo del programa se genera un cierto delay(5) entre movimiento y movimiento para dar la sensación de un movimiento suave y controlado. Si se quiere hacer un movimiento más suave solo hay que aumentar el delay de los bucles. La razón detrás de este suceso es que la función *write(grados)* a rasgos funcionales coloca el motor en la posición indicada por la variable, si se coloca *write(90°)* va a ir directamente a esa posición con una velocidad un tanto elevada si se quiere realizar un control preciso. Si por ejemplo se quiere pasar de 90° a 180° se pasará por cada una de las posiciones 91,92,93... con ese pequeño delay elegido arbitrariamente, de esta manera, se generará una sensación de que el movimiento se realiza de forma mas pulsada/relajada.

Por otro lado, para el control de cómo se va a realizar al agarre, sea un agarre total, un agarre preciso o simplemente se requiere realizar el gesto de puño, se crea una variable llamada “modo” que dependiendo del movimiento que se quiera realizar se colocará el correspondiente número antes de grabar el programa al Arduino.

MULTISERVO.INO

```
#include <Servo.h>

//Constantes de los pines que van a asociarse cada dedo
const int d_index = 8; //D9
const int d_thumb = 7; //D8
const int d_others = 9; //D7

//Constante para cambiar entre los modos
const int modo=2; //1 [puño] / 2 [pinza] / 3 [agarre total]

int posicion = 0; //Variable que recoge la posición querida
int posicion_actual=0; //variable que recoge la posición que tiene
//actualmente

Servo index,thumb,others; //Creamos el objeto de cada uno de los servos

void setup() {
  Serial.begin(9600); // Indicamos la velocidad de comunicación con el
                    // puerto Serie
  index.attach(d_index); // Asociamos cada servo al pin del Arduino que
                        // Hemos indicado previamente
  thumb.attach(d_thumb);
  others.attach(d_others);

  index.write(180); //Colocamos a todos los servos en la posición de
apertura
  others.write(180);
  thumb.write(180);
}
}
```

```

void loop() {

if (Serial.available() > 0) { // Observamos si tenemos datos procedentes
                                // del puerto serie
    String grados = "";        // Variable para guardar los datos
                                // del puerto serie

    Serial.println("UP [180] or Down [0]");
    //Recogemos el tipo de apertura
    do {
        grados = grados + (char)Serial.read();
        //Serial.println(grados);
        delay(5);
    }
    while (Serial.available() > 0); //Se realiza un bucle para
                                    //coger cada uno de los dígitos
                                    //enviados (180 = 1, 8, 0)
    posicion = grados.toInt();      //Pasamos el String a un número

//Si es el modo puño
if(modo==1)
{
    //Si la posición indicada es 180 quiere decir que estábamos
    //en la posición de cierre
    if(posicion==180)
    {

        //Colocamos la posición de cierre del dedo pulgar
        //(posición 75)
        //Realizamos un bucle pasando por cada una de las
        //posiciones. Desde la posición actual hasta la
        //deseada
        //con un delay(x) para realizar un movimiento más
        //suave
        posicion_actual=75;
        do{
            thumb.write(posicion_actual);
            delay(5);
            posicion_actual++;
        }while(posicion_actual!=posicion);

//Mismo procedimiento, pero con el dedo índice y el grupo de dedos pequeños
//Como hablamos de un movimiento de agarre primero abrimos el pulgar y
luego el resto.
//Asimismo, el índice tiene un mayor recorrido en grados. Es decir,
//puede ir desde 0-180 mientras que los otros dedos de 90-180.
//Límites físicos de los propios motores. Por lo que para generar un
movimiento natural
//hay que levantar el índice hasta la posición 90 y desde ahí que vayan
//todos a la vez.
        posicion_actual=0;
        do{

            index.write(posicion_actual);
            if(posicion_actual>=90){others.write(posicion_actual);}
            delay(5);
            posicion_actual++;

        }while(posicion_actual!=posicion);
    }
}
}
}

```

```

    }else
    {

//Si la posición indicada no es 180 quiere decir que estábamos en la
//posición de apertura realizamos el proceso inverso queremos cerrar la
//mano por lo que cerramos los dedos y luego sujetamos con el dedo pulgar

    posicion_actual=180;
    do{

        index.write(posicion_actual);
        if(posicion_actual>=90){others.write(posicion_actual);}
        delay(5);
        posicion_actual--;

    }while(posicion_actual!=posicion);

    posicion_actual=180;
    do{
        thumb.write(posicion_actual);
        delay(5);
        posicion_actual--;
    }while(posicion_actual!=75);
    }

}else if(modo==2) //Si es el modo pinza
{
//Si estamos en modo pinza el dedo pulgar se mantiene estático en la
posición de cierre
    thumb.write(75);

//Si la posición indicada es 180 quiere decir que estábamos en la posición
de apertura
//Lo que quiere decir que queremos cerrar la pinza

    if(posicion==180)
    {
        posicion_actual=0;
        do{
            index.write(posicion_actual);
            delay(5);
            posicion_actual++;
        }while(posicion_actual!=posicion);
        posicion_actual=175;
        index.write(posicion_actual);

    }else
    {
//Si la posición indicada no es 180 quiere decir que estábamos en la
//posición de cierre lo que quiere decir que queremos abrir la pinza

        posicion_actual=180;
        do{
            index.write(posicion_actual);
            delay(5);
            posicion_actual--;
        }while(posicion_actual!=posicion);
    }
}

```

```

        }else
        {
//Si el número del modo no es ni 1 ni 2 quiere decir que queremos realizar
//un agarre total misma filosofía, simplemente en cada modo damos órdenes a
//un grupo determinado de dedos
//Dependiendo de la funcionalidad que queramos hacer
//Si queremos hacer pinza colocamos el dedo pulgar en posición y damos
//órdenes al índice
//Si queremos puño o agarre total enviamos órdenes a todos

        //Posición de apertura
        //Abrimos dedo índice y grupo de dedos. Luego el pulgar
        if(posicion==180)
        {

                posicion_actual=0;
                do{

                        index.write(posicion_actual);
                        if(posicion_actual>=90){others.write(posicion_actual);}
                        delay(5);
                        posicion_actual++;

                }while(posicion_actual!=posicion);

                posicion_actual=75;
                do{
                        thumb.write(posicion_actual);
                        delay(5);
                        posicion_actual++;
                }while(posicion_actual!=posicion);

        //Posicion de cierre
        //Método inverso
        //Cerramos el pulgar, luego el resto de dedos
        }else
        {
                posicion_actual=180;
                do{
                        thumb.write(posicion_actual);
                        delay(5);
                        posicion_actual--;
                }while(posicion_actual!=75);

                posicion_actual=180;
                do{

                        index.write(posicion_actual);
                        if(posicion_actual>=90){others.write(posicion_actual);}
                        delay(5);
                        posicion_actual--;

                }while(posicion_actual!=posicion)

        }

}
}
}

```


3. DESARROLLO DEL SISTEMA BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA

Como base de este sistema EMG se ha tomado el creado en el TFG de “Mejoras en una prótesis mioeléctrica de mano para su uso en rehabilitación” de Víctor Rodríguez González [8]. Esta parte de acondicionamiento de la señal EMG es prácticamente igual, variará un poco las ganancias adaptándolas a los requerimientos del proyecto. Es decir, si se necesita que la señal de control final sea más sensible o menos sensible se variará la ganancia de cada canal de forma oportuna.

El objetivo de esta parte es generar una señal continua de tensión proporcional al esfuerzo muscular [19]. El cambio considerable respecto al proyecto de Víctor viene posteriormente, a la hora de implementar el sistema de control, debido a que en este caso no se tienen cinco motores (cuatro de continua y un servomotor) sino, que consta de tres servomotores. Tanto a la hora de realizar el diagrama de estados como a la hora de hacer las conexiones existe un cambio considerable.

A continuación, los siguientes apartados se enfocan en detallar como conseguir la señal de control de nuestro sistema. Al final de todo el proceso, se contará con dos señales de control procedentes de dos músculos antagonistas (p.ej. bíceps, tríceps). Asimismo, para cada señal de control se implementará exactamente el mismo circuito.

3.1. LECTURA Y ACONDICIONAMIENTO DE LOS DATOS

Para la lectura y acondicionamiento de datos se utilizará un total de cuatro etapas bien diferenciadas (figura 51) con el objetivo obtener una señal de control proporcional al esfuerzo deseado en la última etapa.

Para una metodología más eficiente se verificará que funciona correctamente con una señal sintética sacada del generador de señal, comprobando que no se aleja demasiado de los resultados teóricos esperados. Una vez que esté asegurado el correcto funcionamiento, se colocará la señal real. Será de una amplitud mucho menor que lo que puede proporcionar el generador de señal. Por lo que será necesario una corrección de las ganancias de cada etapa.



Figura 51: Diagrama de bloques del sistema mioeléctrico de control

3.1.1. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

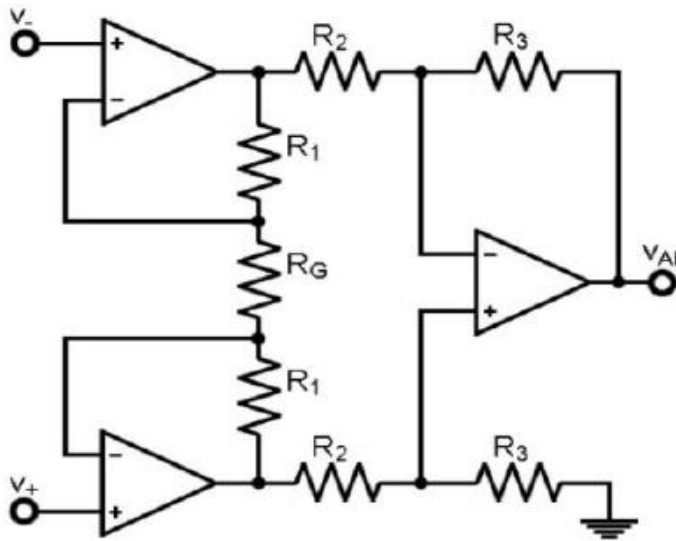


Figura 52: Circuito del Amplificador de Instrumentación

La señal bioeléctrica que ofrecen los electrodos de forma inmediata es una señal muy baja en amplitud. Por lo que el primer paso es realizar una buena amplificación de la señal.

Para esta labor se empleará un amplificador de instrumentación. La señal en cuestión es de microvoltios de amplitud, no son válidos cualquier tipo de amplificador. Existe el ruido de ambiente mezclándose con la señal, por lo que es fundamental obtener un alto rechazo en modo común (CMRR, Common Mode Rejection Ratio).

Un amplificador de instrumentación es perfecto para esta tarea debido a que es un conjunto de amplificadores operacionales interconectados (figura 52) y presenta el CMRR necesario para la aplicación.

Se decide utilizar el integrado INA 114 (figura 53) para implementar esta etapa, debido a que además de ser el amplificador de instrumentación disponible en el laboratorio, tiene las características necesarias.

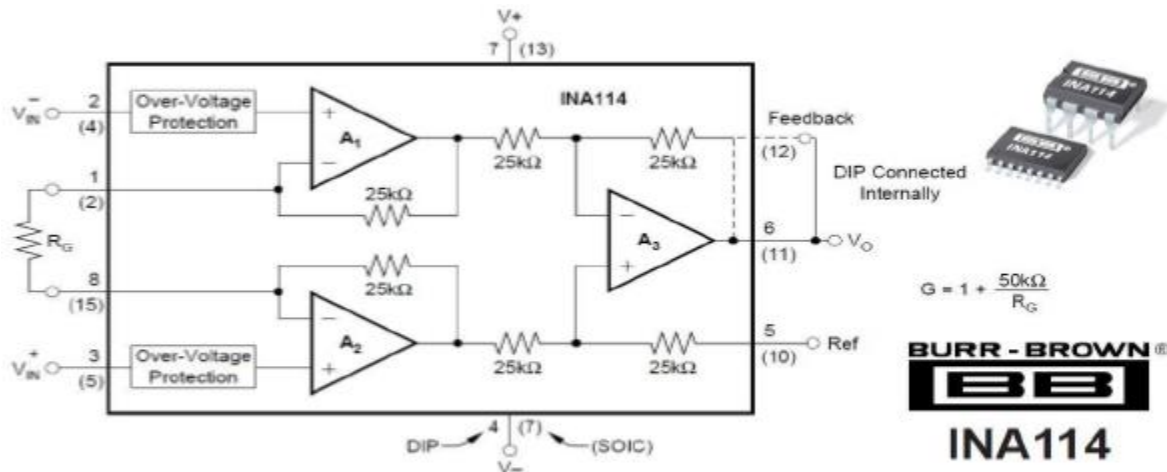


Figura 53: Diagrama de bloques del circuito integrado INA 114

Un amplificador de instrumentación común como el de la figura 52 presenta un voltaje de salida como muestra la ecuación (1).

$$V_{AI} = (v_- - v_+) \left(1 + \frac{2R_1}{R_G} \right) \frac{R_3}{R_2} \quad (1)$$

Es un dispositivo diferencial a la entrada y unipolar a la salida. Esta salida va a venir determinada por la ganancia del dispositivo. Definida como un compendio de los valores de las resistencias (2).

$$G_{AI} = \left(1 + \frac{2R_1}{R_G} \right) \frac{R_3}{R_2} \quad (2)$$

En el integrado INA 114 esos valores de resistencias ya vienen definidos todos salvo la resistencia R_G (3) la cual dependiendo de la ganancia que se desee se le colocará una resistencia discreta u otra. Dependiendo de la ganancia esta afectará al CMRR.

$$G_{AI} = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (3)$$

Mirando las hojas de especificaciones del dispositivo que se pueden encontrar en el anexo 7, se observan las curvas de ganancia, CMRR vs Frecuencia (figura 54)

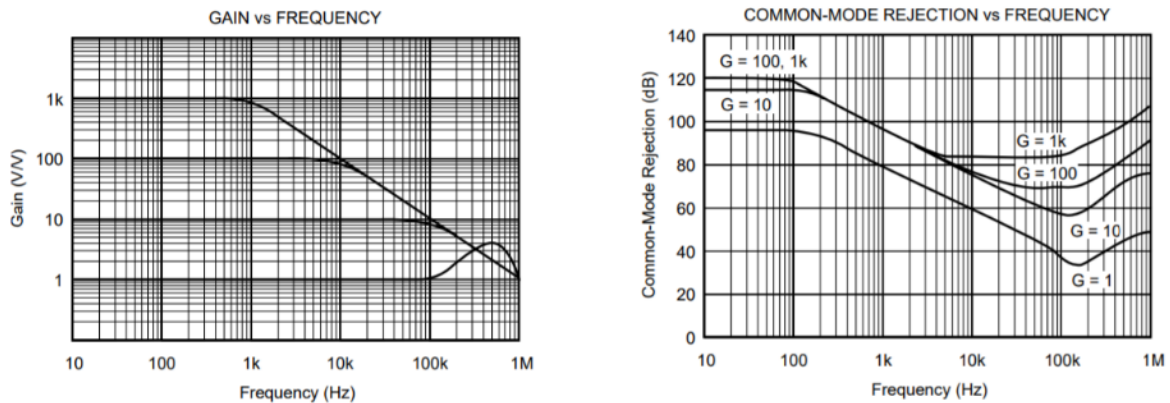


Figura 54: Circuito del Amplificador de Instrumentación

Para elegir una ganancia apropiada es necesario una ganancia constante en el rango de frecuencias de interés, es decir, desde los 50Hz hasta los 500Hz, asimismo, de un CMRR aceptable.

Se estudió darle una ganancia entre 20 y 100. En ese rango de ganancia el CMRR es prácticamente el mismo, y para el rango de frecuencias de interés funcionaría de forma aceptable. Finalmente, se decidió implementar una ganancia de 20 para obtener el menor offset posible al circuito. En esa ganancia, el dispositivo nos ofrece una ganancia constante aproximadamente hasta los 30KHz, punto en el cual comienza a decaer y ofrece un rechazo en modo común alrededor de 120dB suficiente para nuestra aplicación. Además, teniendo en cuenta las resistencias discretas de laboratorio y la ganancia deseada se eligió una resistencia $R_G = 2.7 k\Omega$ (4)

$$G_{AI} = 1 + \frac{50k\Omega}{2.7k\Omega} = 19.52 \quad (4)$$

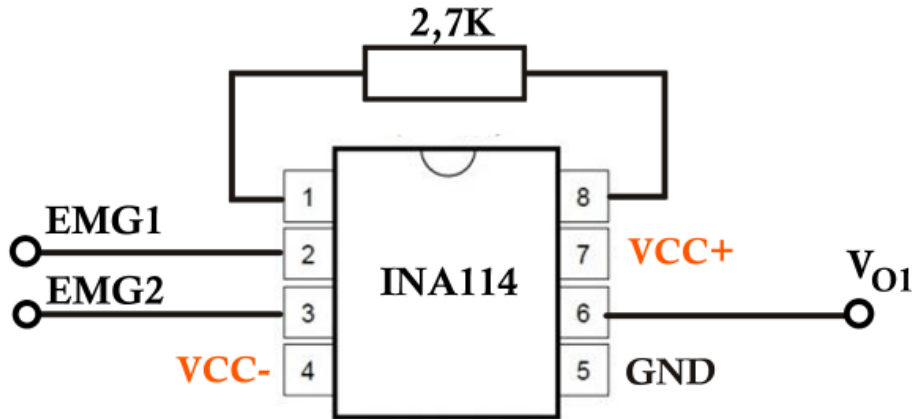


Figura 55: Diagrama de montaje discreto del amplificador de instrumentación

3.1.2. AMPLIFICADOR Y FILTRO PASO ALTO ACTIVO

Una vez amplificada la señal de interés y separada del ruido de ambiente que afecta en modo común, se debe realizar el acondicionamiento para que nuestra señal final de control a introducir en el microcontrolador tenga un rango de 0V a 5V. Para lograrlo se necesita otra etapa de ganancia. No se ha aumentado la ganancia en la etapa anterior debido a problemas de offset que pudieran aparecer a la salida. Ahora ya no es tan importante el CMRR una vez rechazado el ruido en modo común y como, además, la señal ya no es diferencial, un operacional normal es suficiente.

Asimismo, después de amplificar se realizará un filtro paso alto para eliminar el offset de continua resultante de la etapa anterior y la componente de 50Hz de la red.

Todas las componentes están en la banda de interés, desde CC hacia arriba (hasta aprox 2kHz, que es hasta donde se extiende el espectro del EMG superficial), pues todas son componentes del EMG y reflejarán la fuerza de la contracción, pero el offset CC proviene principalmente de defectos en la amplificación, no del EMG y los 50Hz también proviene de fuentes externas muy mayoritariamente. Por eso, para que no saturen o molesten en etapas posteriores, se tienen que eliminar.

Un filtro paso alta (HPF: High Pass Filter) tiene las características de la figura 56:

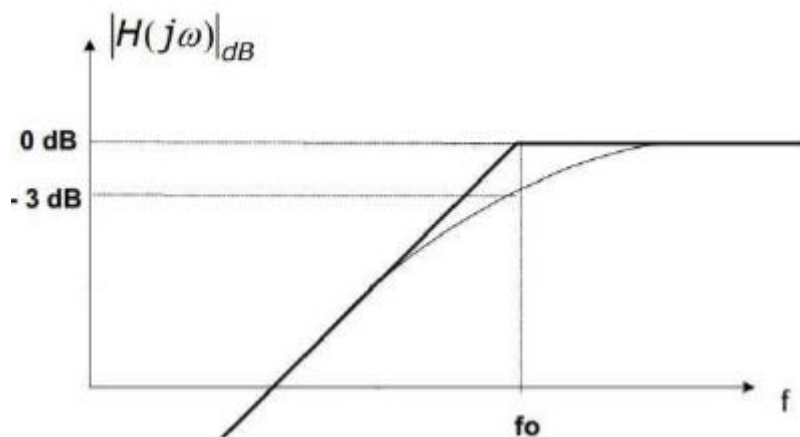


Figura 56: Función de transferencia del HPF

Siendo f_0 la frecuencia de corte de nuestro filtro a -3dB, idealmente se tomaría la frecuencia de corte a 50Hz, no obstante, no se eliminaría el ruido de la red a esa frecuencia, por lo que se tomará como frecuencia de corte 100Hz. Se pierde un poco de información del EMG de esa manera, no obstante,

no es un problema en nuestra aplicación, puesto que la información de interés está en la intensidad de la señal, que depende de la potencia integrada en todo su ancho de banda, y aunque se elimina casi toda la potencia por debajo de los 100Hz, aún queda suficiente espectro por encima de esa frecuencia para captar la intensidad de la contracción de forma eficiente.

En la figura 57 se muestra el diseño final para esta etapa, donde se realiza inicialmente una nueva amplificación mediante un montaje con AO inversor y después el filtro paso alto.

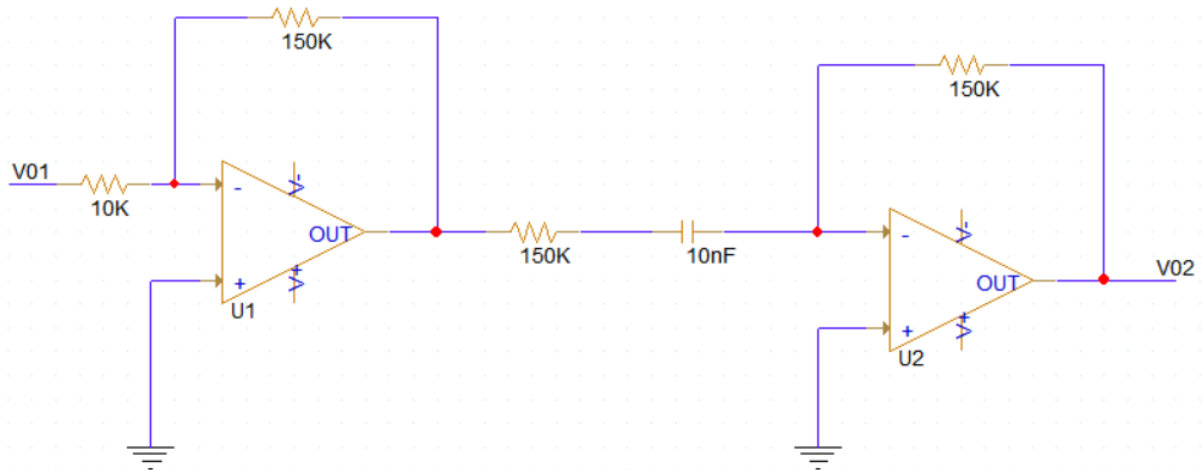


Figura 57: Diseño segunda etapa

Resolviendo el segundo operacional llegamos a la ecuación (5) la cual muestra la función de transferencia para el filtro paso alto.

$$H(\omega) = \frac{\frac{j\omega}{\omega_c}}{1 + \frac{j\omega}{\omega_c}} = \frac{1}{1 + \frac{\omega_c}{j\omega}} \quad (5)$$

Despejando se obtiene que $f_0 = \frac{1}{2\pi RC}$. Se utiliza como frecuencia de corte (f_0) 100 Hz.

Se utilizan valores arbitrarios y en función de los componentes del laboratorio se obtiene que $R=150k\Omega$ y $C=10$ nF

Se decide utilizar el integrado TL084 para implementar dicha etapa. Dicho integrado consta de cuatro operacionales con una alimentación bipolar común. En el anexo 8 se puede consultar sus hojas de especificaciones. Su alta impedancia de entrada, bajo consumo, velocidad de cambio de voltaje de salida respecto a las variaciones en el voltaje de entrada, lo hacen ideal para el sistema. Se necesitan respuestas rápidas debido a que los periodos de las señales EMG son bastante cortos (3-15ms).

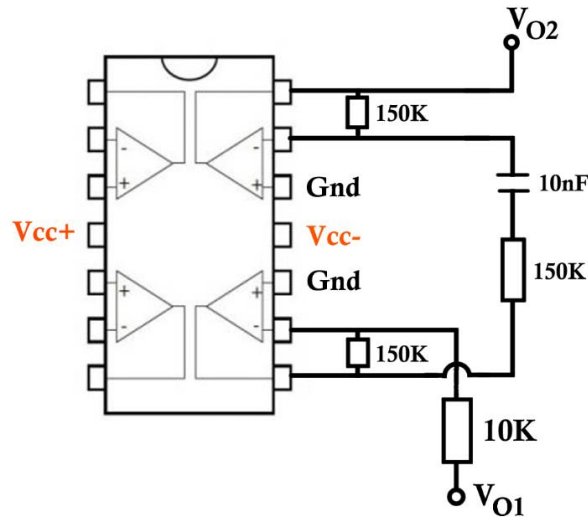


Figura 58: Diagrama de montaje discreto del amplificador y filtro HPF

3.1.3. RECTIFICADOR DE ONDA COMPLETA

La tercera etapa es un rectificador de onda completa. El objetivo de esta etapa es generar una “una señal rectificada (solo tensiones positivas) a partir de la señal bipolar de la EMG procesada anteriormente. El esquema compensa la no idealidad de los diodos rectificadores en cuanto a su umbral de conducción, lo que posibilita la rectificación de señales de amplitud muy pequeña. Posteriormente, la señal procedente de esta etapa se hará pasar por un filtro paso bajo para obtener una señal de información proporcional a la amplitud promediada de la componente EMG procesada por las etapas anteriores. Es decir, una señal positiva y pseudo-continua que representará el esfuerzo muscular en cada instante. Finalmente se necesitará filtrar para quedarse únicamente con esa componente.

Se decide el diseño de la figura 59 para implementar dicha etapa.

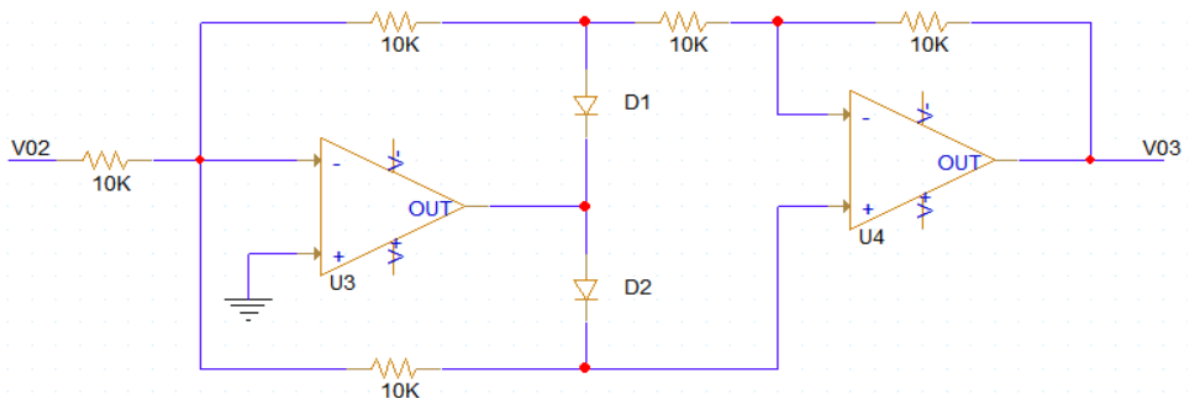


Figura 59: Diseño rectificador de onda completa

A la salida del rectificador se obtendrá algo parecido a lo que se muestra en la figura 60. Las señales positivas no se modifican mientras que las negativas se convierten a positivas

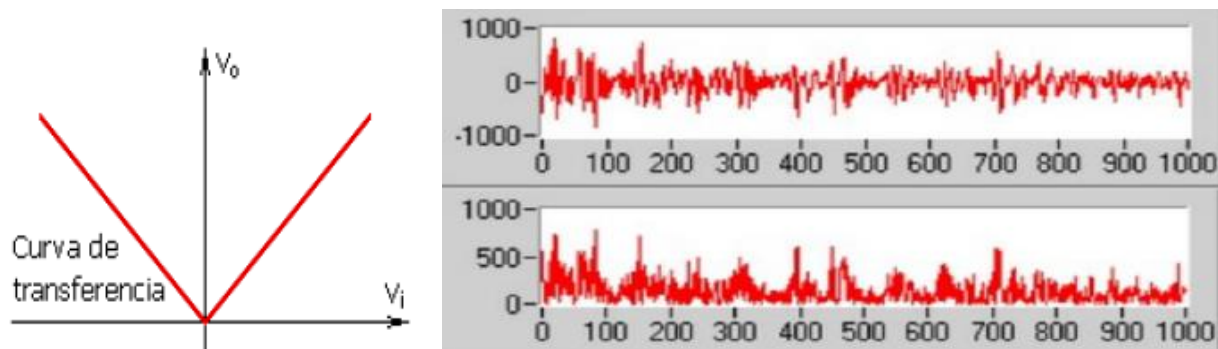


Figura 60: Curva de transferencia y señal EMG a la salida de un rectificador de onda completa

Para su implementación se decide utilizar de nuevo el integrado TL084 junto con diodos de conmutación rápida 1N4148 [Anexo 10] con la tensión umbral de 700mV, la más baja disponible en el laboratorio.

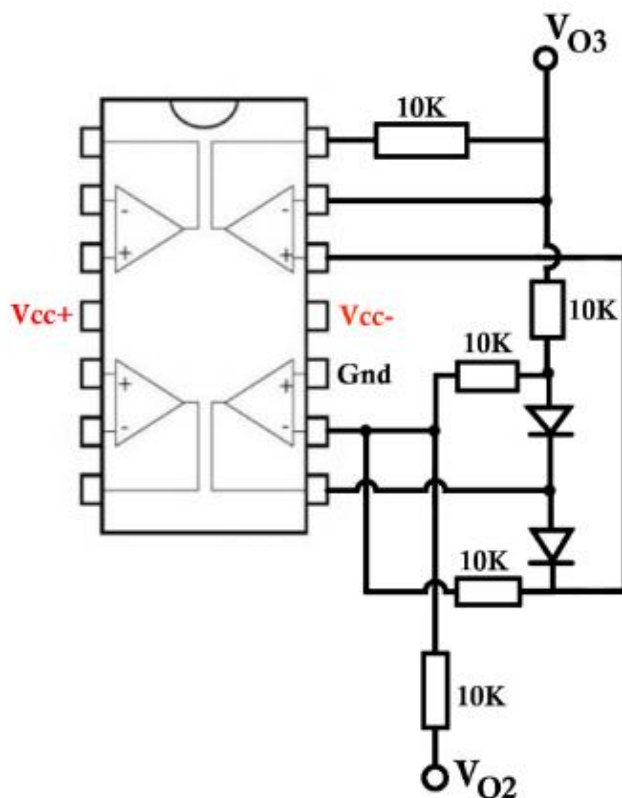


Figura 61: Diagrama de montaje discreto del rectificador de onda completa

3.1.4. FILTRO PASO BAJO ACTIVO CON GANANCIA REGULABLE

Como última etapa se utilizará un filtro paso bajo (LPF, Low Pass Filter) para eliminar todas las frecuencias que no sean útiles y quedarse exclusivamente con la componente de pseudo-continua que se necesita obtener. Asimismo, se incluye una etapa amplificadora con una resistencia regulable para que la ganancia de esta etapa final pueda ser ajustable.

Un LPF tiene una curva de transferencia como en la figura 62, siendo f_0 la frecuencia de corte de -3dB.

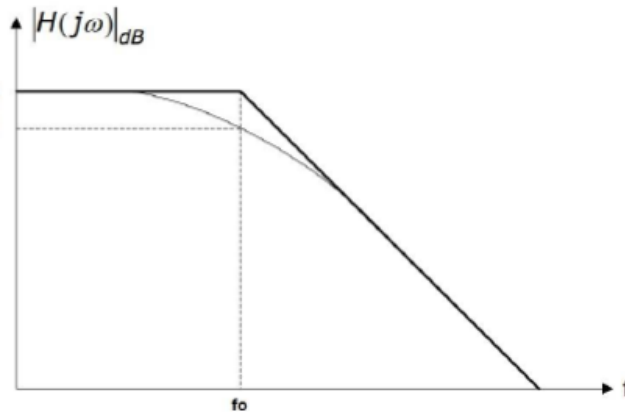


Figura 62: Curva de transferencia de un filtro paso-bajo

Se decide el diseño de la figura 63 para implementar esta etapa. Donde a la salida se obtiene una continua dependiente de la amplitud de la señal EMG.

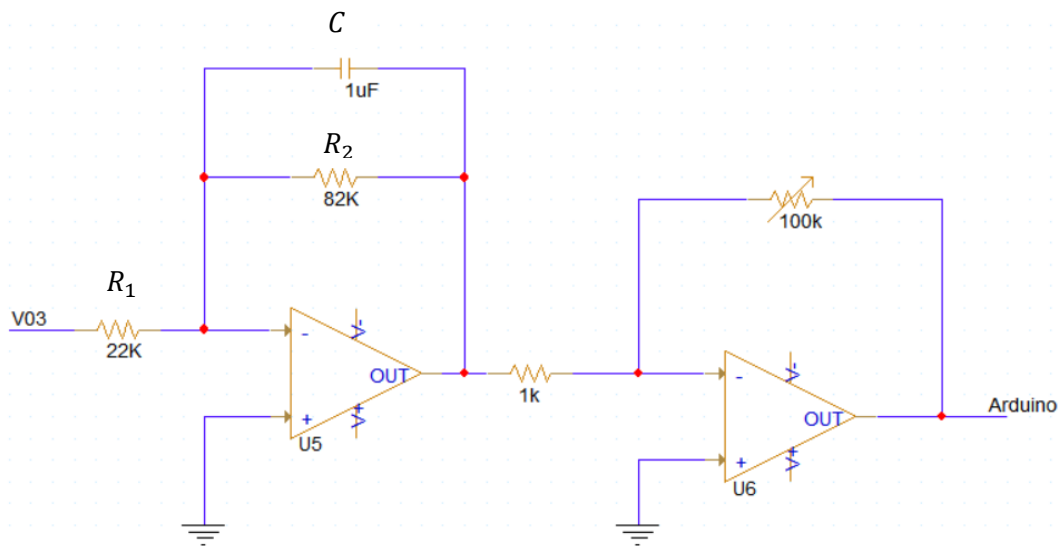


Figura 63: Diseño filtro paso bajo activo con ganancia regulable

Si se analiza la salida del primer operacional respecto a su entrada se puede extraer la siguiente curva de transferencia (6).

$$Z_1 = R_1 \quad (6)$$

$$Z_2 = R_2 // \frac{1}{j\omega C} = \frac{R_2}{1 + j\omega CR_2} \quad (7)$$

$$H(\omega) = \frac{-Z_2}{Z_1} = \frac{-R_2/R_1}{1 + j\omega CR_2} \quad (8)$$

$$|H(f < f_0)| \cong R_2/R_1 = G = 3.73 \quad (9)$$

Siendo $f_0 = \frac{1}{2\pi CR_2}$ la frecuencia de corte del filtro. Se buscará una frecuencia de corte muy baja, de unos 0.5 Hz para quedarse solamente con la continua. Se eligen dos valores arbitrarios que nos hagan cumplir la premisa por lo que $C=1 \mu\text{F}$ y $R_2 = 82 \text{ K}\Omega$ y una $R_1 = 22 \text{ K}\Omega$

El filtro diseñado además de realizar su principal función proporciona una ganancia de -3.73. Por otro lado, como la ganancia es negativa, invierte la señal, es decir, proporciona un cambio de fase de 90°. La nueva etapa de ganancia programable también es inversora por lo que su fase pasa a ser 180°, quedándose en su fase original. Se podrá modificar la ganancia entre 0 y 100. Dependiendo de la persona que necesite la prótesis será necesaria tener una ganancia u otra en esta etapa. Esto se debe a varios factores como la cantidad de grasa en la piel, la distinta conductividad entre las pieles, desigual distribución de potenciales nerviosos en los músculos...

Es importante darse cuenta de la importancia de la etapa de rectificación de onda completa. Sin ella, en la primera etapa se elimina la continua y con el filtro paso bajo desaparecería la señal. Si al final de esta etapa existe señal es debido a que el rectificador de onda completa genera una componente DC dependiente de la amplitud de la señal EMG.

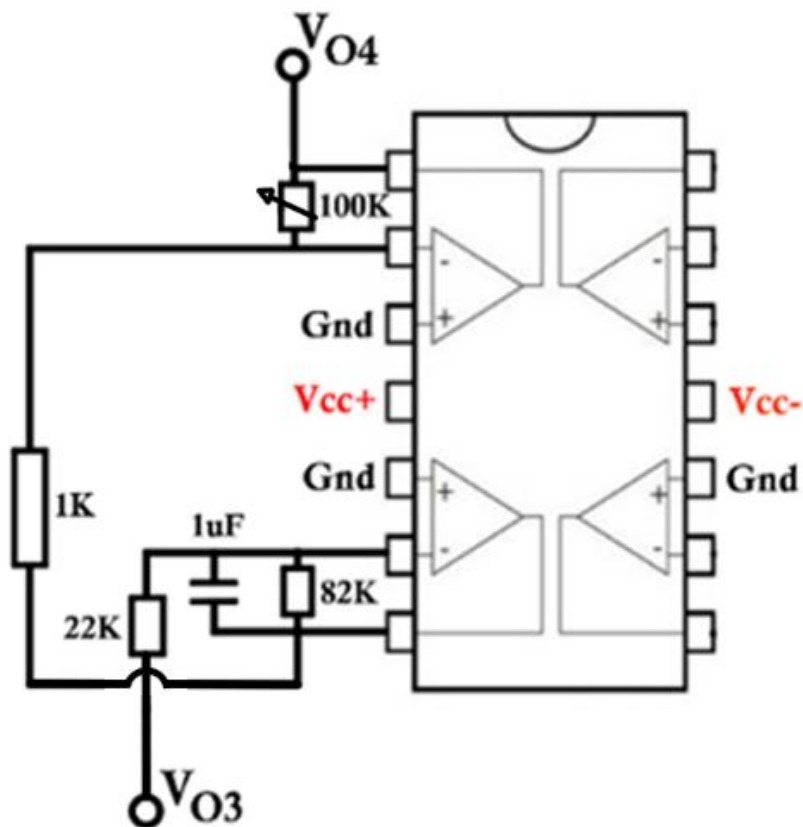
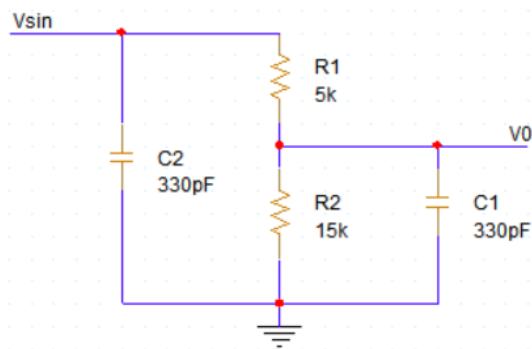


Figura 64: Diagrama de montaje discreto del filtro LPF y amplificador de ganancia programable

3.2. PRUEBAS DEL PRIMER CANAL CON SEÑAL SINTÉTICA

Para testear nuestro acondicionamiento se utilizará una señal sinusoidal sintética obtenida del generador de ondas. El problema que se va a poder observar en este punto es que la mínima señal obtenida a la salida de forma adecuada es cercana a los 80mV, una señal mucho más grande de lo que posteriormente tendremos. Por ello a la entrada de nuestro circuito se implementa un sencillo circuito divisor de tensión para obtener una señal de unos pocos de mV.



$$V_0 = V_{sin} \left(\frac{R_2}{R_2 + R_1} \right) = \frac{V_{sin}}{4}$$

Para implementar el divisor se utiliza un potenciómetro de 20KΩ. Asimismo, se usan dos condensadores en forma de filtro para extraer la señal lo mas limpia posible y eliminar el ruido de alta frecuencia.

Figura 65: Diseño divisor de tensión

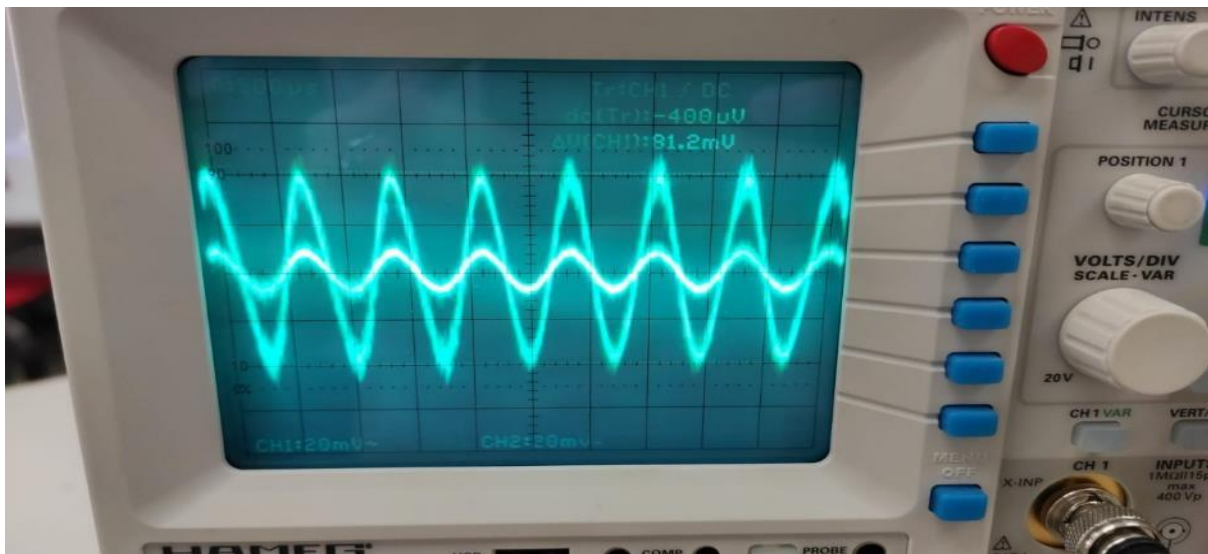


Figura 66: Salida del generador de ondas vs salida del divisor de tensión

La señal que se puede obtener del divisor podría ser mucho más pequeña, pero a partir de 20mVpp el osciloscopio no es capaz de visualizar la señal y perdemos la información necesaria. Tampoco se puede introducir la señal tal cual del generador de ondas puesto que existen tres etapas amplificadoras. Con las dos primeras de ganancia 20 y 15 (en valor absoluto). El sistema entra en saturación y se pierde todo tipo de información.

El objetivo de este apartado es comprobar que cada una de las etapas realizan las funciones que se esperan de ellas por lo que con una señal de 20mVpp es una señal más que aceptable para que tras las etapas amplificadoras se obtenga una señal no saturada. Una vez comprobadas las primeras tres etapas se espera obtener una señal de 5Vpp. Para comprobar que el conjunto funciona, asociamos una ganancia unidad a la cuarta etapa (etapa previamente comprobada colocando la señal de entrada directamente y observando la salida)

En la primera etapa, la señal debería ser amplificada por un factor de 19.52 teóricamente, además de atenuar el ruido en modo común, en la realidad se obtiene una señal amplificada por un factor de 16.9 bastante cercano al valor teórico.

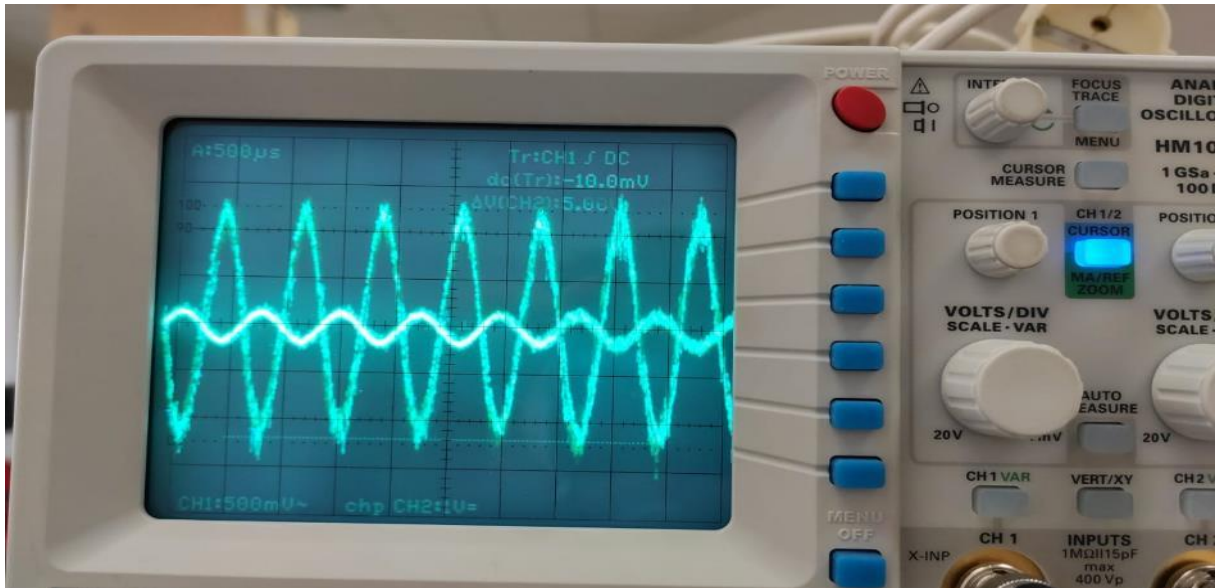


Figura 67: Salida amplificador de instrumentación vs salida segundo amplificador

La señal pequeña es la señal de la salida del amplificador de instrumentación y la grande la salida del segundo amplificador. Se observa que da los 5Vpp esperados teniendo en cuenta la etapa del filtro paso alto de ganancia unidad.

Para la comprobación del filtro paso alto se realiza un barrido de frecuencias entorno a 100Hz que es la frecuencia de corte. Si funciona correctamente debería haber una señal muy atenuada a partir de una década inferior a la frecuencia de corte, y un cambio inapreciable en la amplitud de la señal a partir de una década superior a la frecuencia de corte (figura 68).

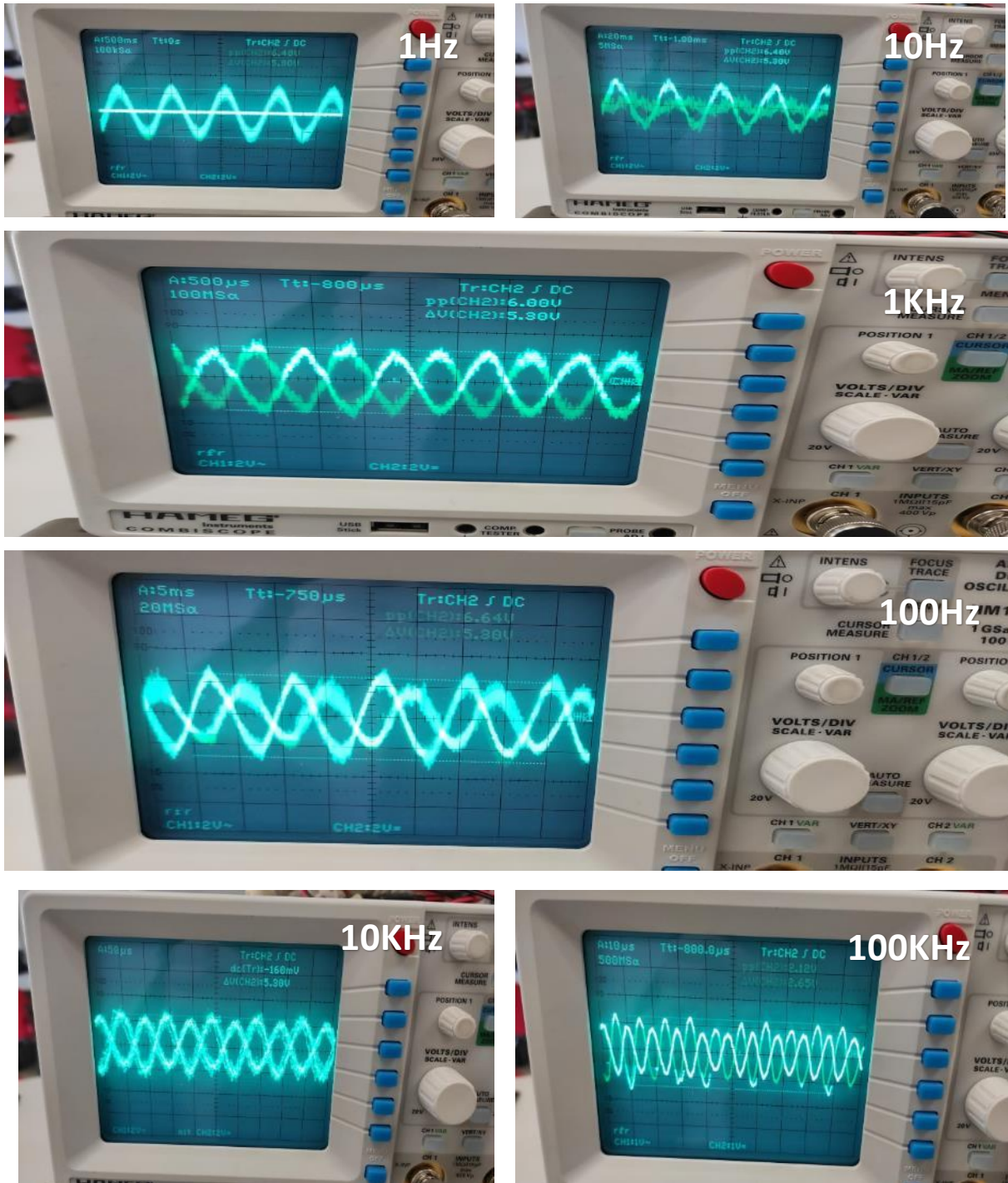


Figura 68: Señal filtrada vs señal sin filtrar a diferentes frecuencias

Como se puede observar en la figura 68 el comportamiento es el esperado. En este punto también habría que tener cuenta el efecto de los condensadores puestos en el divisor de la entrada que afectarán y atenuarán las altas frecuencias, no obstante, esto no es un problema, debido a que para la aplicación no se requiere la información de las altas frecuencias.

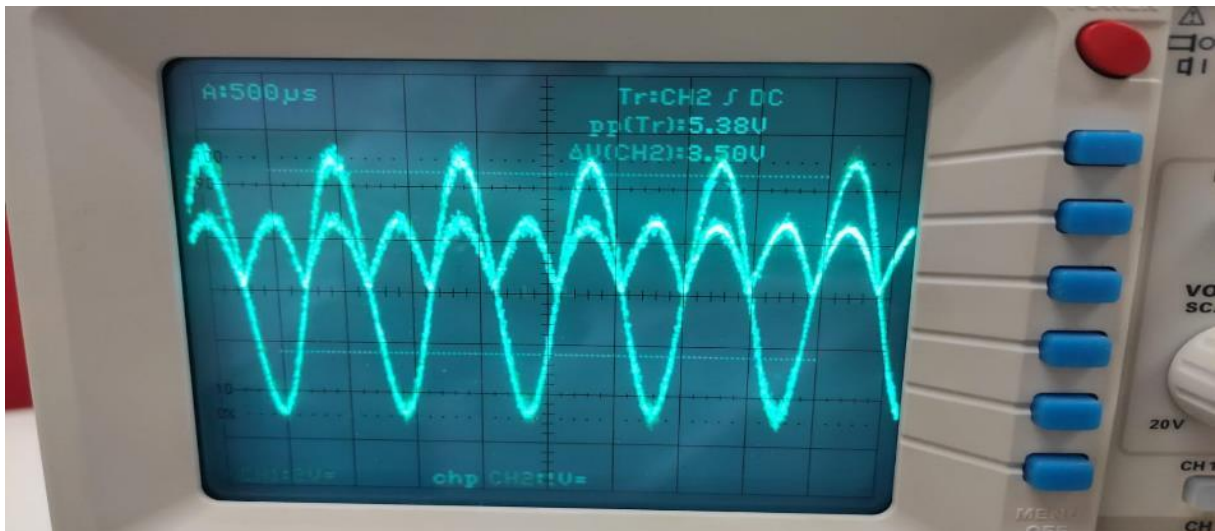


Figura 69: Señal después del filtro paso alto versus señal rectificadora de onda completa

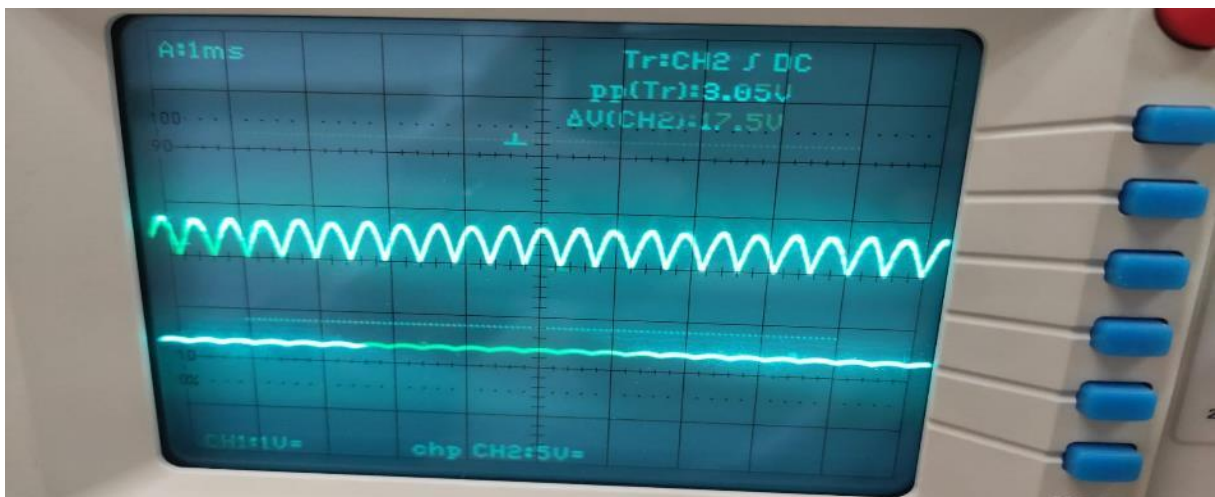


Figura 70: Señal después del rectificador de onda completa versus señal filtrada de la última etapa

En la figura 70 se observa la salida esperada del circuito, Una continua dependiente de la amplitud de la señal de entrada. Por último, esta señal será amplificada por un factor determinado por la resistencia variable. Se realizará la simulación de variación de amplitud mediante la variación de ganancia en señal que obtenemos del generador de ondas

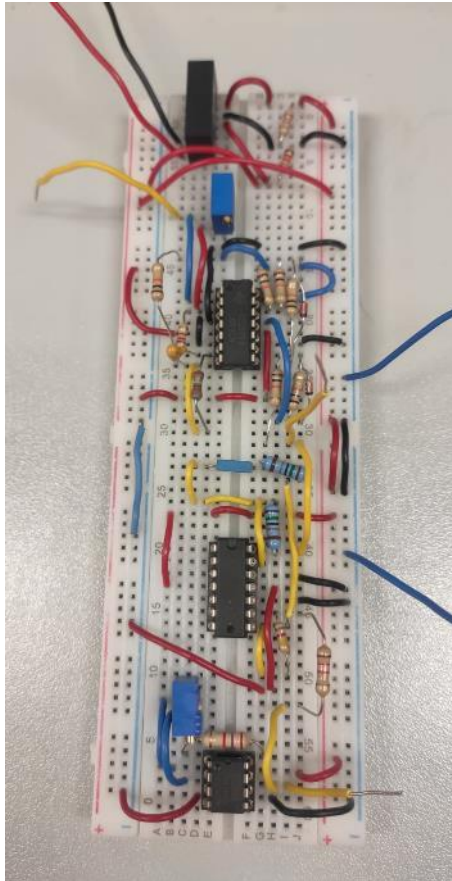
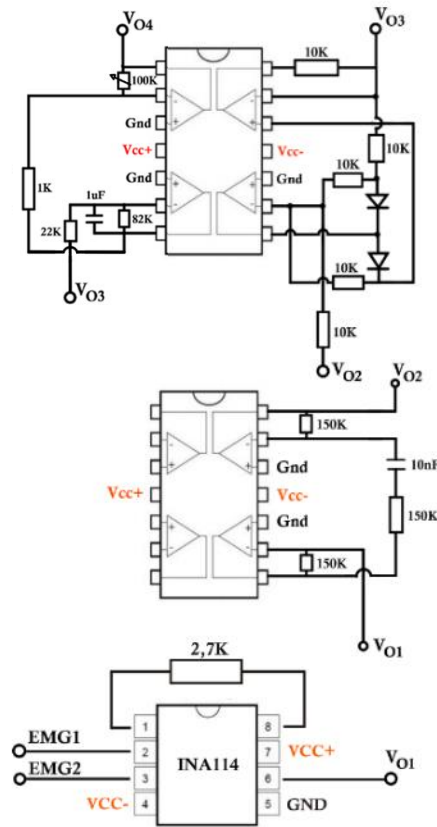


Figura 71: Implementación del canal de pruebas en una protoboard



Como alimentación del circuito de acondicionamiento se utilizará el convertidor DC/DC TMA0505D. Necesario para obtener la alimentación bipolar de los integrados INA114 y TL084 a partir de la entrada unipolar de baterías externas. Se puede ver en la parte superior de la figura 71. Sus especificaciones están disponibles en el Anexo 9.

3.3. IMPLEMENTACIÓN PRIMER CANAL

Una vez comprobado el correcto funcionamiento con la señal sintética, se introducirá la señal real, se estudiará la salida directamente.

Se observó que las ganancias de cada etapa eran insuficientes para las señales EMG que captaba el dispositivo por lo que se optó por rediseñar las ganancias de la segunda y cuarta etapa (figura 74)

En la figura 74 se puede observar los cambios en los valores de los componentes respecto al diseño original. Esos valores fueron los que se soldaron en el diseño final. En una primera instancia se implementó este circuito siguiendo el esquema de la figura 71. Posteriormente, se introdujo la señal real y se recalcularon las ganancias necesarias en cada etapa para una captación adecuada de la señal de control de nuestro sistema, se exploraron diversas opciones para la implementación del circuito de acondicionamiento definitivo y de acuerdo con el tiempo disponible y las necesidades de nuestro sistema se optó por una PCB de soldadura de doble cara universal como los de la figura 72.

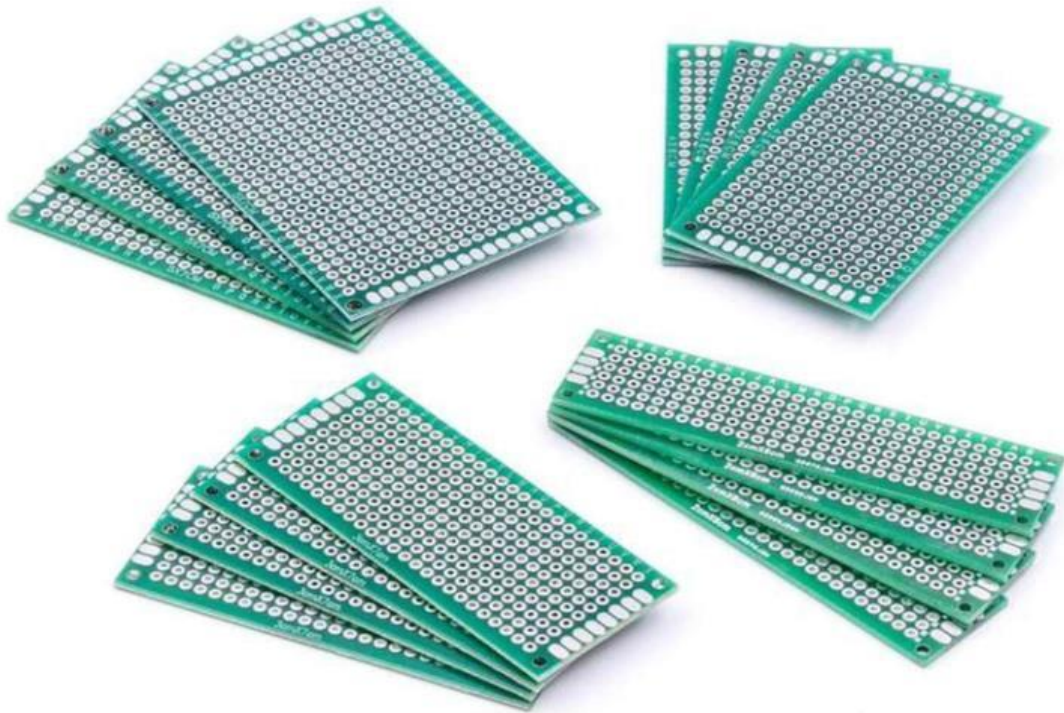


Figura 72: PCB de soldadura de doble cara universal

En el PACK de compra, vienen diferentes tamaños: 8x2 cm; 7x5 cm; 7x3 cm; 6x4 cm. Con el espacio reservado en el antebrazo disponible, se dispuso a cortar y unir una 6x4 y una 7x5

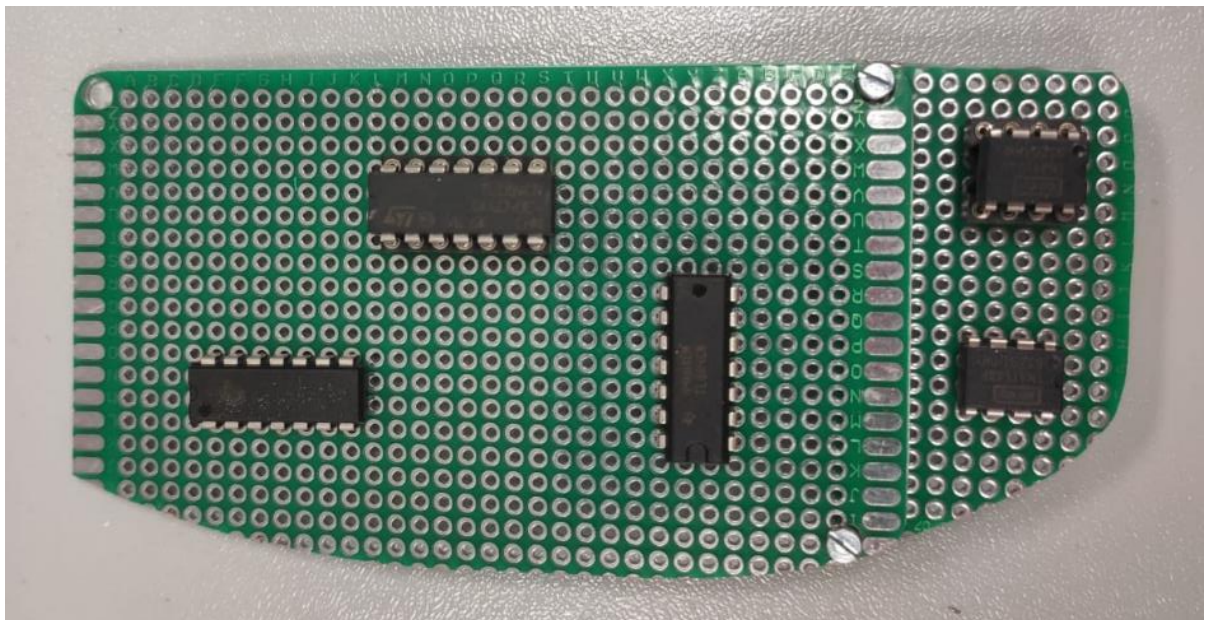


Figura 73: Diseño y creación de nuestra PCB de soldadura

Se dispusieron los integrados a necesidad teniendo en cuenta los espacios, las necesidades de cada etapa y se estudiaron las diferentes posibilidades. La opción más intuitiva y trivial sería colocar cada canal en una placa PCB e implementar dos alturas, una para cada canal. Esa opción quedó descartada al verificar que ese diseño se salía de los límites en altura del antebrazo. Otra opción, que podría ser estudiada es colocarlo a doble cara. Finalmente, se eligió arbitrariamente la opción más intuitiva y trivial.

Se observó que para cada canal que se utilizaban dos integrados TL084, se desperdiciaban dos operacionales, justo la cantidad necesaria para la implementación de otra etapa. Por lo que se hizo la prueba de utilizar un integrado TL084 para crear la segunda etapa de cada canal y montar los dos canales en un solo plano. Se dispusieron cada uno de los integrados necesarios, se tomaron medidas de cuanto espacio necesitaba cada una de las resistencias y condensadores y se intentó realizar el diseño.

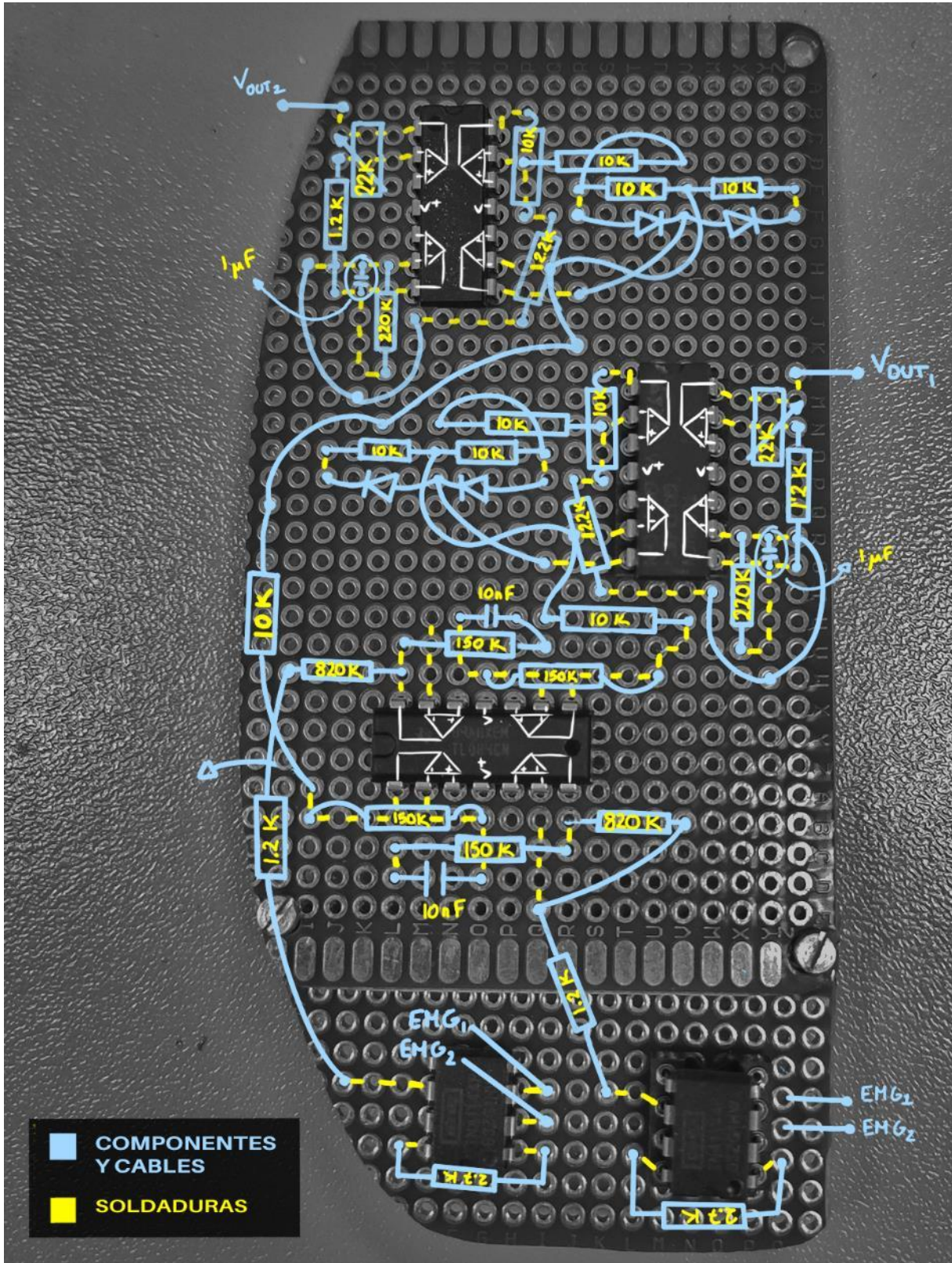


Figura 74: Diseño circuito acondicionamiento completo EMG en placa PCB de soldadura universal

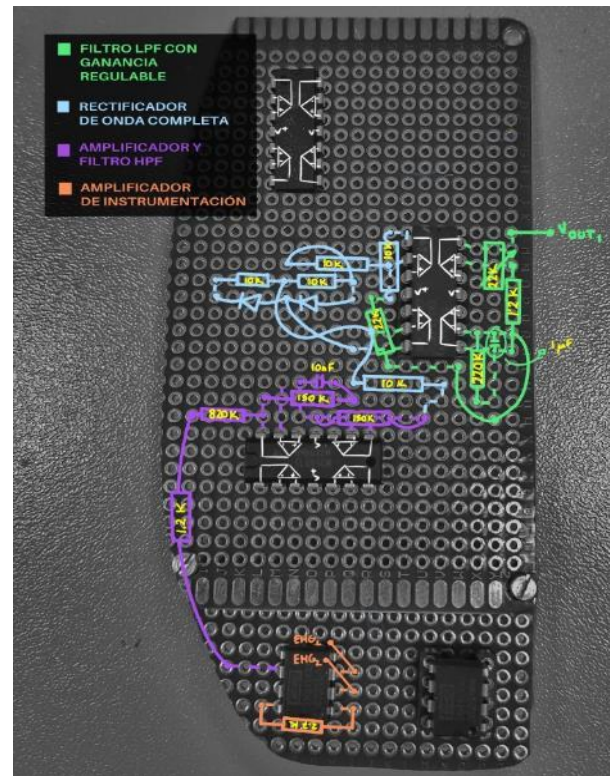
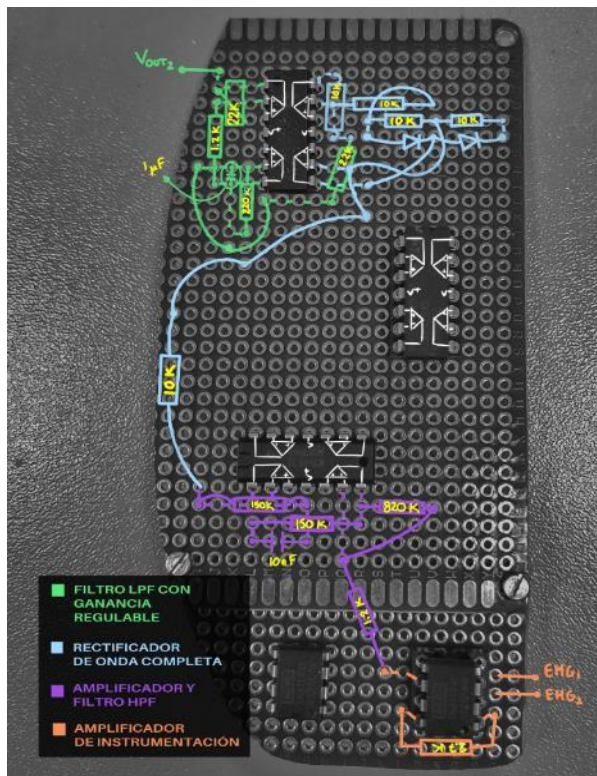


Figura 75: Diseño circuito acondicionamiento EMG de cada canal enfocado a cada etapa

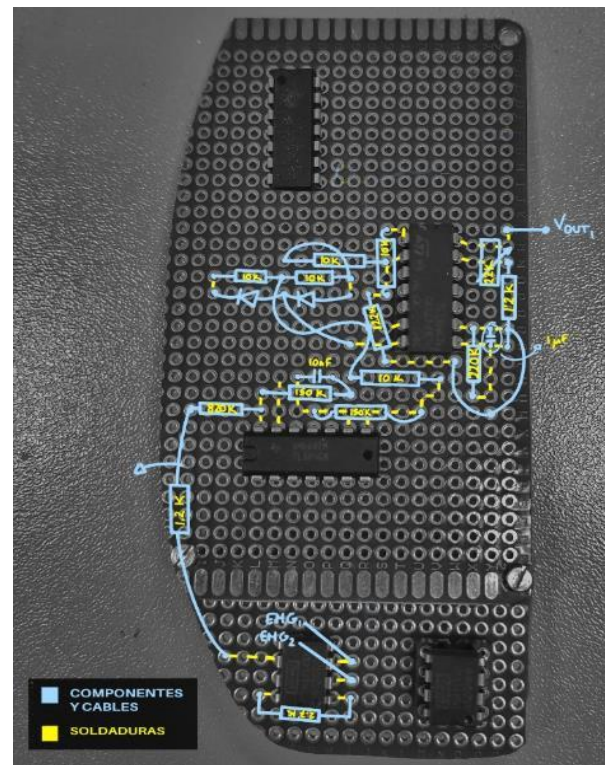
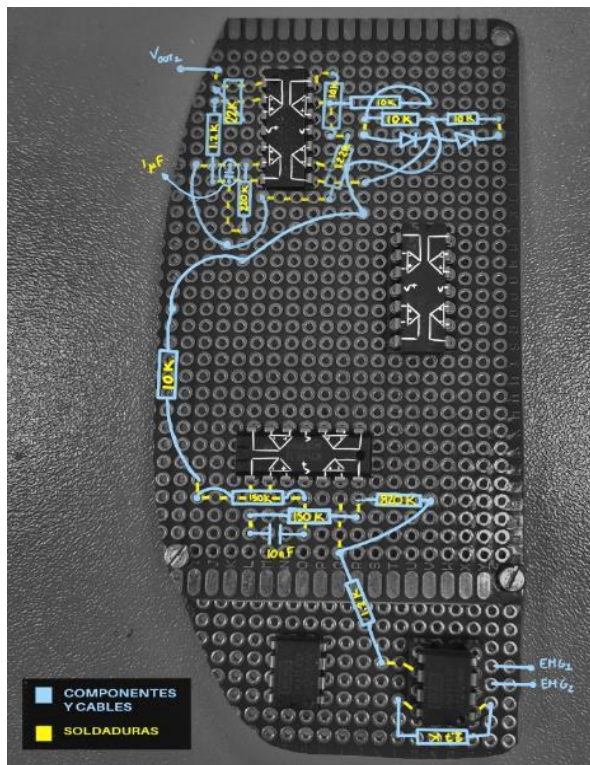


Figura 76: Diseño del circuito acondicionamiento de cada canal enfocado a la soldadura

Se verificó que efectivamente, con un buen diseño y eliminando un integrado podría implementarse el circuito de acondicionamiento en el pequeño espacio designado.

En el diseño se omiten las alimentaciones y tierras del circuito, esto es debido a que se aprovechará la doble cara para eso. Se creará un plano subterráneo de tierras y alimentación (figura 77), pero de un tamaño muy inferior al que se necesitaría para implementar un canal completo. Por esta

razón es viable la opción de dos planos. A partir de ahí se llevarán cables directamente a cada uno de los integrados.

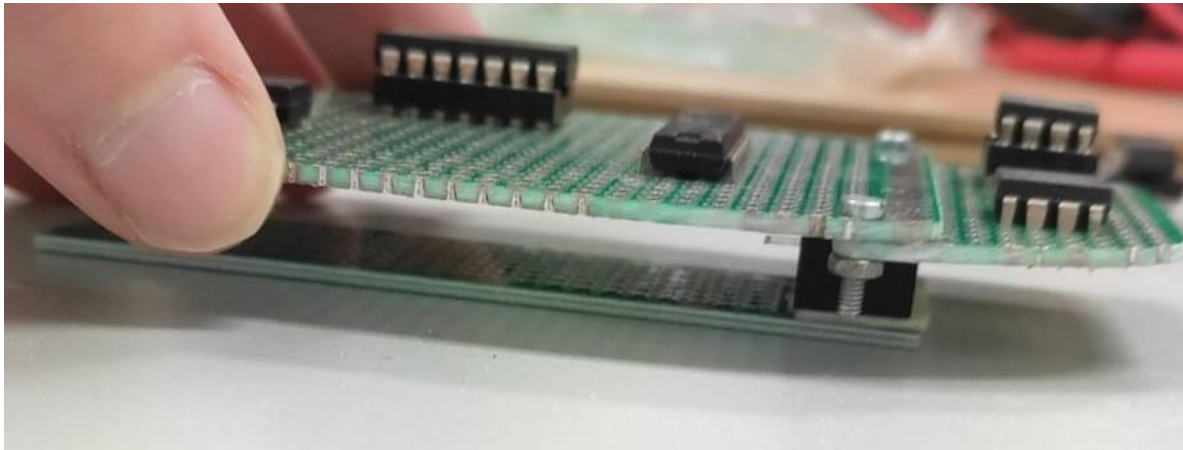


Figura 77: Plano subterráneo de alimentación

Es una operación delicada y hay que asegurarse de que no se generan cortocircuitos. Con el fin de evitarlo, se implementarán exclusivamente tres cables desde la placa de alimentación a la PCB que llevarán la alimentación positiva, la alimentación negativa, y la tierra del circuito.

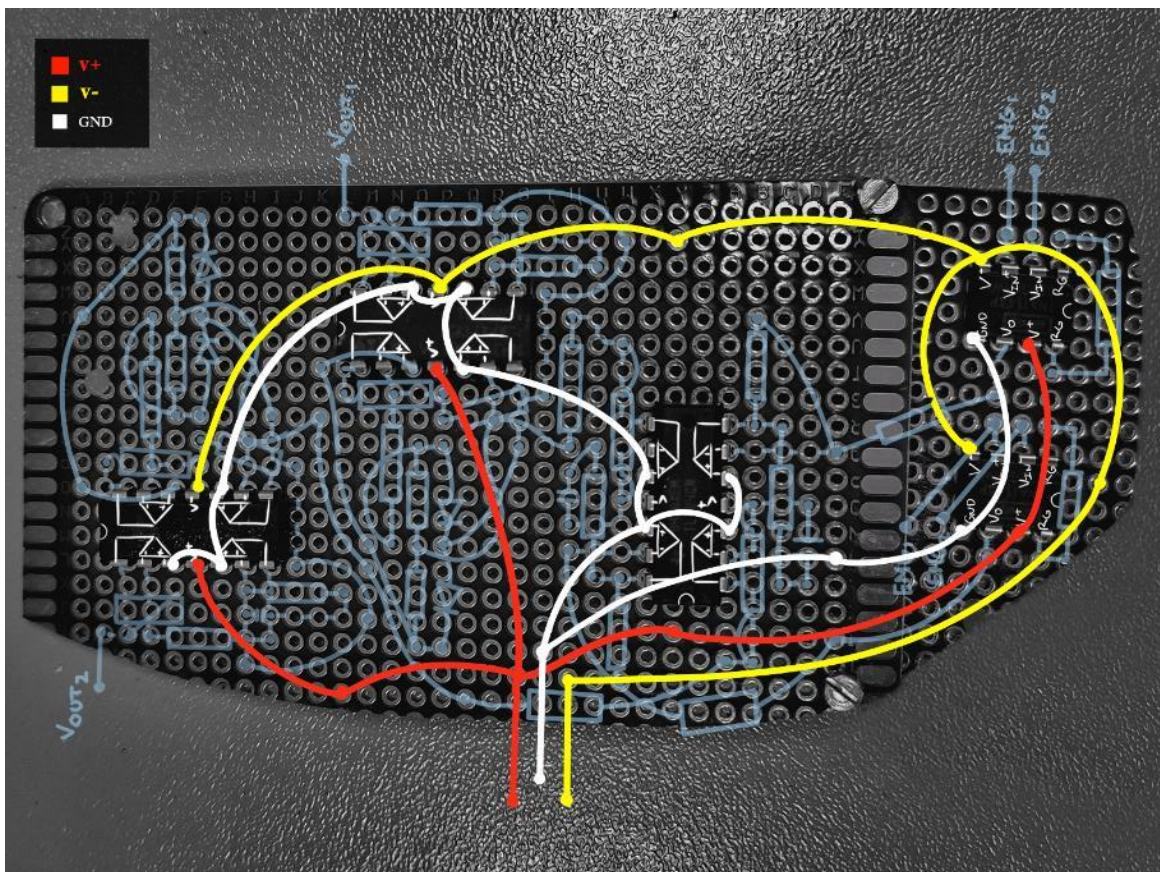


Figura 78: Diseño plano de alimentación

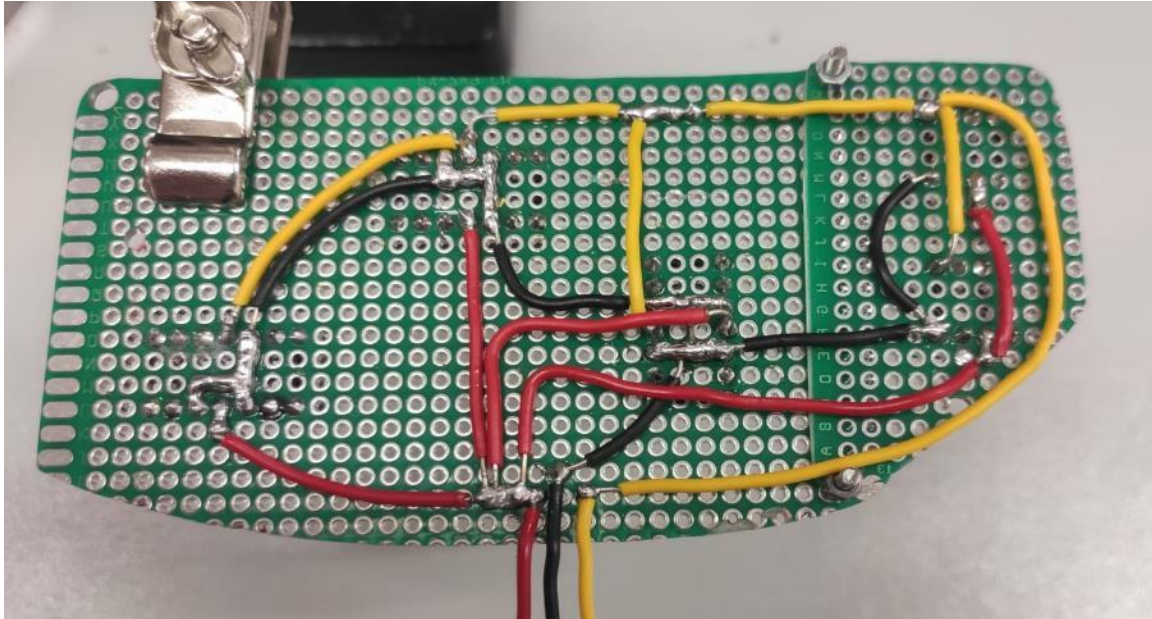


Figura 79: Implementación plano de alimentación

3.4. DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN VERSIÓN DE DOS CANALES

Para obtener una visión global de cómo se realizaría la versión de dos canales se ha generado un diagrama de bloques con sus diferentes componentes (figura 80).

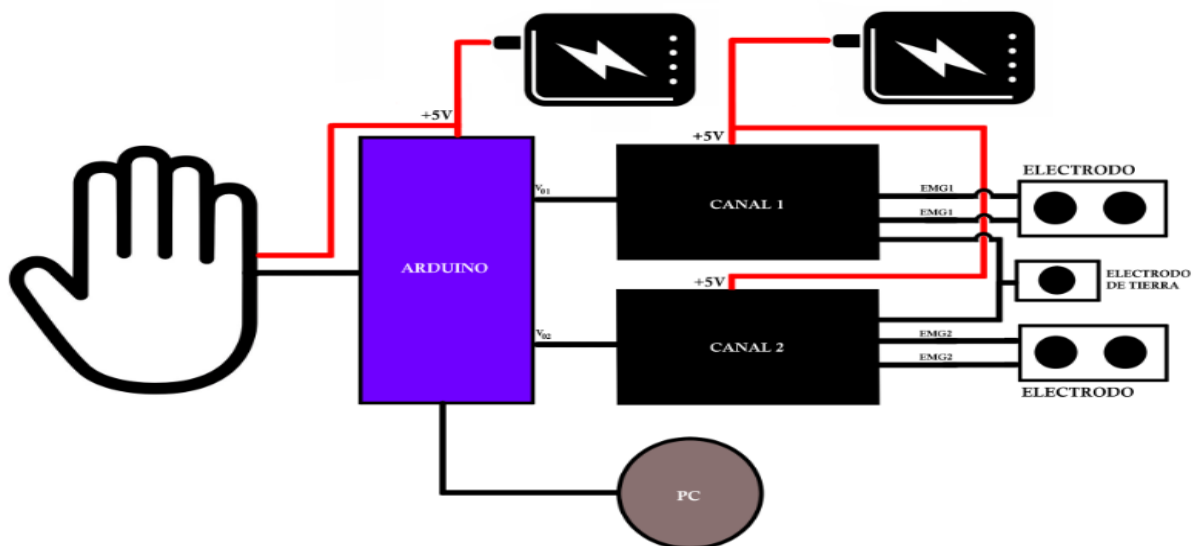


Figura 80: Diagrama de bloques del sistema versión de dos canales

Posteriormente, se muestran en la figura 81 todos los elementos construidos para implementar el sistema de control y sistema de acondicionamiento EMG.

1. Circuito de conexionado Arduino-Servomotores (figura 86)
2. Circuito de acondicionamiento (figura 74)
3. Conector hembra de alimentación al sistema Arduino-Servomotores
4. Conectores hembras para los electrodos

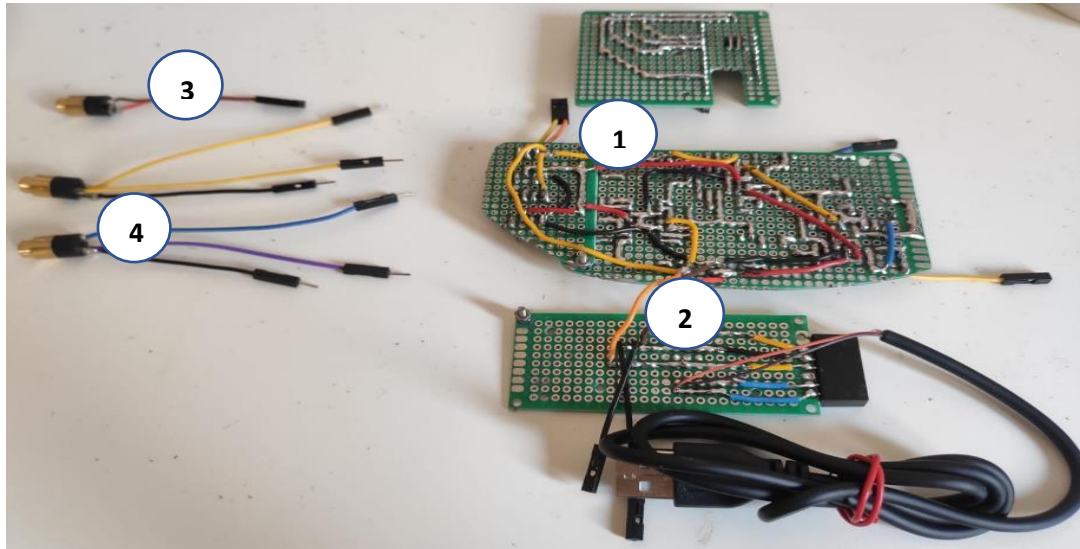


Figura 81: Elementos construidos para implementar nuestro sistema de sistema de control y sistema de acondicionamiento
EMG

En la figura 45 de este documento (apartado 2.7) se observan dos partes bien diferenciadas. En la parte del antebrazo (pieza R-SO-01) se colocará el sistema de acondicionamiento junto a la placa de alimentación (figura 82). El cual puesto adecuadamente y en el montaje final se vería como en la figura 84.

La alimentación del circuito de acondicionamiento como la de los motores no dispondrán de una misma fuente de alimentación debido a problemas de ruido de los propios servomotores en el circuito de acondicionamiento. Asimismo, para la portabilidad del proyecto y mitigación del ruido de red de 50Hz en el circuito se utilizarán dos baterías externas de teléfonos móviles.

La pieza R-SO-01 termina siendo modificada (apartado 4.4.2) con el fin de implantar las entradas a nuestro circuito de acondicionamiento (figura 83).

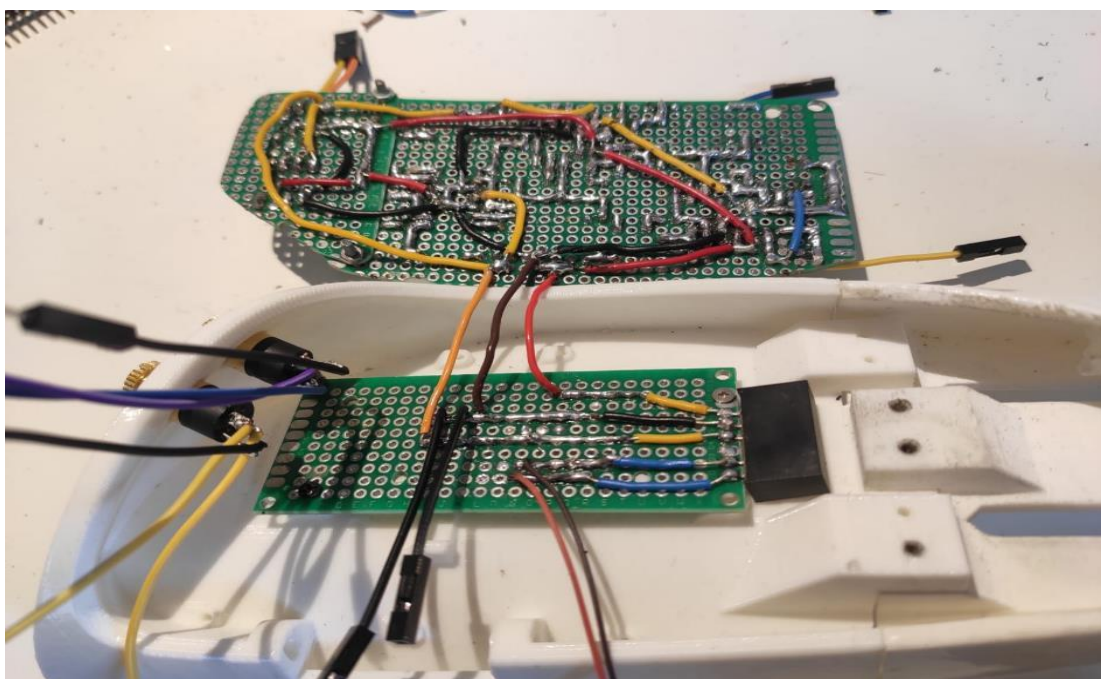


Figura 82: Colocación del sistema de acondicionamiento en la pieza R-SO-01

Entradas diseñadas a partir de un conector *jack* de 3.5 mm estéreo

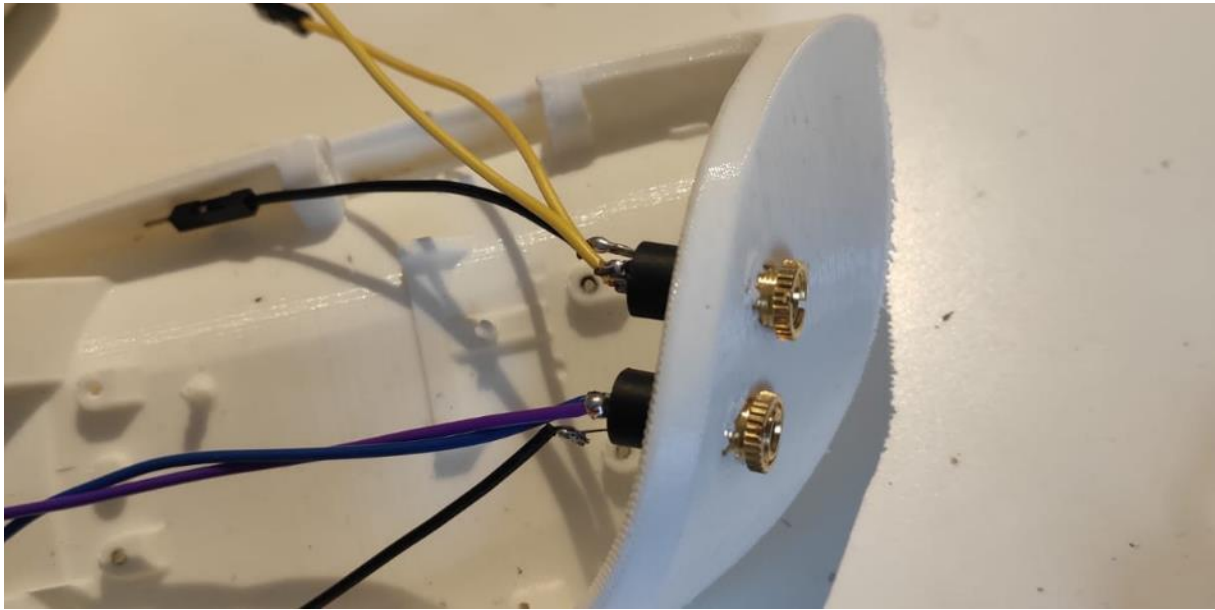


Figura 83: Inputs circuito acondicionamiento

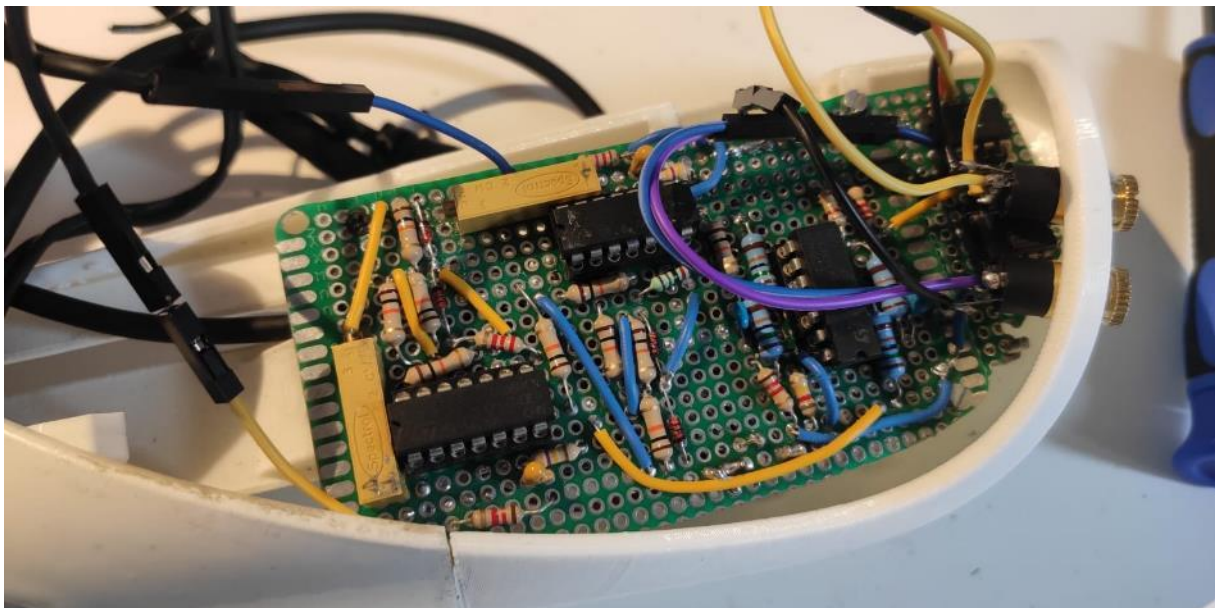


Figura 84: Implementación final circuito de acondicionamiento con dos canales

El sistema de adquisición de datos tendrá por lo tanto dos entradas diferenciales (EMG), una entrada de alimentación de 5V proveniente de una batería externa portable que posteriormente convertirá en bipolar de $\pm 5V$ nuestro convertidor DC/DC y dos salidas de datos que irán directamente al CAD (Convertidor Analógico-Digital) del Arduino.



Figura 85: Diagrama caja negra del sistema acondicionamiento

Por otra parte, el Arduino irá en la palma junto a los servomotores. Para ello se diseñó la pieza del apartado 4.4.4. Además, se conectarán a los pines CAD (A1, A3) las dos salidas del circuito de acondicionamiento. Por último, se conectará a cada uno de los motores la alimentación y los pines PWM del Arduino para su control (D9, D8, D7). En la figura 86 se ve en más en detalle cómo realizar las conexiones.

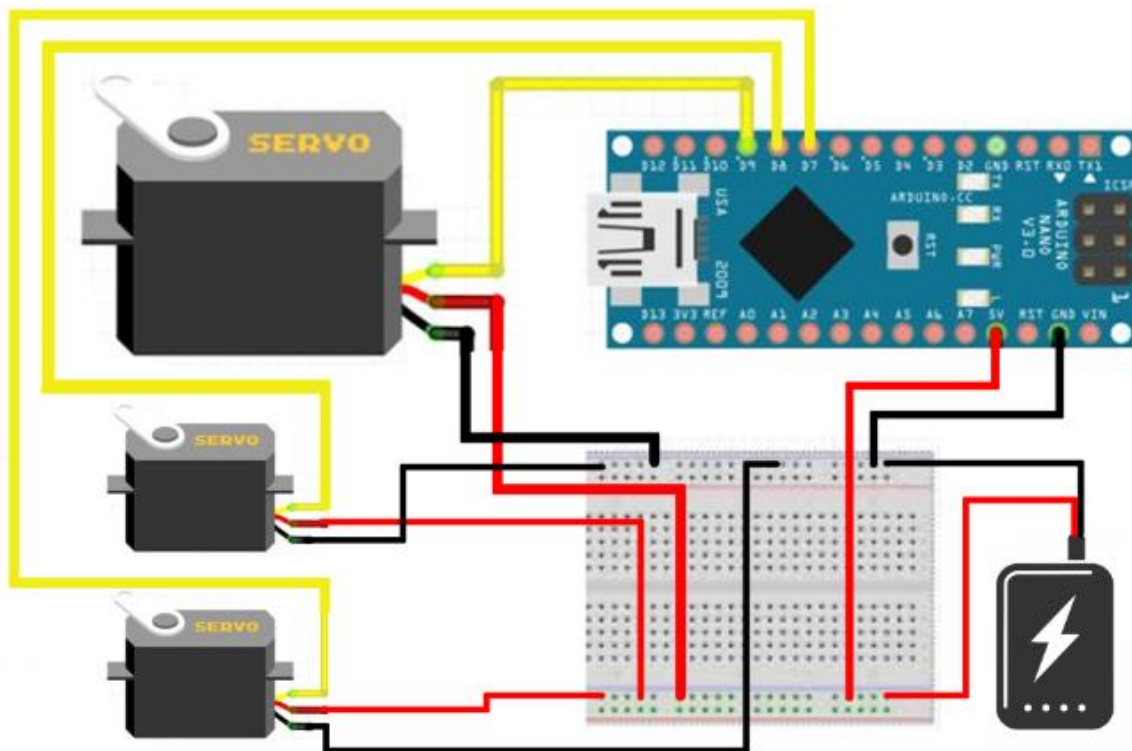


Figura 86: Diagrama de conexiones entre Arduino y Servomotores versión de dos canales

Este conexionado se realiza mediante una PCB de soldadura ajustándolo al tamaño disponible en la pieza R-H-02 y a las necesidades del proyecto.

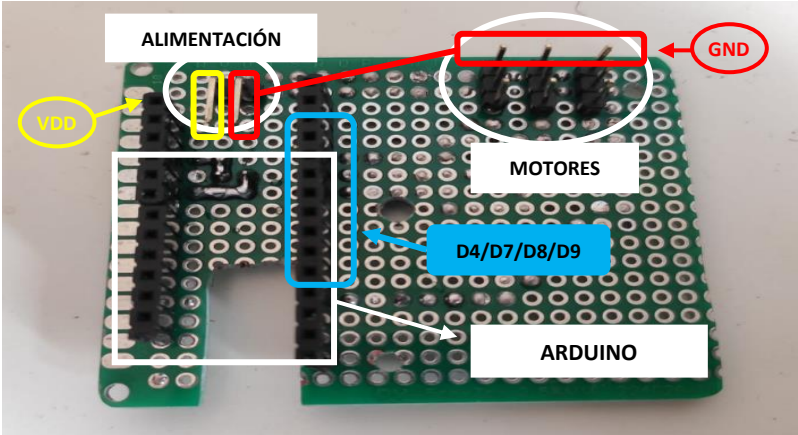


Figura 87: PCB soldadura para conexionado Arduino-Servomotores

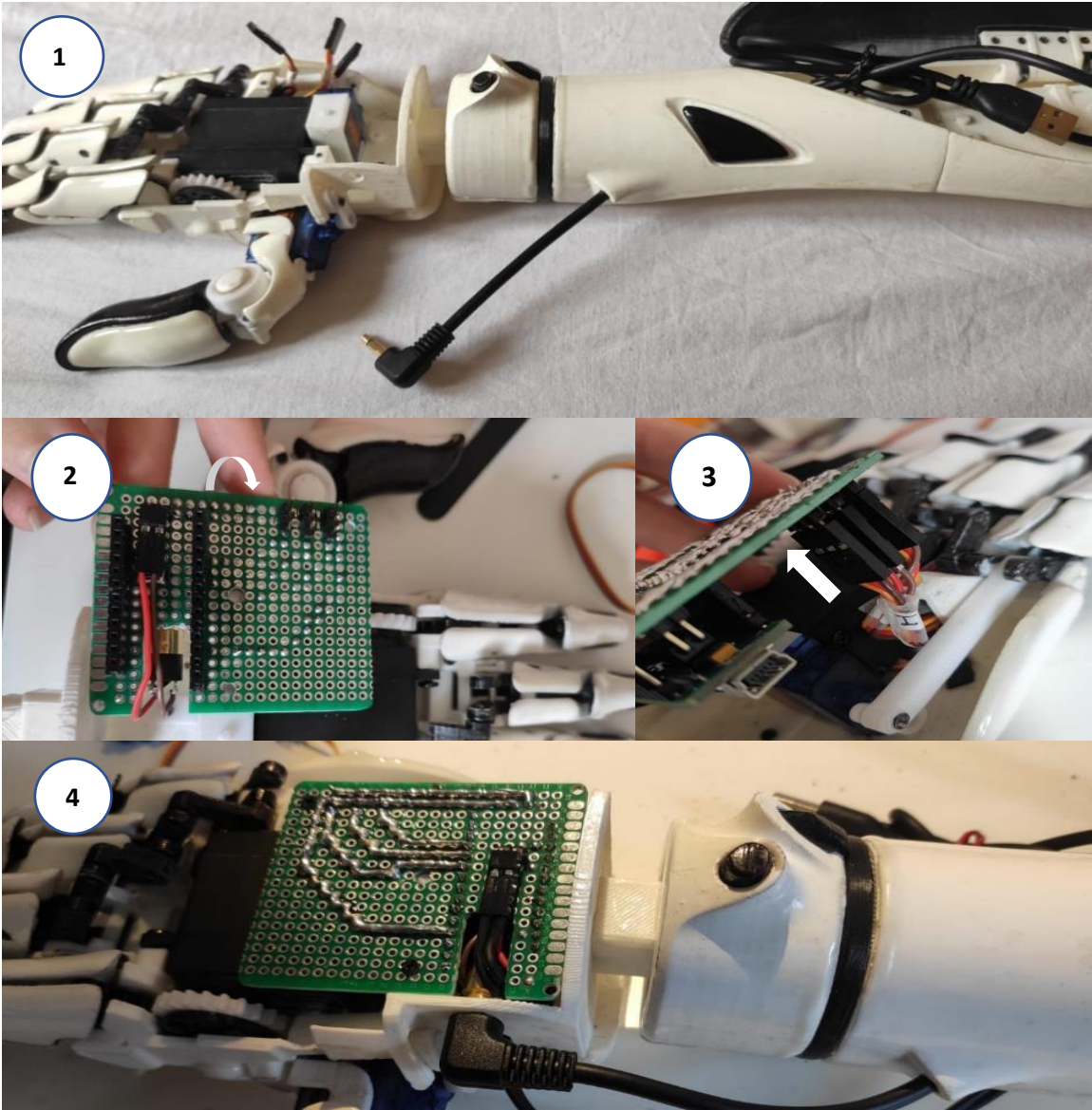


Figura 88: Montaje final versión dos canales

- 1. Se crea el cable de alimentación con un conector *jack* macho mono de 3.5mm en un extremo y con USB en el extremo contrario (apartado 4.2)
- 2. Se conecta la alimentación y la señal de control (en el segundo y cuarto paso se observa que se han establecido en caras opuestas, la señal de control son los cables negros y los cables negros y rojos es la señal de alimentación)
- 3. Se conecta el Arduino y los motores asegurando conectarlo con la polaridad adecuada.
- 4. Se encaja y se conecta con la batería. Se utiliza el agujero disponible en la pieza R-H-02 para introducir un conector Jack hembra y realizar el conexionado de la alimentación.

3.5. DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN VERSIÓN ALTERNATIVA

Cerca del final del proyecto, cuando se realizó la prueba final se observó que se producían diafonías entre ambos canales (la señal a la salida quedaba siempre en saturación cuando se ponían en marcha los dos canales a la vez, independientemente funcionaban, pero no en conjunto). Dentro de este contexto, surgió la idea de una versión mejorada que proporcionaría una manejabilidad más natural gracias a la implementación del manejo proporcional. En esta versión se elimina un canal del circuito de acondicionamiento (simplemente quitando los integrados que tenían que ver con ese canal) utilizándolo como señal de control principal y se implementa un botón como señal de control secundaria para cambiar de modo (figura 90).



Figura 89: Botón pulsador

El cambio que experimentará esta versión respecto a la anterior es que la señal del circuito de acondicionamiento será única. Por otro lado, se utilizará un botón pulsador típico utilizado en los montajes Arduino (figura 89). Conectado directamente a un pin digital D4 arbitrariamente, el cual servirá para cambiar de modo. Se seguirá el esquema de la figura 91 [9].

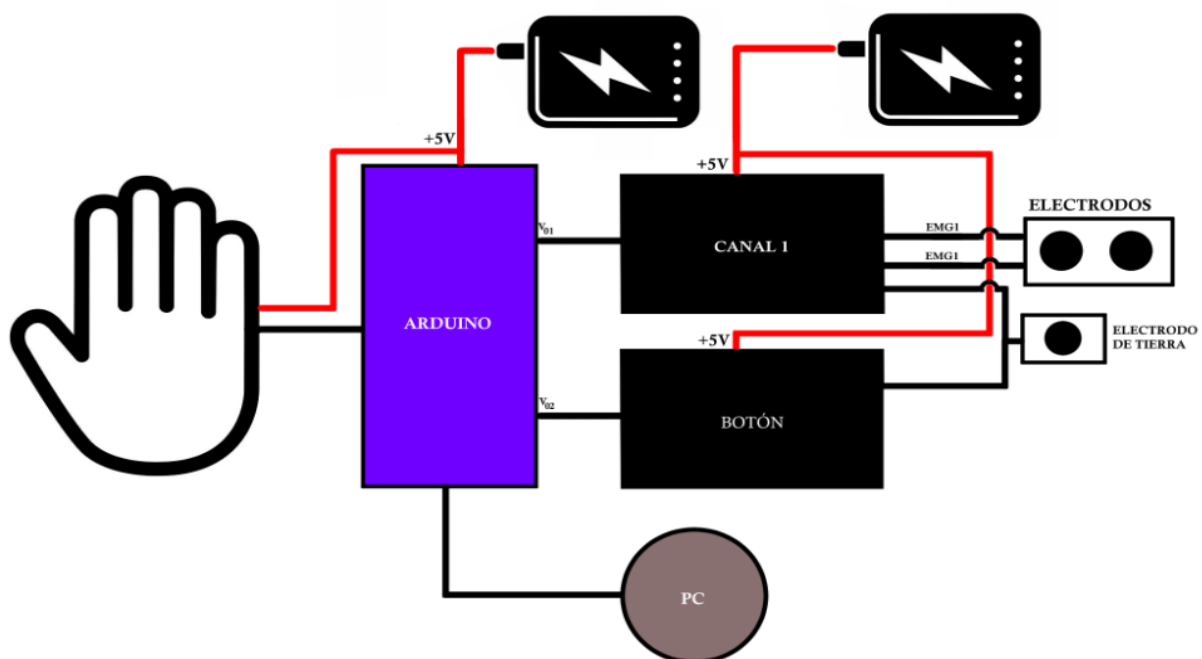


Figura 90: Diagrama de bloques versión alternativa

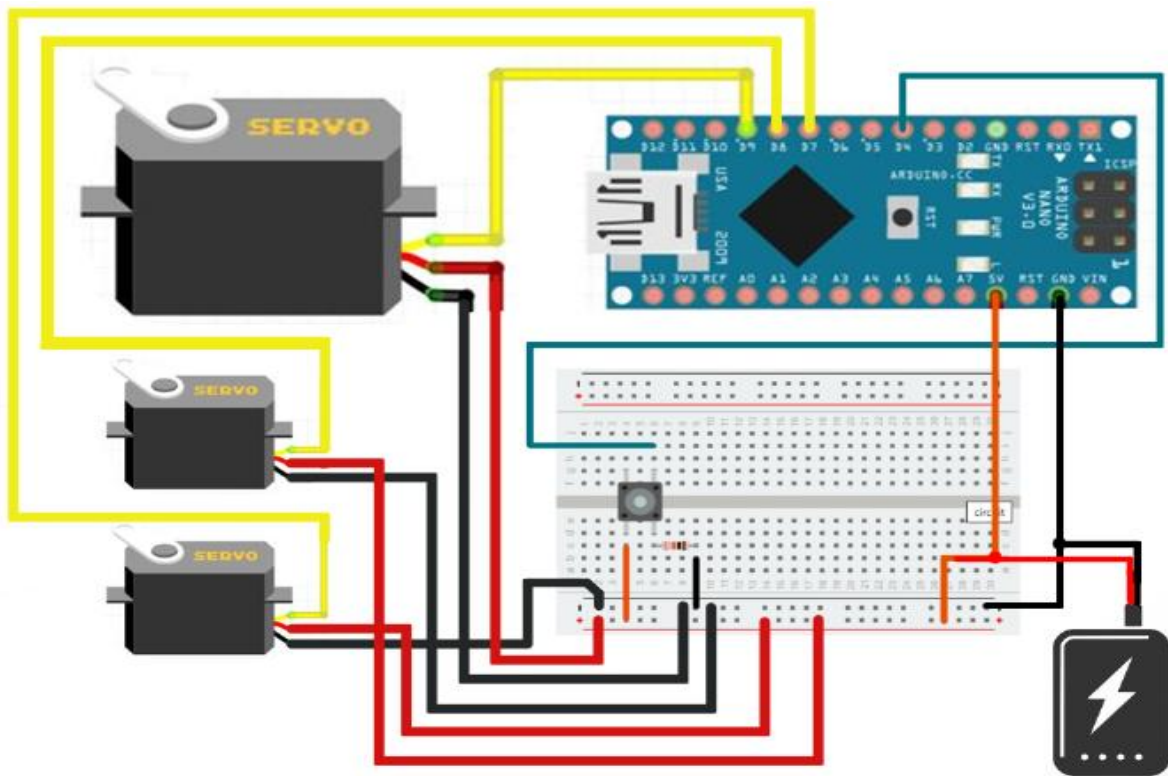


Figura 91 Diagrama de conexiones entre Arduino y Servomotores versión alternativa

Por último se realiza el montaje del diseño de la figura 91 en una PCB (figura 92).

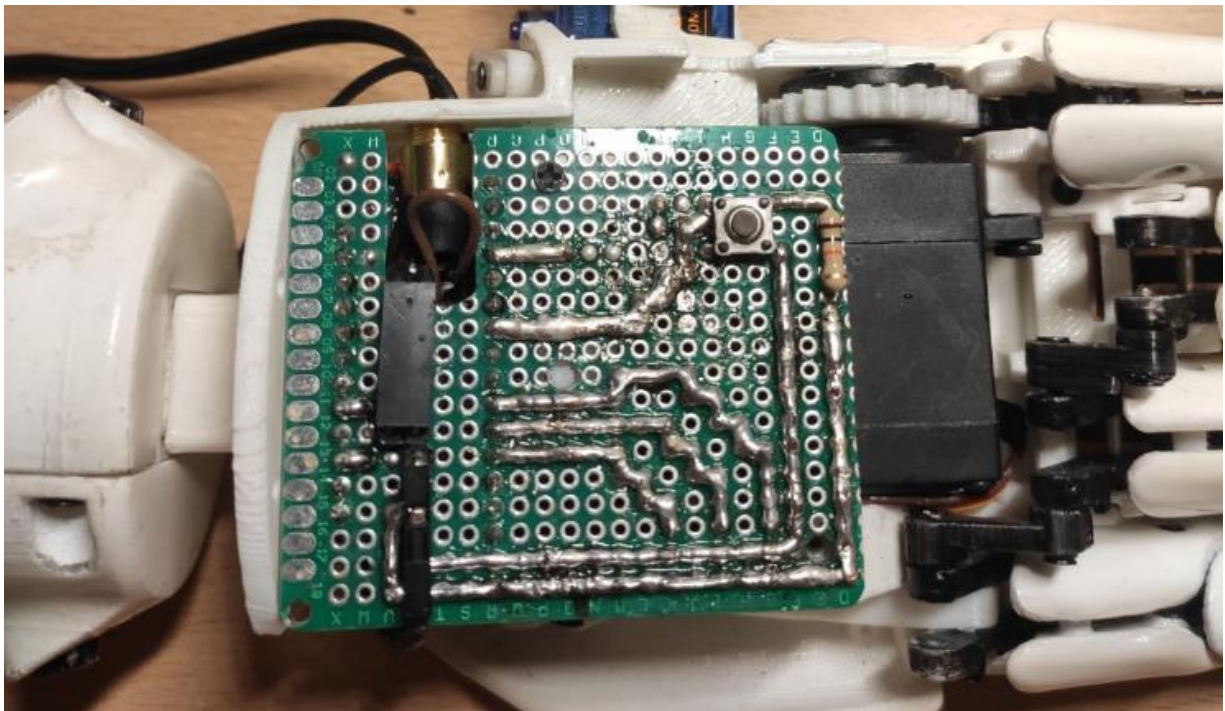


Figura 92: Implementación final versión alternativa

En este montaje se implantó otro conector en la PCB que conecta la tierra de ambos sistemas y de esta manera tengan una misma referencia. Además, para comprobar que se realizó el conexionado adecuadamente se realizó el programa “button.ino”.

BUTTON.INO

```
const int buttonPin = 4; // Pin al que vamos a asociar el botón

int buttonState = 0;      //Variable que va a recoger el estado del botón
int estado= 0;           //Variable que simula el cambio de estado

void setup() {

Serial.begin(9600); // Indicamos la velocidad de comunicación con el
                  //puerto Serie

  pinMode(buttonPin, INPUT); //Asociamos el botón al pin digital indicado
                             //anteriormente
  Serial.print("EMPEZAMOS");
}

void loop() {

  // Leemos el estado el botón:
  buttonState = digitalRead(buttonPin);

  // Comprobamos si el botón ha sido pulsado. Si se ha pulsado como
  // La configuración instalada es PULL-DOWN cuando se presiona estará en
  // HIGH
  if (buttonState == HIGH) {

    estado++;
    Serial.print("Estado: ");
    Serial.println(estado);
    delay(400);
    //Observamos si el estado cambia por el puerto serie
    //Para verificar su funcionamiento
  }

}
```

3.6. CODIFICACIÓN Y PROGRAMACIÓN DE ESTADOS

El diagrama de estados será el mismo para las dos versiones. La diferencia radicará en la obtención de la segunda señal de control.

El sistema tendrá dos señales de control: canal1 y canal2. Cada canal proporcionará información diferente. El canal1 obtendrá la información del esfuerzo muscular, es decir, **cuanto** se quiere agarrar en mayor o menor intensidad y el Canal2 nos proporcionará la información de **cómo** se va a realizar el agarre.

Se diseñarán dos estados principales:

- **Estado 1** = Agarre total (Cierre de toda la mano)
- **Estado 2** = Agarre con precisión (Cierre de índice y pulgar)

Dentro de cada estado tendremos dos sub-estados:

- **Manejo** = Agarre proporcional al esfuerzo muscular
- **Fijo** = Cuando el agarre proporcional llegue a un rango superior, se considera esfuerzo máximo, es decir, se supone que el usuario quiere sujetar un objeto, por lo que se bloquea la posición. Para volver al estado de manejo proporcional solo hay que volver a dar la orden de sujetar un objeto (esfuerzo fuerte) para desbloquear.

La información de cambio de estado se obtendrá a partir del **canal2**. Mientras que la información de esfuerzo muscular vendrá dada por el **canal1**.

Para entender correctamente la codificación de esfuerzo, es necesario comprender qué tipo de datos se va a recoger. Las señales de control variarán dependiendo de la versión.

- Cuando hablamos de la señal de los electrodos, obtendremos una señal pseudo-continua de 0-5V proporcional al esfuerzo muscular. Se introduce en el CAD del Arduino, el cual se transformará en un número.
 - Esfuerzo nulo (0V) = 0
 - Esfuerzo máximo (5V) = 1024

Los servomotores funcionan mediante la función *.write(grados)*, siendo *.write(180)* la posición de apertura y *.write(0)* la posición de contracción. Teniendo esto en cuenta se realizará una reescalada directa entre esfuerzo-grados. De esta manera, cuando la señal del canal 1 detecte el esfuerzo nulo (0) corresponda a la posición de apertura (180) y el esfuerzo máximo (1024) corresponda a la posición de contracción (0). Dicho de otro modo, cuando se realice un esfuerzo máximo (≈ 1024) este se remapeará para que coincida con la posición de contracción de los servomotores (*.write(0)*). De la misma manera, cuando se realice un esfuerzo nulo, este se remapeará a la posición de apertura de los servomotores (*.write(180)*). El anterior suceso, afectará a la lógica del diagrama de estados siendo esfuerzo intenso valores cercanos a cero y esfuerzo casi nulo valores cercanos a 180.

- Cuando se habla del botón, es una señal que accede a un pin digital que solo comprende de “1” lógico y “0” lógico. Se implantó en configuración *Pull-Down*, quiere decir que cuando se pulse el botón del pin D4 detectará un HIGH (“1” Lógico) [9].

3.6.1. VERSIÓN DOS CANALES

Como se puede comprobar en el diagrama de estados de la figura 93. El programa irá alternando entre estados y modos, cada estado tendrá los modos predeterminados de “manejo” y “fijo”. El modo manejo quiere decir que el esfuerzo muscular se traducirá el esfuerzo en una posición específica de los dedos, siendo el esfuerzo máximo el cierre de la mano y esfuerzo nulo la posición abierta y relajada, con todos los estados intermedios correspondientes. El modo fijo se refiere a la posición de agarre en la que la palma se mantiene cerrada de la manera determinada por el estado en el que se encuentre. Es decir, por defecto el usuario se encontrará en la posición de agarre proporcional (manejo) hasta que dé la orden de agarrar un objeto (fijo), para salir del modo fijo y volver al estado inicial solo es necesario dar de nuevo la orden de agarre (esfuerzo máximo en el canal 1). La forma de agarrar la determinará el estado, siendo el estado 1 el agarre completo (todos los dedos de la mano se cierran en sintonía) y el estado 2 corresponderá a un agarre preciso (los dedos corazón/anular/índice permanecen cerrados, el dedo pulgar se colocará en la posición frontal al índice y se realiza un control directo sobre el índice).

La manera de implementar esta lógica será mediante dos canales. El canal 1 será el encargado de cambiar entre los modos y el canal 2 entre estados, todo con un código de prioridad siguiendo el diagrama de la figura 93. Ambos canales serán señales de continua en el que su amplitud tendrá una correspondencia proporcional al esfuerzo muscular del usuario. Por defecto el Arduino utilizará el CAD de 10 bits con una amplitud de entrada de 0-5V, es decir, el valor numérico proporcionado por el CAD como 0 corresponderá al 0V de amplitud (esfuerzo nulo) y 5V serán 1024 (esfuerzo máximo). Para el desarrollo del programa se realizarán dos remapeos de esos valores. Para el canal 1, correspondiente al canal de información modos (control de los motores) se traducirá esa señal en lenguaje de grados de los motores, en otras palabras, se procederá a traducir el esfuerzo nulo a la posición de apertura y el esfuerzo máximo a la correspondiente posición de cierre. Por otro lado, en el canal 1 que simplemente proporciona la información de cambio de estado se realizará un remapeo a un rango de valores menor para una mayor facilidad de interpretación.

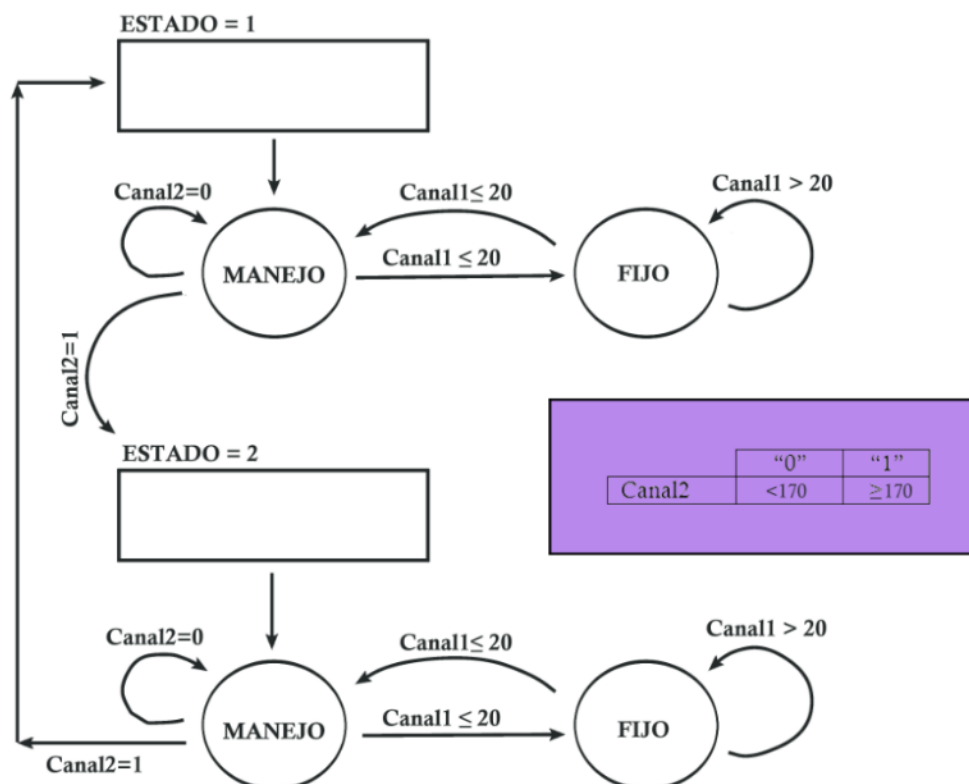


Figura 93: Diagrama de estados versión de dos canales

3.6.2. VERSIÓN ALTERNATIVA

La lógica es la misma que la de dos canales solo que el canal 2 se sustituye por un botón en configuración *Pull-Down*. Eso quiere decir que cuando se pulse el botón el canal 2 detectará un "1" Lógico (esfuerzo máximo en la anterior versión). La ventaja respecto a la versión de dos canales es que el "1" lógico presentará mucha mayor estabilidad y se detectará de forma más precisa que un rango de valores determinado de forma arbitraria al que se le asocia posteriormente a un "1" lógico.

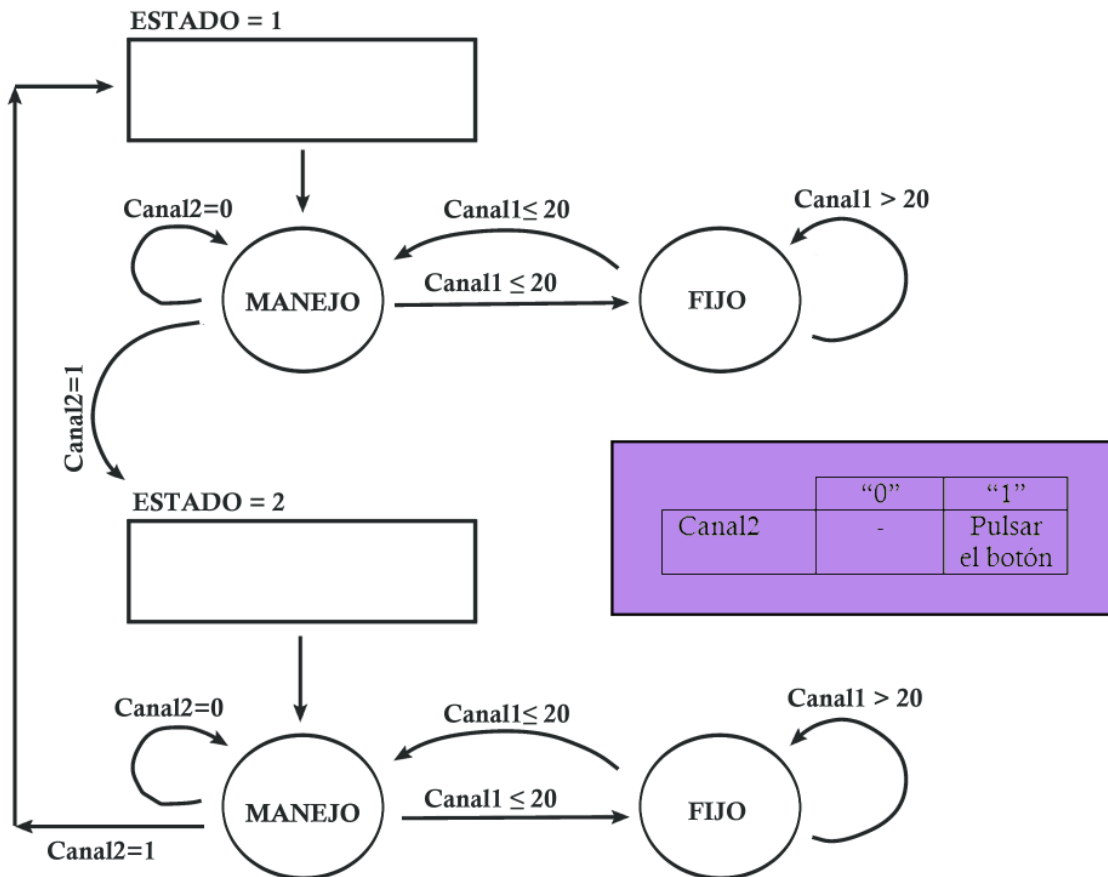


Figura 94: Diagrama de estados versión alternativa

Como esta es la versión realizada finalmente, es el único con una versión de código depurada e desarrollada correctamente.

SYSTEM_BUTTON_VERSION.INO

```
#include <Servo.h>

//Definimos macros para hacer el código más intuitivo
//Definimos la posición de apertura de los dedos en general que será 180
//La posición de cierre será en cada dedo diferente
//Asimismo definimos la macro de velocidad de apertura y cierre, cuanto
//mayor sea ese valor, más lento será el cierre

#define UP 180
#define THUMB_DOWN 75
#define INDEX_DOWN 0
#define OTHERS_DOWN 90
#define REDUCCION 5

//Definimos a que pines van a ir asociados cada dedo y el botón
const int d_index = 7; //D9
const int d_thumb = 8; //D8
const int d_others = 9; //D7
const int buttonPin = 4;

//Variable que definirá el estado
//Por defecto tenemos el estado 1
```

```

unsigned int estado= 1;

//Variable que recoge la intensidad del esfuerzo muscular
int canall=0;
int buttonState = 0; //Variable que recoge el estado del botón

unsigned long posicion = 0; //Variable que recoge la nueva posición
unsigned long posicion_anterior = 180; //Variable que recoge la posición anterior
unsigned int fijo=0; //Variable que recoge si estamos en modo variable

//Variable de posición nueva y posición anterior de cada dedo
unsigned int pos_index=0;
unsigned int pos_thumb=0;
unsigned int pos_others=0;

unsigned int pos_index_anterior=0;
unsigned int pos_thumb_anterior=0;
unsigned int pos_others_anterior=0;

Servo index,thumb,others; //Creamos el objeto de cada uno de los servos

void setup() {
  Serial.begin(9600); // Indicamos la velocidad de comunicación con el
                    // puerto Serie
  index.attach(d_index); // Asociamos cada servo al pin del Arduino que
                        // hemos indicado previamente
  thumb.attach(d_thumb);
  others.attach(d_others);
  pinMode(buttonPin, INPUT); // Asociamos el botón al pin del Arduino que
                            // hemos indicado previamente

  //Por defecto iniciamos la prótesis en una posición relajada
  pos_index_anterior=UP;
  pos_thumb_anterior=UP;
  pos_others_anterior=UP;

  index.write(pos_index_anterior);
  thumb.write(pos_thumb_anterior);
  others.write(pos_others_anterior);
  Serial.println("Inicio");
}

void loop() {

  // Leemos el CAD la señal de salida del circuito de
  // acondicionamiento
  canall=analogRead(A0);

  //Leemos el estado del botón
  buttonState = digitalRead(buttonPin);
  posicion=map(canall,0,1023,0,180);

  // Recogemos un valor de 0-1023 debido a que tenemos 10 bits de
  // CAD 4,88 mV diferencial de voltajes que recoge

  //Realizamos un remapeo para que a maximo voltaje (4V) sea la
  //maxima posición de los servos
  //4V -> 934, Aplicamos la regla de 3 y remapeamos

```

```

        //-----Feedback del puerto serie-----//
        Serial.print("Canal1:");
        Serial.println(canal1);
        Serial.print("Intensidad:");
        Serial.println(posicion);
        Serial.println("Recogida de datos");
        //-----//
        posicion=map(posicion,0,180,180,0);
        //Remapeamos para llevar a cada dedo a su posición adecuada
        //Debido a que cada dedo tiene unos extremos diferentes

        pos_index=posicion;
        //map(value, fromLow, fromHigh, toLow, toHigh)
        pos_others=map(posicion,0,180,90,180);
        pos_thumb=map(posicion,0,180,75,180);

        //-----//
        // Maquina de estados //
        //-----//
        switch(estado)
        {
//-----//
        case 1:
//-----//
// Si está en modo fijo lo que quiero si tenemos otro pico de esfuerzo es
// dejar de apretar

                if(fijo==1){
//Si en el canal1 mientras estamos en modo fijo volvemos a encontrar otro
//pico de esfuerzo

                        //Salimos de modo fijo
                        if(posicion<=20){
                                fijo=0;
                                delay(1000);

//Volvemos a la posicion inicial y actualizamos la nueva posicion
                                posicion_anterior=UP;

//Bucle que se va a repetir a lo largo del código. Sirve para mover los
//motores a la posición indicada en el while
//en este caso indicamos que vaya a la posición de apertura
                                while((pos_index_anterior!=UP) ||
(pos_others_anterior!=UP) || (pos_thumb_anterior!=UP))
                                {
                                        if(pos_index_anterior!=UP){ pos_index_anterior++;
index.write(pos_index_anterior); delay(REDUCCION);}
                                        if(pos_others_anterior!=UP){ pos_others_anterior++;
others.write(pos_others_anterior); delay(REDUCCION);}
                                        if(pos_index_anterior>90){if(pos_thumb_anterior!=UP){
pos_thumb_anterior++; thumb.write(pos_thumb_anterior); delay(REDUCCION);}}

                                }

                                break;
                                }

//Si no estamos apretando puede que queramos cambiar de estado
                }else if(buttonState == HIGH)
                {
//Si hemos apretado el botón cambiamos al siguiente estado

```

```

//Iniciamos y colocamos cada dedo en la posición de apertura y cierre
//dependiendo del estado
//En este caso el estado2 es el estado de pinza por lo que:
//índice en posición de apertura
//Dedo pulgar y otros dedos en posición de cierre
    estado=2;
    posicion_anterior=UP;
    while ( (pos_thumb_anterior!=THUMB_DOWN) ||
(pos_others_anterior!=OTHERS_DOWN))
    {
        if (pos_thumb_anterior!=THUMB_DOWN){ pos_thumb_anterior--;
thumb.write(pos_thumb_anterior); delay (REDUCCION); }
        if (pos_others_anterior!=OTHERS_DOWN){
pos_others_anterior--; others.write (pos_others_anterior);
delay (REDUCCION); }
    }
    delay (400);
    break;
}

//-----//

//-----//
// El esfuerzo es inferior al rango máximo, por lo que queremos realizar un
// movimiento controlado
    if (posicion>=10) {

        Serial.println ("entro en modo manual");
        //Si la posición deseada es mayor que la que queremos
        if (posicion>=posicion_anterior && fijo==0)
        {
            //Hacemos un bucle pasando por cada una de las posiciones para dar un
            //movimiento mas lento
            //Como es modo agarre primero cerramos el dedo pulgar y luego el resto a la
            //vez
            while (pos_thumb_anterior!=pos_thumb) {
pos_thumb_anterior++; thumb.write (pos_thumb_anterior); delay (REDUCCION); }
            while ( (pos_index_anterior!=pos_index) ||
(pos_others_anterior!=pos_others))
            {
                if (pos_index_anterior!=pos_index){
pos_index_anterior++; index.write (pos_index_anterior); delay (REDUCCION); }
                if (pos_others_anterior!=pos_others){
pos_others_anterior++; others.write (pos_others_anterior);
delay (REDUCCION); }
            }
        }
        else if (posicion<posicion_anterior && fijo==0)
//Si la posición deseada es menor que la que queremos
        {
            while (pos_thumb_anterior!=pos_thumb) {
pos_thumb_anterior--; thumb.write (pos_thumb_anterior); delay (REDUCCION); }
            while ( (pos_index_anterior!=pos_index) ||
(pos_others_anterior!=pos_others))
            {
                if (pos_index_anterior!=pos_index){
pos_index_anterior--; index.write (pos_index_anterior); delay (REDUCCION); }
                if (pos_others_anterior!=pos_others){
pos_others_anterior--; others.write (pos_others_anterior);
delay (REDUCCION); }
            }
        }
    }

//-----//

```

```

//En caso contrario lo que queremos es agarrar algo por lo que lo movemos a
//la posición de agarre y lo mantenemos
    }else
    {
//Solo hacemos esta instrucción si el modo actual es manejo
        if(fijo==0){
            Serial.println("modo fijo");
            while(pos_thumb_anterior!=pos_thumb){
pos_thumb_anterior--; thumb.write(pos_thumb_anterior); delay(REDUCCION);}
                while((pos_index_anterior!=pos_index) ||
(pos_others_anterior!=pos_others))
                {
                    if(pos_index_anterior!=pos_index){
pos_index_anterior--; index.write(pos_index_anterior); delay(REDUCCION);}
                    if(pos_others_anterior!=pos_others){
pos_others_anterior--; others.write(pos_others_anterior);
delay(REDUCCION);}
                }
                fijo=1;
//Actualizamos la posición anterior a la última posición
                posicion_anterior=posicion;
                Serial.print("Fijo:");
                Serial.println(fijo);
            }
        }

//Si no estamos en el modo fijo actualizamos la posición anterior
        if(fijo==0){ posicion_anterior=posicion;}
        break;
//-----//
        case 2: //Modo Pinza

//-----//
//Mismo procedimiento, si estamos en modo fijo y detectamos un esfuerzo en
//el rango máximo volvemos a colocar la prótesis en modo manejo
        if(fijo==1){
            if(posicion<=20){
                fijo=0;
                delay(1000);
//Volvemos a la posición inicial y actualizamos la nueva posición
                posicion_anterior=UP;
                while(pos_index_anterior!=UP){ pos_index_anterior++;
index.write(pos_index_anterior); delay(REDUCCION);}
                    break;
                }
        }

//Si no estamos apretando puede que queramos cambiar de estado. Si estamos
//en modo fijo no queremos que cambie de estado
        }else if(buttonState == HIGH)
        {
//Pasamos al estado inicial que en este caso vuelve a ser el estado inicial
                estado=1;
                posicion_anterior=UP;

//Colocamos actualizamos la nueva posición anterior realizamos el cambio de
//estado colocando cada dedo en la posición correspondiente
                while((pos_thumb_anterior!=UP) ||
(pos_others_anterior!=UP))
                {
                    if(pos_others_anterior!=UP){ pos_others_anterior++;
others.write(pos_others_anterior); delay(REDUCCION);}
                    if(pos_thumb_anterior!=UP){ pos_thumb_anterior++;
thumb.write(pos_thumb_anterior); delay(REDUCCION);}
                }
        }
    }
}

```


En la versión alternativa solo hay que preocuparse de calibrar la ganancia del canal1. Mediante la resistencia variable del canal se va girando el tornillo (aumentando o disminuyendo la resistencia provocando cambios en la ganancia) de tal manera que se pueda realizar un control y llegar al máximo sin demasiado esfuerzo, pero sin proporcionar una ganancia excesiva. Se quiere sensibilidad, pero sin que el sistema detecte cualquier leve movimiento como un máximo. El programa mostrará cuando llegues al máximo, en base a eso se ha de realizar el calibrado. Este proceso puede observarse en el video proporcionado en el apartado 1.1

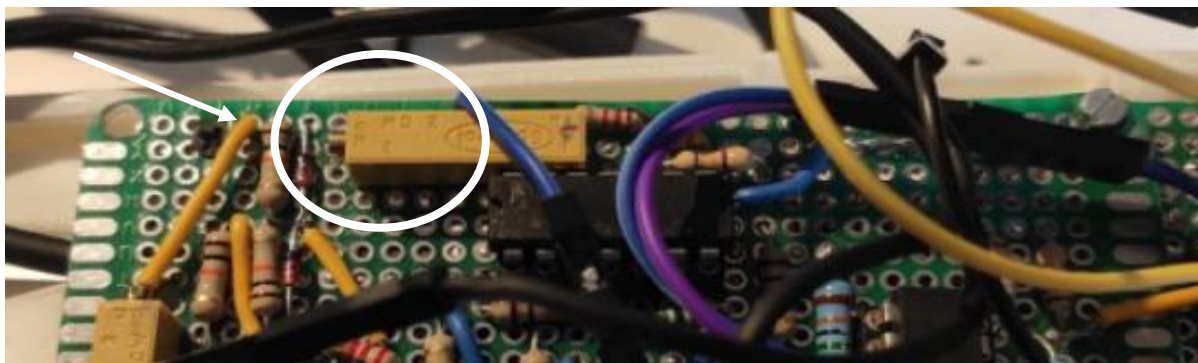


Figura 96: Calibración de la ganancia

Una opción sin necesidad de utilizar el Arduino pero no accesible a todo el mundo es mediante la visualización de la señal de salida en un osciloscopio. La técnica es la misma, se colocan los electrodos, se activa el sistema y se visualiza la salida del sistema de acondicionamiento, disminuyes/aumentas la ganancia en base a la sensibilidad que se quiera dar.

3.8. INTERCONEXIÓN DE SISTEMAS

Una parte muy importante en la interconexión de sistemas fue la de realizar conexiones seguras que no fueran permanentes (estañado). Tanto los *inputs* en el sistema de acondicionamiento como la alimentación de cada sistema, era importante que se realizaran unas buenas conexiones. Para lograrlo se optó por conectores Jack de 3.5mm. Para otro tipo de conexionado como pueden ser las salidas del circuito de alimentación o la creación de cables Jack-USB se utilizó conectores tipo Arduino.

La creación de conexiones Jack 3.5mm es bastante sencilla [10].

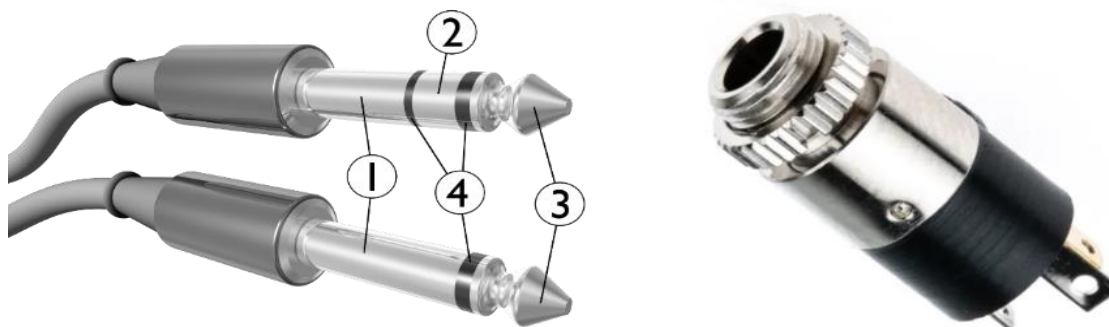


Figura 97: Par de conectores Jack Macho y Hembra

Si se descubre el cable del Jack macho se observa que dependiendo del modelo dos o tres cables (depende si es estéreo o mono, incluso cuatro en algunas versiones). Cada anilla (4) se corresponde a un cable. En el conector macho superior se encontrarían tres cables y en el de abajo solo dos. En el conector hembra se puede observar que tiene tres patillas. Cuando se realiza la conexión cada patilla estará conectada con cada una de las secciones del cable macho (1,2,3). Jugando con eso se puede llevar de dos a tres conexiones sabiendo esta información.

En la creación de conexiones más sencillas se utilizan conectores especiales para Arduino (figura 98) estos cables tienen su versión macho y versión hembra en todas sus combinaciones. Si se observa el Arduino nano. Se puede comprobar que todos sus *inputs* y *outputs* son pines con este tipo de formato.



Figura 98: Conectores Hembras y Machos especiales para Arduino

En el anexo 6 se puede encontrar la forma de crear estas conexiones de forma más detallada. Para el montaje definitivo, una vez realizados los puntos anteriores, queda simplemente generar:

- Cable USB-Jack
- Cable USB alimentación del sistema de acondicionamiento
- Conectores para las salidas del sistema de acondicionamiento.
- Conectores Jack hembra con conectores a su salida para poder extraer la placa de acondicionamiento.
- Tierra de conexión entre ambos sistemas.

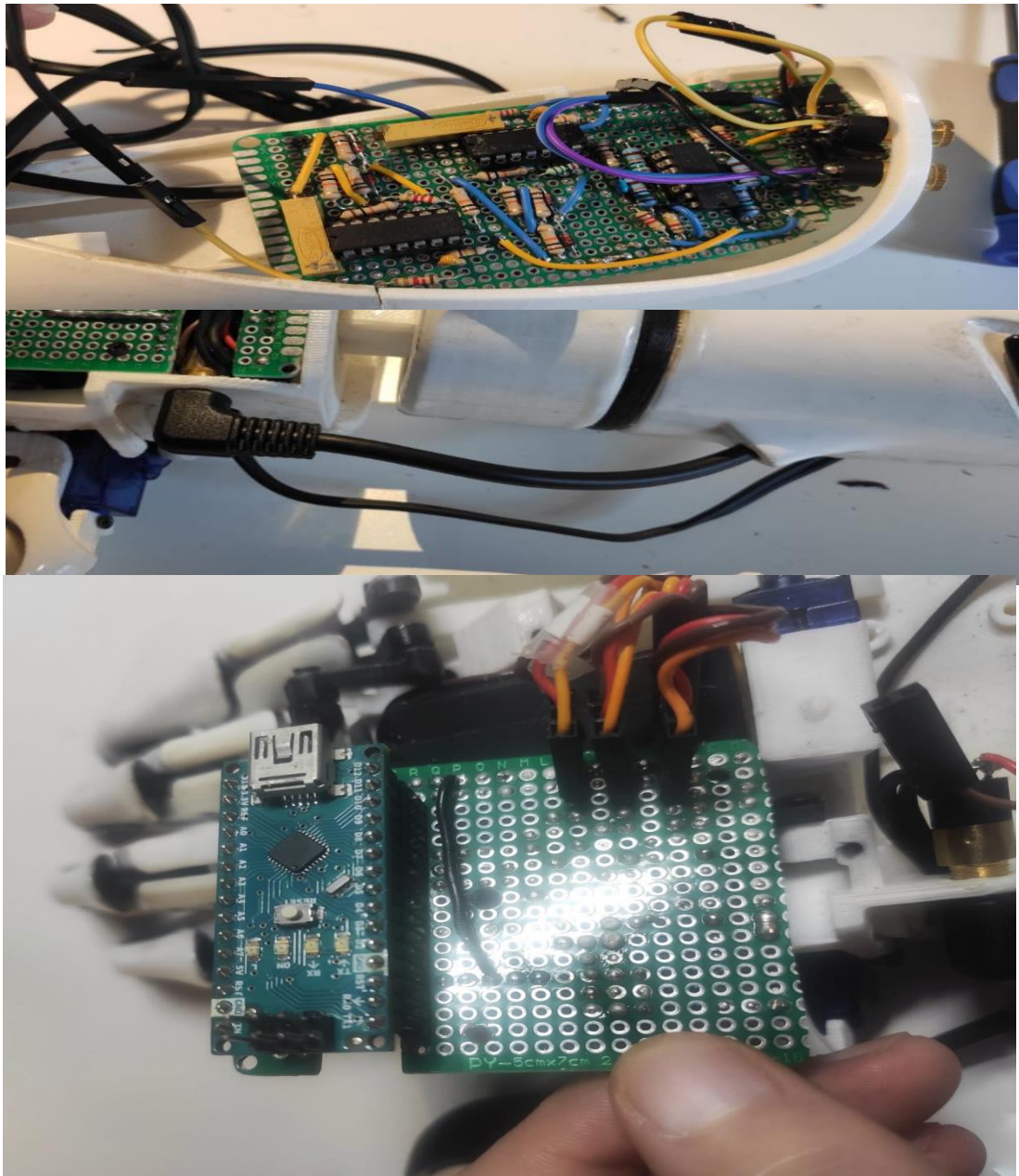


Figura 99: Conexionado final

4. PREACONDICIONAMIENTO Y EXPERIMENTACIÓN EN SUJETOS REALES

La prótesis ha sido diseñada para que cualquier individuo adulto pueda utilizarlo sin importar género alguno. Asimismo, existe el modelo tanto para la mano izquierda como para la mano derecha.

Para efectuar el cambio de usuario solo es necesario realizar un ajuste de parámetros, debido a que cada persona posee una estructura muscular diferente. A continuación se explicará el protocolo a seguir para comenzar a usarla. Como versión del sistema se utilizará la alternativa (apartado 4.3.2), control directo y proporcional de apertura y cierre, cambiando el modo de agarre con el botón de la parte superior de la palma.

4.1. PROTOCOLO DE PRUEBAS

El objetivo de este protocolo será el de definir las condiciones de las pruebas junto con el procedimiento detallado de realización.

4.1.1 SUJETOS DE ESTUDIO

Han participado en este estudio 5 sujetos sin amputación, hubiera sido más interesante haber realizado las pruebas en sujetos amputados, usuario final de la prótesis, no obstante por la dificultad de encontrarlos en la situación geográfica en la que se desarrolló el proyecto se tuvo que realizar con sujetos sin amputación. Los datos principales de los participantes se recogen en la siguiente tabla:

ID	GÉNERO (1)	EDAD (años)	ALTURA (cm)	PESO (Kg)
Sujeto_00	M	24	174	60
Sujeto_01	M	57	174	78
Sujeto_02	F	28	158	50
Sujeto_03	M	50	167	83
Sujeto_04	F	51	160	47

(1) M = Masculino; F = Femenino

Todos los sujetos dieron su aprobación para la participación en el experimento, que no conlleva riesgos físicos ni psicológicos de ningún tipo. Asimismo, Todos disfrutaban de un estado salud adecuado a su edad y complexión física.

4.1.2 GRUPO DE MÚSCULOS EMPLEADOS PARA EL CANAL DE CONTROL Y ELECTRODOS UTILIZADOS

Los grupos musculares utilizados para recoger las señales de EMG que controlarán las operaciones del sistema fueron el cubital posterior en la mayoría de los sujetos y el flexor profundo de los dedos en el caso de los sujetos 01 y 04 (Figura 100).

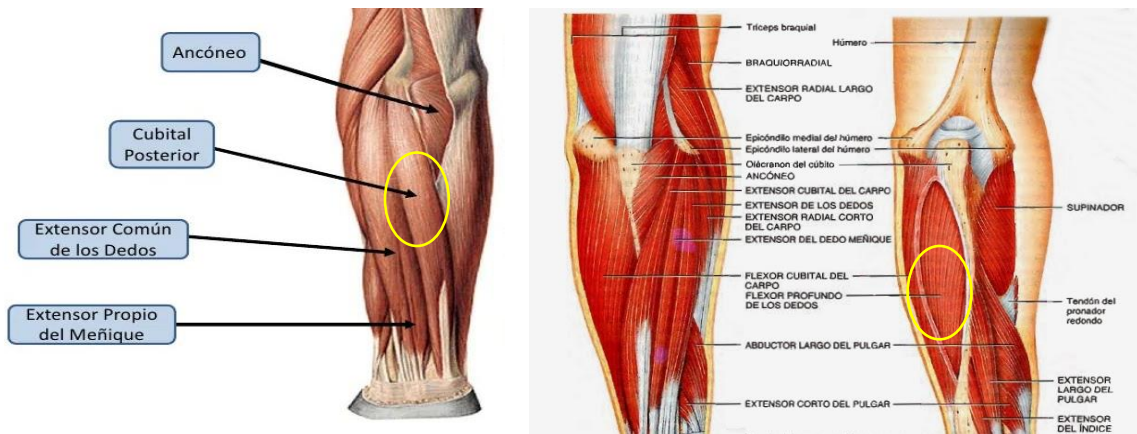


Figura 100: Músculo objeto de estudio



Figura 101: Disposición de los electrodos en el cubital posterior



Figura 102: Disposición de los electrodos en el flexor profundo de los dedos

El motivo de la elección fue debido a la intensidad de señal capturada. En esos grupos musculares se capturaron niveles de esfuerzos superiores para los mismos niveles de ganancia/esfuerzo que en el resto.

Los electrodos fueron de tipo húmedo de cloruro de plata, misma composición que los que se emplean en los registros de ECG infantil (Figura 16). El electrodo de referencia se sitúa en el codo, lejos de señales de acción muscular.

4.1.3 PROCEDIMIENTO

Preparación del sistema: se realiza la colocación de los electrodos, así como de la alimentación. Posteriormente se inicia el protocolo de calibración del apartado 4.7.

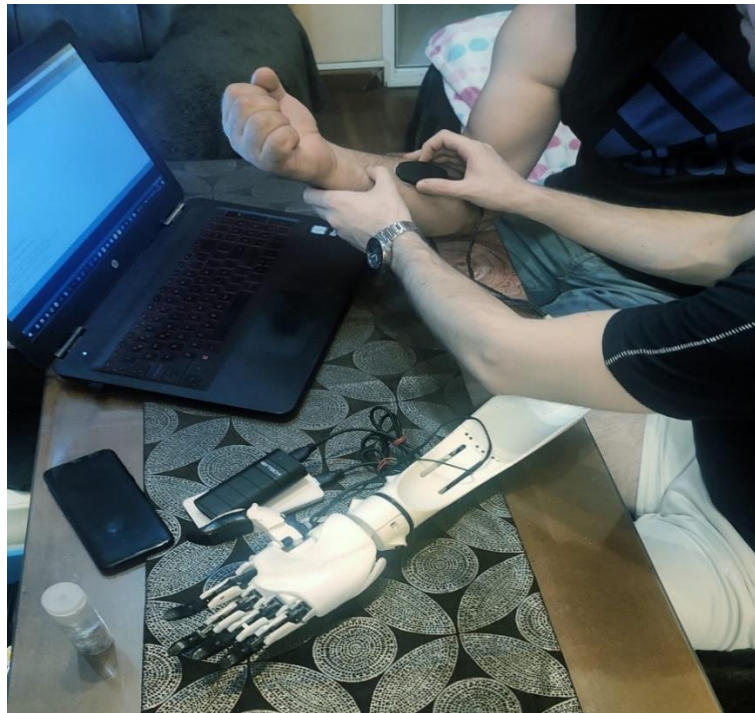


Figura 103: Iniciación del protocolo de pruebas

1. **(Act. 1) Prueba de acomodación:** entre 30/45 minutos el sujeto utiliza el sistema para recibir realimentación visual de las acciones de la prótesis y acostumbrarse al sistema. Esta prueba sirve para recoger el parámetro de ajuste individual de la ganancia. Hasta no se haya obtenido la ganancia individual adecuada, no se procede a conectar el sistema electromecánico, solo se utiliza la realimentación del programa `system_bottom_version.ino` o en su defecto la visualización de la señal de salida en un osciloscopio.

Cuando el sujeto esté cómodo con la sensibilidad del sistema, se procede a recoger los datos individuales con un multímetro en los pines señalados en la figura 104.

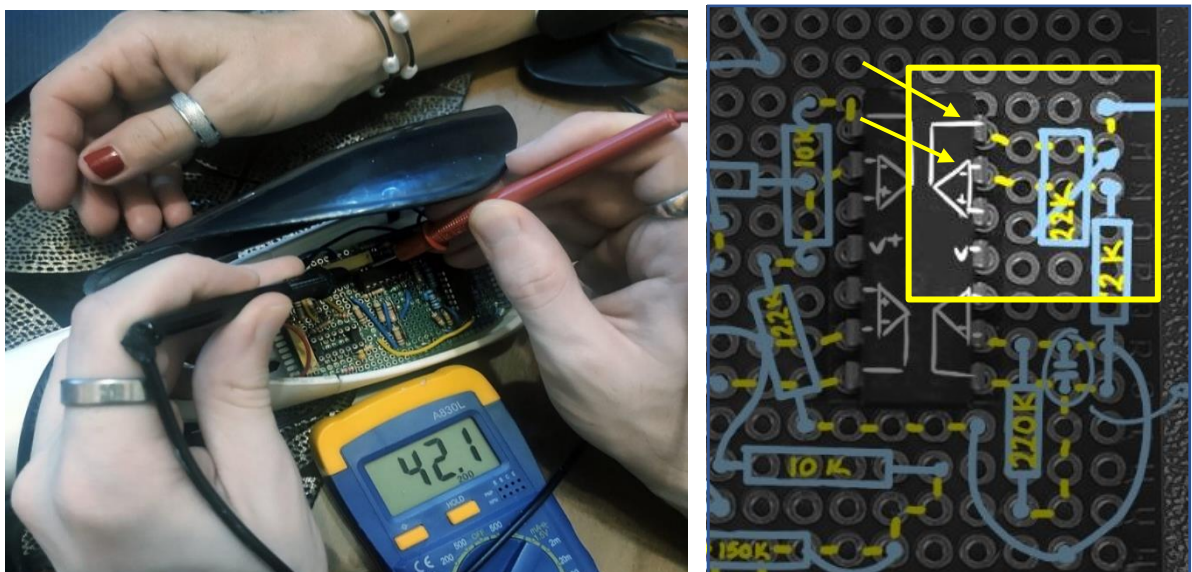


Figura 104: Obtención de la ganancia individual sujeto_05 primer ejercicio

2. **(Act. 2) Prueba de movimiento proporcional de la prótesis en Agarre fuerte:** En esta prueba se evalúa, con un tiempo máximo entre 2/5 minutos, la habilidad o no del sujeto de controlar el movimiento gradual de la mano protésica sin tener como meta sujetar ningún objeto moviendo todos los dedos de la mano para efectuar un agarre total. Se evaluará de 0 a 10 a juicio del ingeniero responsable la habilidad conseguida por el sujeto en este ejercicio y dentro del tiempo límite.
3. **(Act. 3) Prueba de movimiento proporcional de la prótesis en Agarre suave (o de precisión):** En esta prueba se evalúa, con un tiempo máximo entre 2/5 minutos, la habilidad o no del sujeto de controlar el movimiento gradual de la mano protésica sin tener como meta sujetar ningún objeto moviendo los dedos índice y pulgar de la mano para efectuar un agarre suave. Se evaluará de 0 a 10 a juicio del ingeniero responsable la habilidad conseguida por el sujeto en este ejercicio y dentro del tiempo límite.
4. **(Act. 4) Prueba de la prótesis en Agarre fuerte:** En esta prueba se evalúa, con un tiempo máximo entre 2/5 minutos, la habilidad o no del sujeto de controlar el movimiento de la mano protésica para sujetar un objeto medianamente grande, en este caso moviendo todos los dedos de la mano para efectuar un agarre total, como ejemplo se utilizará una botella llena de agua de 200ml. Se evaluará de 0 a 10 a juicio del ingeniero responsable la habilidad conseguida por el sujeto en este ejercicio y dentro del tiempo límite.
5. **(Act. 5) Prueba de la prótesis en Agarre de precisión:** En esta prueba se evalúa, con un tiempo máximo entre 2/5 minutos, la habilidad o no del sujeto de controlar el movimiento de la mano protésica para sujetar un objeto pequeño moviendo los dedos índice y pulgar de la mano para efectuar un agarre suave, como ejemplo se utilizará un destornillador de precisión. Se evaluará de 0 a 10 a juicio del ingeniero responsable la habilidad conseguida por el sujeto en este ejercicio y dentro del tiempo límite (figura 105).

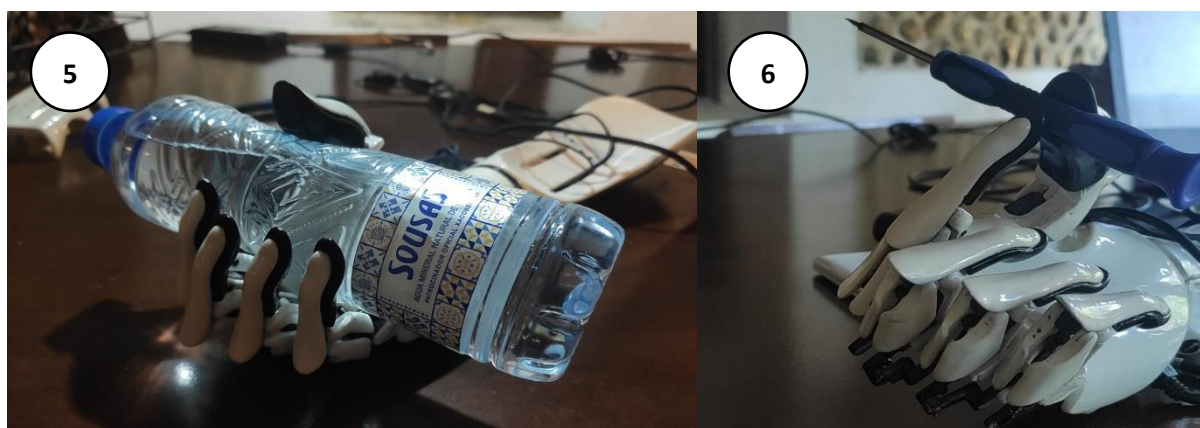


Figura 105: 4º y 5º ejercicio del protocolo

Los cambios de modo de operación se efectuarán por los participantes a instancias del ingeniero responsable.

4.2. RESULTADOS PRUEBAS REALIZADAS



- **ID:** Sujeto_00
- **Género:** Masculino
- **Edad:** 24
- **Peso:** 60 Kg
- **Altura:** 174 cm

Ganancia

6.6

	Act. 1	Act. 2	Act. 3	Act. 4	Act. 5
Tiempo en completar la actividad (min)	22 min	5min	4min	2min	2min
Evaluación (0-10)	7	6	6	10	10
Comentarios	<ul style="list-style-type: none"> • Los ejercicios más complejos son las actividades 2 y 3. • La prueba de acomodación ha resultado sencilla sin presentar ningún tipo de dificultad. • Mecanismo de funcionamiento, sencillo e intuitivo. 				



- **ID:** Sujeto_01
- **Género:** Masculino
- **Edad:** 57
- **Peso:** 76 Kg
- **Altura:** 174 cm

Ganancia

6.6

	Act. 1	Act. 2	Act. 3	Act. 4	Act. 5
Tiempo en completar la actividad (min)	15 min	3min	4min	2min	2min
Evaluación (0-10)	9	6	6	10	10
Comentarios	<ul style="list-style-type: none"> • El sujeto encontró que en las actividades de ajuste proporcional, su flexor profundo conseguía una intensidad de señal mayor y realizaba el ejercicio con mayor precisión. • Actividades de agarre realizados en su tiempo sin ninguna dificultad. • Dificultad media en controlar el agarre proporcional. 				



- **ID:** Sujeto_02
- **Género:** Femenino
- **Edad:** 28
- **Peso:** 50 Kg
- **Altura:** 158 cm

Ganancia
29.16

	Act. 1	Act. 2	Act. 3	Act. 4	Act. 5
Tiempo en completar la actividad (min)	45 min	4min	5min	2min	2min
Evaluación (0-10)	6	5	6	10	10
Comentarios	<ul style="list-style-type: none"> • Se encontraron dificultades para ubicar los electrodos y adquirir señal en la actividad 1. Finalmente, se ubicó el electrodo en el flexor profundo debido a la facilidad individual del sujeto en controlar ese grupo muscular. • Entendimiento del programa de calibración sin ningún conocimiento técnico. • Dificultad en controlar el agarre proporcional. 				



- **ID:** Sujeto_03
- **Género:** Masculino
- **Edad:** 50
- **Peso:** 83 Kg
- **Altura:** 167 cm

Ganancia
4.33

	Act. 1	Act. 2	Act. 3	Act. 4	Act. 5
Tiempo en completar la actividad (min)	25 min	5min	4min	2min	2min
Evaluación (0-10)	8	6	6	10	10
Comentarios	<ul style="list-style-type: none"> • Dificultad esperada en realizar el control proporcional. • Entendimiento del programa de calibración sin ningún conocimiento técnico. 				



- **ID:** Sujeto_04
- **Género:** Femenino
- **Edad:** 51
- **Peso:** 47 Kg
- **Altura:** 160 cm

Ganancia
35.6

	Act. 1	Act. 2	Act. 3	Act. 4	Act. 5
Tiempo en completar la actividad (min)	50 min	5min	4min	2min	2min
Evaluación (0-10)	7	4	5	10	10
Comentarios	<ul style="list-style-type: none"> • Alta dificultad en realizar el control proporcional 				

4.3. ANÁLISIS DE RESULTADOS DE LAS PRUEBAS

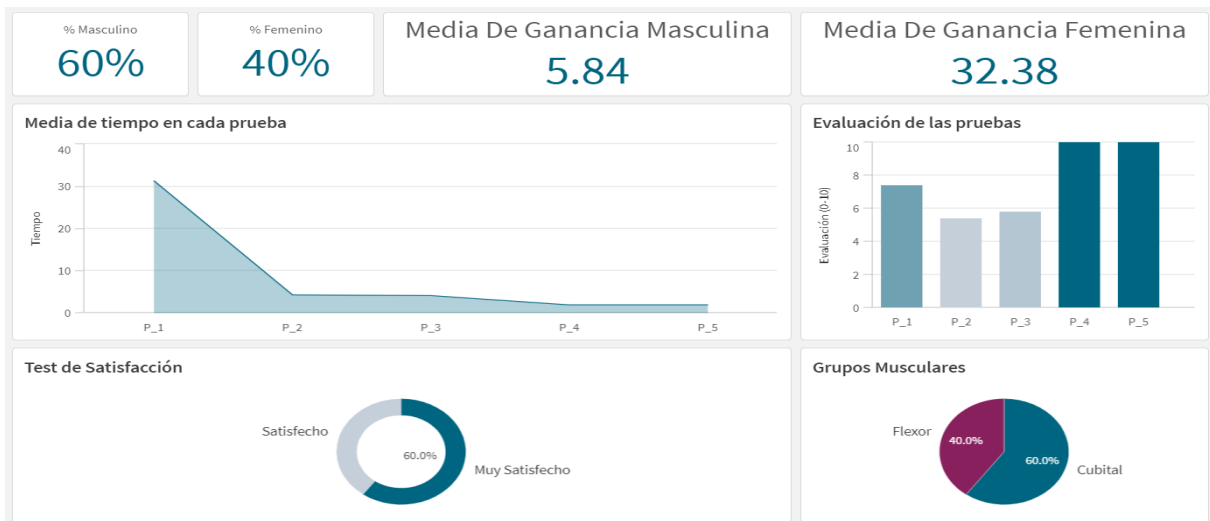


Figura 106: Resultados generales del protocolo de pruebas

Con la herramienta de almacenamiento de datos Microsoft Excel, se almacenan los resultados de cada una de las pruebas en tres tablas, mientras que mediante la herramienta de visualización Qlik Sense, se genera un cuadro de mando para mostrar de forma rápida e intuitiva los datos del experimento. Esta aplicación podrá encontrarse en la siguiente dirección:

<https://mtkharjwuetw2t7.eu.qlikcloud.com/sense/app/f22de272-a898-453e-9599-615c30f8c6a1/overview>

La base de datos generada estará disponible junto al resto de archivos del proyecto para ofrecer la alternativa de agregar/modificar el modelo de datos en versiones futuras. Es importante destacar su potencial como herramienta de análisis de datos, una vez generado el modelo de datos apropiado, cuando se realizan filtros, todos los objetos/*KPIs* (*Key Performance Indicator*) son actualizados con los datos específicos del campo filtrado. Por ejemplo, si se filtran los usuarios del

flexor, se mostrarán todos los porcentajes y datos respecto a los usuarios que han utilizado el flexor, si por el contrario no se aplica ningún filtro, los datos mostrados son respecto a todos los usuarios que han realizado las pruebas.

En la app se visualizan:

- Características demográficas (cuadro de % masculino y femenino), es decir, cuantas de las pruebas se han realizado a personas de complexión masculina y femenina.
- Media de tiempo en cada prueba.
- Tendencias de las ganancias en cada género (media de las ganancias individuales asociadas a cada complexión).
- Evaluación de los sujetos en cada una de las pruebas (media de las puntuaciones de cada uno de los usuarios en cada prueba).
- Test de satisfacción (resultados a la cuestión impresiones generales, apartado 5.4).
- Grupos musculares analizados en los sujetos.

De este cuadro de mando, se observa una predominación de la complexión masculina, 60% de los usuarios que ha realizado el test eran de complexión masculina, así como de una necesidad de ganancia mucho mayor en la complexión femenina que en la masculina. Resultado lógico, debido a que la ganancia es directamente proporcional a la intensidad de señal. La complexión masculina presenta mayor cantidad (generalmente) de fibras musculares, este hecho provoca que las señales EMG sean más intensas, gracias a eso, no es necesario una gran ganancia en la última etapa.

Asimismo, se observa, que la prueba que presenta una mayor dificultad en su realización son las pruebas asociadas al movimiento proporcional. Sería necesario un análisis más exhaustivo para concluir si fuera necesario una mejora o simplemente requiere más entrenamiento.

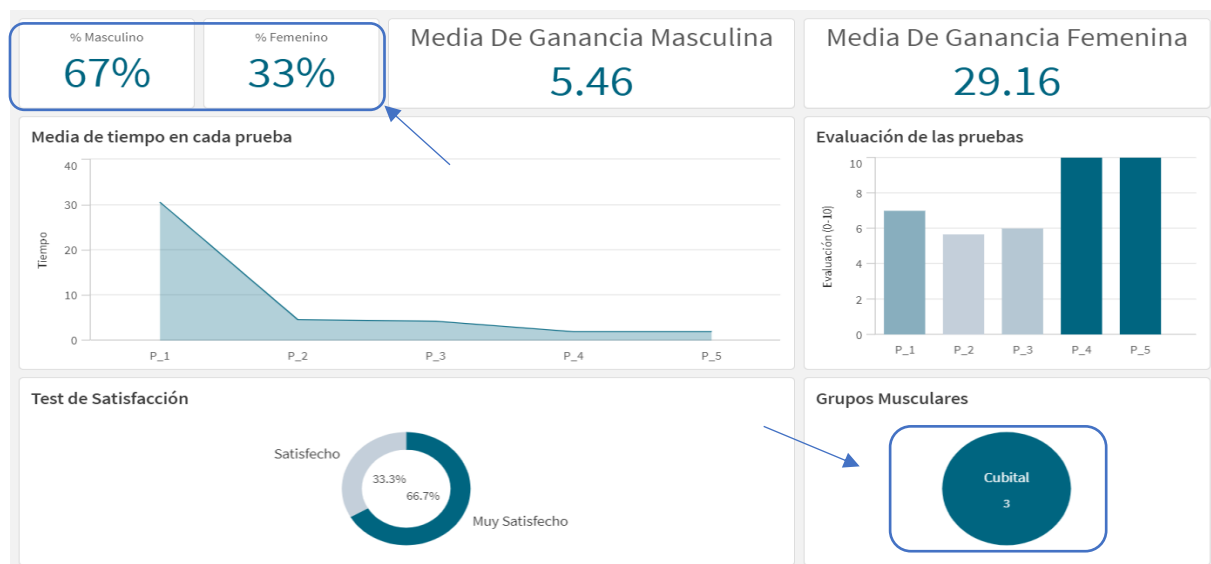


Figura 107: Análisis de los sujetos que utilizan el cubital posterior

Si se realiza el filtro en los sujetos que utilizan el cubital posterior, se percibe una cierta tendencia masculina frente a la femenina a la hora de elegir ese grupo muscular.

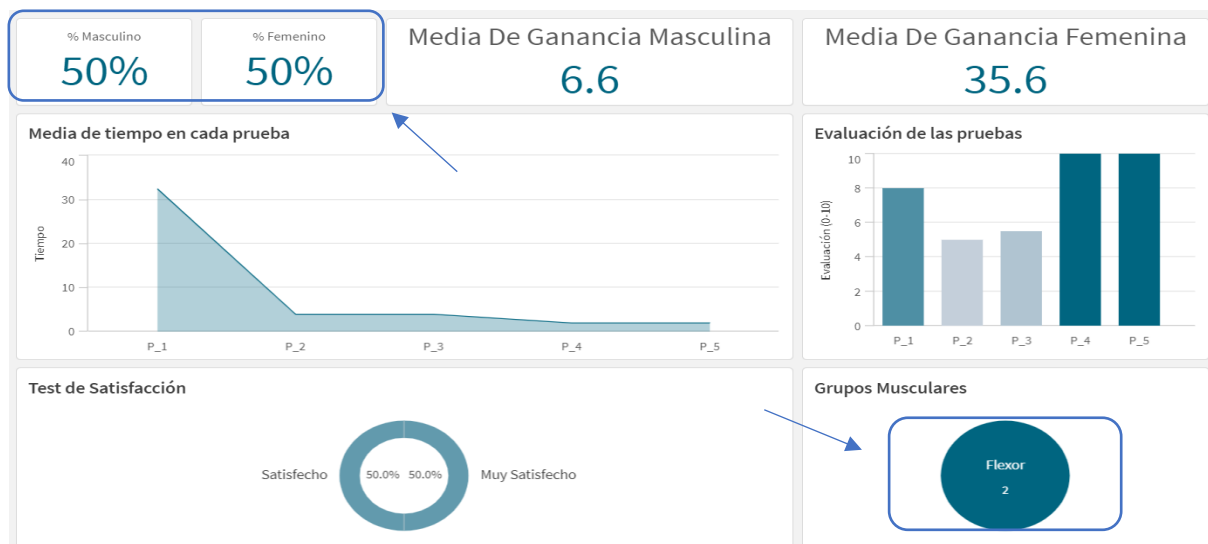


Figura 108: Análisis de los sujetos que utilizan el flexor profundo de los dedos

Si se realiza el análisis inverso, se observa que no existe ningún tipo de predominación de género utilizan el flexor profundo de los dedos.

Por último, resulta interesante destacar que aunque la primera prueba sea la que más tiempo conlleva, no es la de mayor dificultad.

4.4. TEST DE MANEJABILIDAD Y SATISFACCIÓN DE LOS USUARIOS

Con el objetivo de tener una realimentación externa sobre los aspectos más importantes del proyecto relacionados con el usuario final, se le solicita a cada uno de los usuarios realizar el test que se muestra a continuación:

	Nada Satisfecho (1)	Poco Satisfecho (2)	Indiferente (3)	Satisfecho (4)	Muy Satisfecho (5)
¿Cómo evaluarías el peso de la prótesis?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
¿Cómo evaluarías la dificultad del entrenamiento?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
¿Consideras adecuado el tamaño de la prótesis?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
¿La relación calidad-precio te parece adecuada?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
¿Qué nivel de dificultad le darías al uso y manejo de la prótesis?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
¿Te ha resultado entretenida la experiencia?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
¿Te parece suficiente el rango de movimientos disponibles?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
¿Te sentirías cómodo llevándola en público?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Impresiones Generales	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

El usuario podrá valorar del 1-5 las cuestiones que se plantean, siendo 1 la valoración más baja y 5 la más alta. Imputando los resultados en la aplicación desarrollada para el análisis de los resultados, se genera la siguiente gráfica con el promediado de las respuestas.

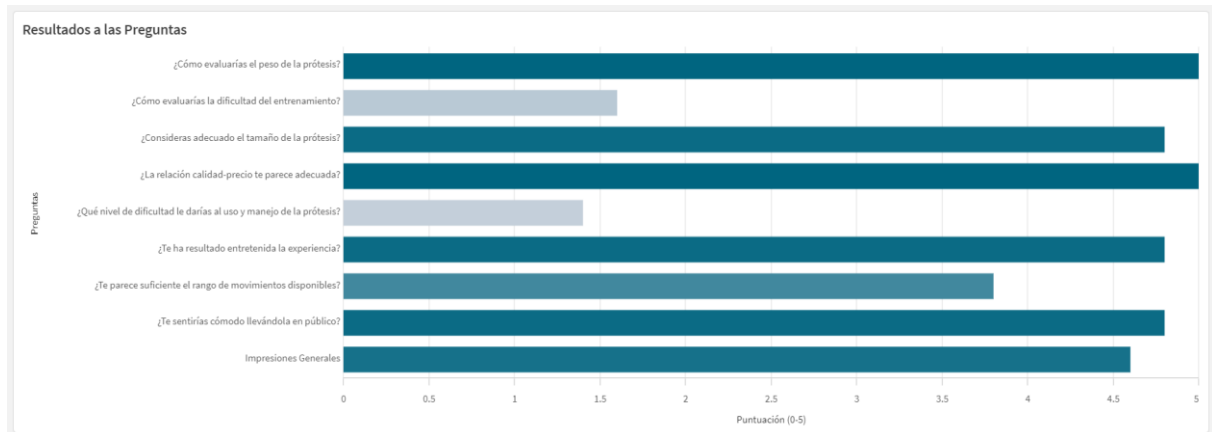


Figura 109: Análisis de resultados al test

Del resultado del test se puede concluir que existe una baja dificultad de aprendizaje en el manejo de la prótesis, no obstante, se observan unas ciertas dudas en cuanto al rango de movimientos disponibles. Asimismo, dentro de los sujetos analizados, todos se sienten cómodos llevándola. Estos resultados son bastante destacables, debido a que engloban los objetivos principales del proyecto. Sin embargo, habría que realizar un test con un mayor número de sujetos para sacar conclusiones mucho más sólidas.

Antes de finalizar el protocolo, se solicitó sugerencias a los usuarios voluntarios y se obtuvieron las siguientes respuestas:

- a. Posibilidad de rotación y manejo de la muñeca
- b. Posibilidad de manejar individualmente los dedos
- c. Contraponer el dedo pulgar con el resto de los dedos
- d. Disponibilidad estética para adaptarla al canon femenino
- e. Darle estéticamente un aspecto más similar a una mano humana
- f. Alimentación integrada con el sistema
- g. Botón de encendido y apagado.
- h. Realimentación con el nivel de batería

5. CONCLUSIONES Y LINEAS DE MEJORA

Atendiendo a los resultados del apartado anterior y el test de satisfacción se puede comprobar que se consiguen los objetivos principales del TFG, un compromiso entre precio, amigabilidad y funcionalidad. El gasto total de los materiales no ha sido superior a 400€ como se pretendía. El modelo en general tiene muchas posibilidades, si bien es cierto que la funcionalidad queda un tanto limitada y existen detalles por pulir que el usuario ha detectado, la base puede considerarse bastante consistente.

La primera alternativa propuesta es siguiendo la línea del modelo realizado. Si se elimina el ruido de los servomotores en el circuito de acondicionamiento, el sistema quedaría alimentado exclusivamente por una sola batería. Además si se busca un tamaño adecuado se podrá introducir en el interior del compartimento de la pieza R-SO-02. Eliminar las “diafonías” entre los dos canales, ya sea con otro diseño en el que puedan estar más separados o estudiar el origen de las “diafonías” para eliminarlas de raíz y poder emplear así 2 canales EMG (más el botón o no), enriqueciendo las posibilidades del sistema. Por otro lado, es importante destacar la posibilidad de introducir la primera etapa de ganancia del amplificador de instrumentación en los propios electrodos, disminuirá el tamaño de la PCB necesaria y dejará una amplia variedad de posibilidades en cuanto al diseño e implementación del sistema.

Un aspecto importante por desarrollar sería la generación de más estados para una mayor versatilidad. Punto complicado de atender debido a que, si se generan más estados el entrenamiento comenzará a ser más complicado de realizar y bajará la amigabilidad del sistema. Sería de objeto de estudio ver si la relación aumento de dificultad el aumento de versatilidad resulta compensado a efectos prácticos, estudio que se sale fuera los objetivos del proyecto. Una pequeña carencia que se observa en el modelo es la obtención de las señales EMG. El electrodo adhesivo mediante parches superficiales, son de usos muy puntuales. La degradación que sufre el adhesivo tras varios intentos de puesta (inicialmente se puede no haber colocado de manera adecuada y hay que probar en varias posiciones) hace de él un dispositivo poco amigable. Una buena mejora sería la búsqueda de una solución definitiva y no necesitar cambios de los parches diariamente. Adquirir la señal de los músculos mediante sensores ópticos o electrodos secos. Esto implicaría muchos cambios en el circuito de acondicionamiento que habría que estudiar más detenidamente.

Por último, independiente de la línea de mejora elegida, un aspecto bastante importante a mencionar es la fuerza de la prótesis, uno de sus mayores hándicaps. Los servomotores pequeños tienen poca fuerza, eligiendo otros motores de tamaños similares pero con mayor potencia aumentará muchísimo su funcionalidad.

Como se puede observar. El abanico de mejoras que se le pueden implantar a este modelo puede ser tantas como cada usuario pueda imaginarse. Las sugerencias de los usuarios junto a las líneas de mejora podrían ser cruciales a la hora de llevar el prototipo a su fase final de desarrollo, este proyecto es sólo un ejemplo de lo que podría haber sido. Las prótesis de impresión 3D han venido para quedarse y poder dar soporte a todas aquellas personas que lo necesiten, proporcionando las funcionalidades básicas y necesarias sin un precio desorbitado.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Mission ARM Japan. Exiii. En *HACKberry Open-Source Community*. <http://exiii-hackberry.com/>
- [2] Mission ARM Japan. HACKberry Folders. En *GitHub*. <https://github.com/mission-arm/HACKberry>
- [3] L. Jorge. Cura documentation. En *Of3lia*. <https://of3lia.com/ultimaker-cura/>
- [4] Impresoras3D. Soportes de Impresión 3D. En *Impresoras3D*. <https://www.impresoras3d.com/el-uso-de-soportes-en-la-impresion-3d/>
- [5] Mission ARM Japan. How to Assemble. En *HACKberry_Wiki*. http://exiii-hackberry.com/dokuwiki/how_to_assemble
- [6] Arduino. Arduino documentation. En *Arduino*. <https://store.arduino.cc/arduino-nano>
- [7] N. Jorge. Conceptos de Manejo de Servomotores en Arduino UNO. En *Robotic Hand*. <http://www.robotichand.260mb.net/wp/manejo-de-servomotores/>
- [8] R. G. Víctor. Mejoras en una prótesis mioeléctrica de mano para su uso en rehabilitación. Proyecto fin de Carrera. Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación.
- [9] Arduino. Button. En *Arduino*. <https://www.arduino.cc/en/Tutorial/BuiltInExamples/Button>
- [10] Conector de audio analógico, (10 de Julio de 2021). En *Wikipedia*. [https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Conector de audio anal%C3%B3gico&oldid=133358613](https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Conector_de_audio_anal%C3%B3gico&oldid=133358613)
- [11] Ottobock. Nivel de amputación. En *Ottobock*. <https://www.ottobock.es/protésica/informacion-para-amputados/de-la-amputacion-a-la-rehabilitacion/altura-de-la-amputacion/>
- [12] Arias, M.L.S. y Vanegas, U.L. Materiales compuestos inteligentes. *Scientia et Technica* Año X, No 25. pp. 143-148, 2004.
- [13] Barea Navarro, R. Instrumentación Biomédica. Departamento Electrónica. Universidad Alcalá.
- [14] Juan F. Guerrero Martinez. Procesado Analógico. Department d'Enginyeria Electrònica. Escola Tècnica Superior d'Enginyeria.
- [15] C. P. Shinde, Prof. M. S. Kumbhar. (February 2013). DESIGN OF MYOELECTRIC PROSTHETIC ARM. <http://www.ijmra.us>
- [16] T. T. Pan, P. L. Fan, H. K. Chiang, R. S. Chang, and J. A. Jiang. Mechatronic experiments course design: A myoelectric controlled partial-hand prosthesis project. *IEEE Transactions on Education*, vol. 47, no. 3, pp. 348–355, Aug. 2004, doi: 10.1109/TE.2004.825528.
- [17] W. Williams. Current Options for Bionics Hands. En *Bionics for Everyone*. <https://bionicsforeveryone.com/current-options-for-bionic-hands/>
- [18] Ottobock. Mano Bebionic. En Ottobock. <https://www.ottobock.es/protésica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/bebionic/#video-1>
- [19] W. Williams. Current Options for Bionics Hands. En *Bionics for Everyone*. <https://bionicsforeveryone.com/bionic-arm-hand-control-systems/>
- [20] D. Atkins, D. Heard, and W. Donovan, “Epidemiologic overview of individuals with upper-limb loss and their reported research priorities,” *J Prosthet Orthot*, 1996. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnins.2016.00209/full>
- [21] S. Patrik, A. Aadeel, N. Mary & B. Timothy. Design and Performance of an Open-Source, Affordable Myoelectric Prosthetic Hand. <https://static1.squarespace.com/static/53d016d6e4b0e86a1a65f38a/t/556bbae4b01a352bb1fa94/1433123564061/Slade2015.pdf>
- [22] E. Strait, “Prosthetics in developing countries,” 2006. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.551.4255&rep=rep1&type=pdf>

7. ANEXOS

Anexo 1. CALIBRACIÓN IMPRESORA 3D



Figura 110: Ender 3 Pro

La impresora que se va a utilizar es una Ender 3 Pro, no obstante, este proceso de calibración es el mismo para cualquier impresora 3D. Es un proceso que normalmente no es muy recurrente. Lo más habitual sea necesario realizarlo dos veces al año o cuando se mueva de sitio

El proceso de nivelado de la cama es bastante importante y consta de tres pasos que se van a detallar a continuación:

Pasos:

1. AUTO HOME + DISABLE STEPPERS

Dentro del menú de la impresora nos vamos a “Prepare/Auto” home esto hará que el cabezal de la impresora se coloque en el extremo. Lo que considera como origen.



Figura 111: menú Ender 3 Pro

Una vez realizado eso, se deshabilitan los motores para que se pueda mover libremente el cabezal.

2. CALIBRAR ALTURA

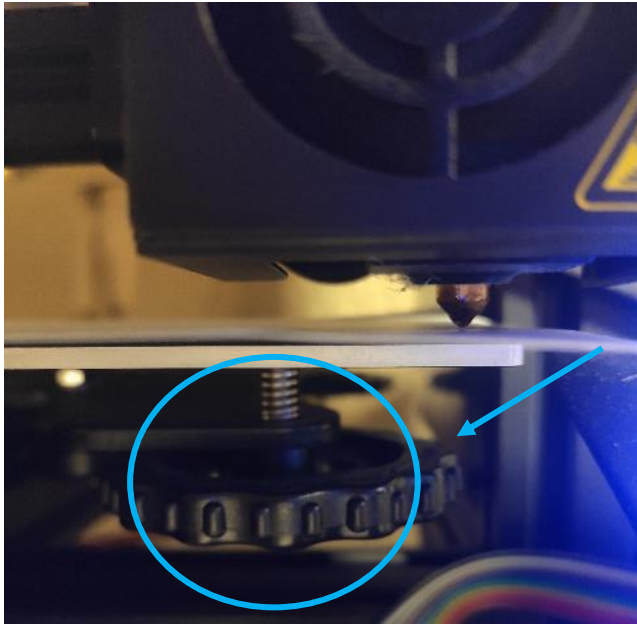


Figura 112: Calibración cama caliente

La impresora tiene unas 4 ruedas como señalamos en la figura 112. Estas elevan cada extremo de la cama caliente. Con el cabezal en uno de los extremos de la cama y con una hoja de papel entre ambas, se gira la rueda hasta que la hoja pueda colocarse y sacarse con facilidad

La idea es que la boquilla esté lo más pegada posible a la superficie de la cama sin que llegue a tocar. Mas o menos una separación de la mitad de la anchura del PLA.

Se repite el proceso en los puntos de la figura 113 y se verifica que se puede ir de lado a lado sin rozar.

Una vez realizados los pasos 1 y 2, se imprime una pieza de testeo para comprobar que se ha hecho correctamente. Los síntomas de que no se ha realizado una buena nivelación es una mala adherencia a la base de los objetos que se imprimen (seguramente por exceso de altura) o si el filamento sale excesivamente delgado.



Figura 113: Puntos de calibrado

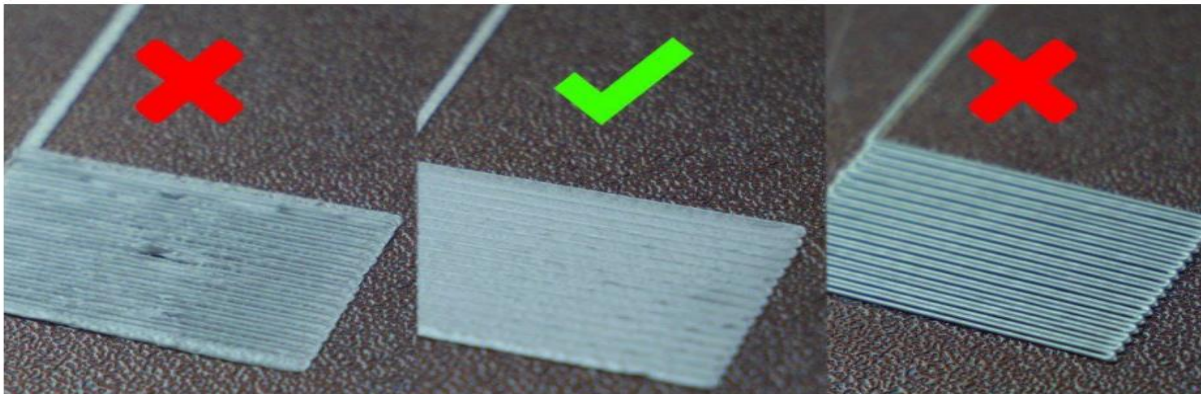


Figura 114: Primera capas

Primera capa muy pegada

Si tu primera capa está muy pegada a la superficie de impresión podrás ocasionar atascos, rallarás la cama, piezas con las dimensiones incorrectas...

Primera capa correcta

Cuando la primera capa es correcta los hilos depositados por el extrusor se tocan entre ellos y no están demasiado aplastados contra la cama.

Primera capa muy separada

Una primera capa muy separada se puede notar por los hilos separados. Las piezas que se imprimen así se suelen despegar de la cama o sufrir warping.

Anexo 2. CONFIGURACIÓN CURA

Antes de empezar a imprimir es necesaria una previa configuración. En esta configuración se habilitan los parámetros principales para poder generar los archivos gcode de la forma más precisa posible.

1. CONFIGURACIÓN DE LA IMPRESORA A UTILIZAR

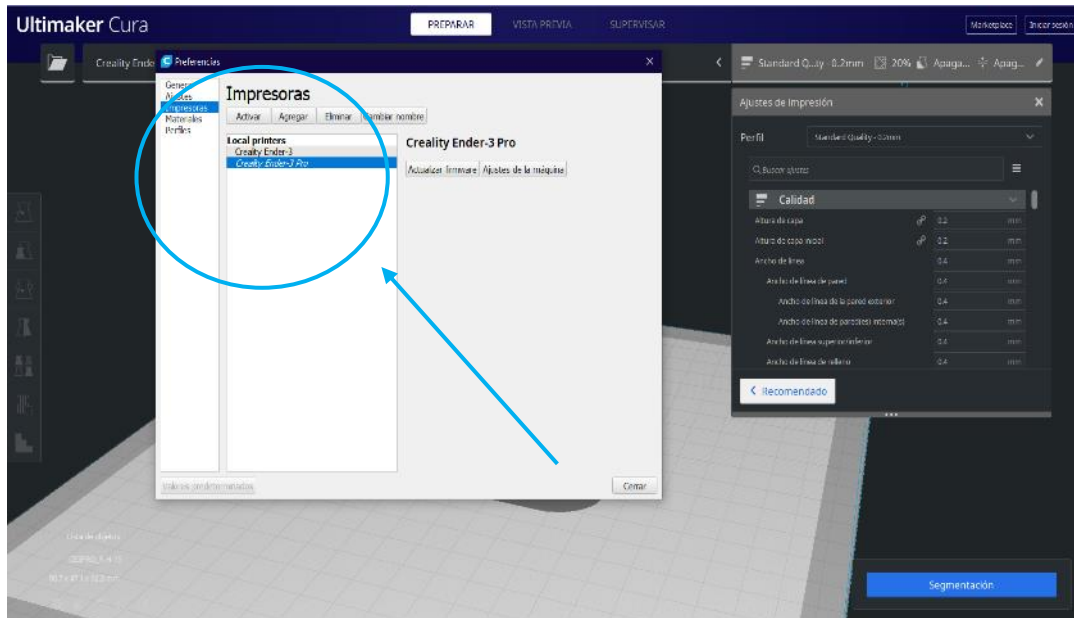


Figura 115: Ajustes de impresora

Dentro del apartado de preferencias se agrega el modelo de impresora. La razón detrás de esto es que por defecto el CURA trae unos perfiles de impresión que pueden ser utilizados [3].

En nuestro caso, se decidió utilizar un perfil customizado donde se eligen los principales parámetros que se van a tocar. En el Anexo 3 tienes explicados detalladamente estos parámetros.

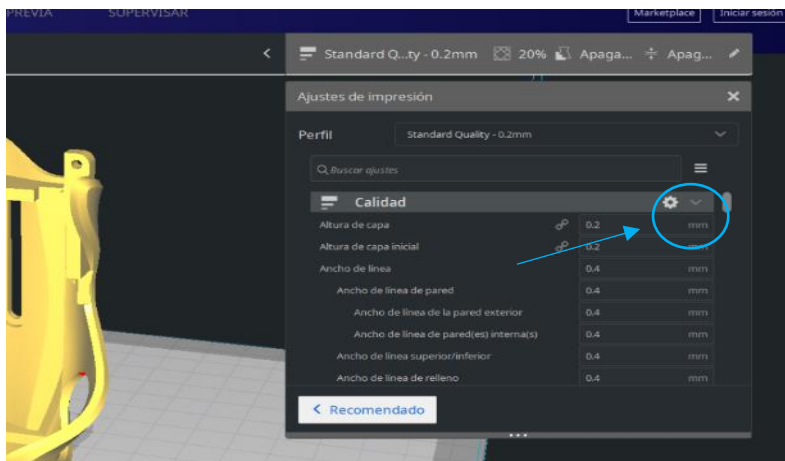


Figura 116: CURA custom selection

2. **ACTIVAR LOS PARÁMETROS PRINCIPALES:** dentro de preferencias/ajustes se creó un nuevo perfil denominado custom selection y fueron activados

- **Calidad:**
 - Altura de capa
 - Altura de capa inicial
 - Anchura de línea
- **Perímetro:**
 - Recuento de líneas de pared
 - Expansión horizontal
- **Relleno:**
 - Densidad de relleno
 - Patrón de relleno
- **Material:**
 - Temperatura de impresión
 - Temperatura placa de impresión
 - Velocidad de retracción
 - Temperatura en modo espera
- **Velocidad:**
 - Velocidad de relleno
 - Velocidad de pared
 - Velocidad de soporte
 - Velocidad de desplazamiento
 - Velocidad de la capa inicial
 - Velocidad de falda/borde
- **Desplazamiento:**
 - Habilitar retracción
 - Distancia de retracción
 - Velocidad de retracción
 - Salto en Z en la retracción
 - Altura del salto en Z
- **Soporte:**
 - Generar soporte
 - Ángulo voladizo del soporte
 - Patrón del soporte
 - Densidad del soporte
 - Distancia en Z del soporte
- **Adherencia de la placa de impresión:**
 - Tipo de adherencia a la placa de la placa de impresión
 - Margen adicional de la balsa
 - Cámara de aire de la balsa
- **Experimental:**
 - Soporte en árbol

3. SELECCIONAR EL PERFIL CREADO



Una vez agregada la impresora 3D se tiene la opción de seleccionar los perfiles que la impresora trae de fábrica.

Para el TFG se realizó el paso número 2 del anexo y posteriormente se seleccionó el perfil generado en la pestaña que se señala en la figura 117 con los parámetros especificados en el apartado 2.1 del documento.

Figura 117: Selección del perfil de impresión

Anexo 3. PARÁMETROS DE IMPRESIÓN

En esta sección se expondrá cada uno de los parámetros que se han habilitado y el porqué de la configuración elegida de los apartados 2.1

1. **Altura de capa:** parámetro que determina como de altas van a ser las capas del objeto. El máximo estará determinado por la boquilla del extrusor. Un parámetro de 0,2 mm es una altura estándar y por defecto. Si se quiere precisión bajaríamos a 0.15mm o si se desea imprimir piezas grandes iríamos a 0,3 mm
2. **Altura de capa inicial:** lo más recomendable para la capa inicial es la altura máxima posible para una mayor adherencia a la cama caliente.
3. **Anchura de línea:** si antes se ha determinado el alto, ahora podemos determinar el ancho de las líneas que componen nuestro objeto.
4. **Recuento de líneas de pared:** en este parámetro se programa cuantas líneas de pared se va a querer, es decir, los objetos tienen una pared y luego el relleno con el patrón seleccionado. Se puede aumentar la robustez de los objetos aumentando tanto el grosor de la pared como el porcentaje del relleno.
5. **Expansión horizontal:** este es un parámetro muy especial cuando se tienen piezas que se quieren encajar unas con otras, este parámetro es crucial. Como se comentaba en el apartado 2.1 del documento. Es un parámetro que permite ajustar piezas para que tengan que encajar y no lo hacen por problemas de dilataciones o contracciones. Lo más acertado es calcular el parámetro a utilizar en base al tamaño que debería tener y lo que realmente tiene. Una expansión negativa nos encoje el objeto y una expansión positiva nos dilata el objeto.
6. **Densidad de relleno:** permite seleccionar como de macizo será el objeto. Si es una figura decorativa no es necesario que tenga mucha resistencia por lo que un 20% de densidad será más que adecuado. Si en cambio el objeto tiene una funcionalidad es mejor utilizar rellenos más elevados como son el 50/70% o incluso el 100% dependiendo del tamaño.
7. **Patrón de relleno:** los parámetros 6 y 7 son esenciales para definir la integridad de las piezas, además de elegir el porcentaje de relleno deja elegir como será ese patrón de relleno. Podemos elegir entre diferentes opciones como se puede observar en la figura 118.

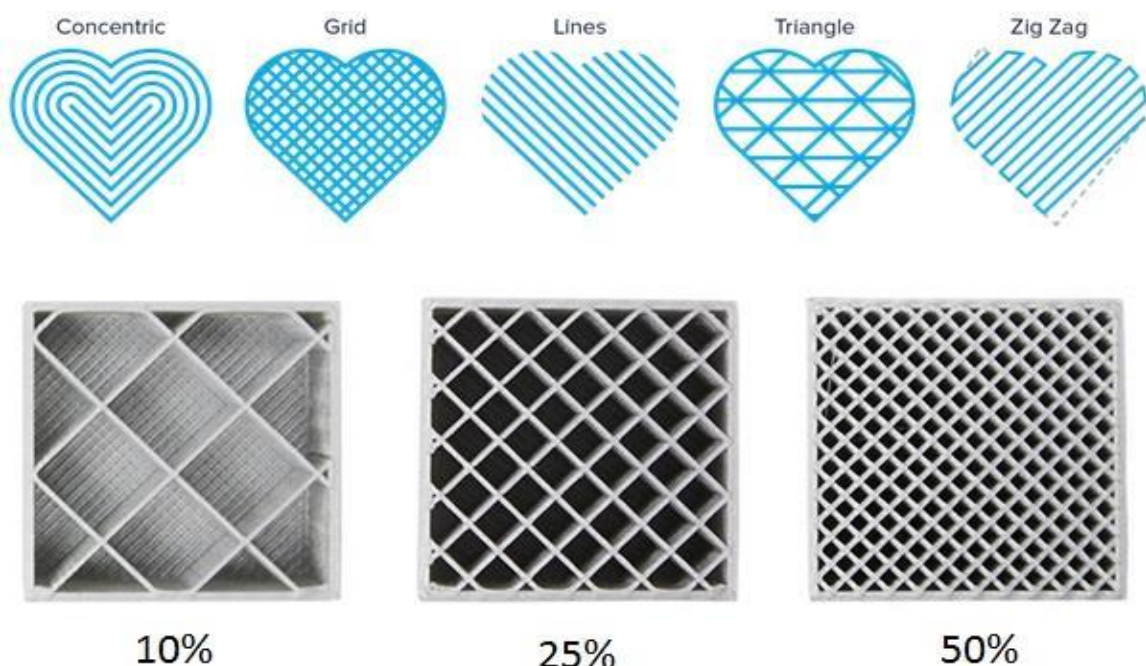


Figura 118: Densidad y patrón de relleno

8. **Temperatura de impresión:** temperatura de fundición del material, indicado por el fabricante. Este depende del tipo de material que se utilice (PLA, ABS, TPE...)
9. **Temperatura placa de impresión:** si la impresora 3D tiene una cama caliente, esta puede ser utilizada para mejorar la adherencia. El material sale normalmente fundido a una temperatura de 200°C, cuando toca la placa de adherencia puede haber diferencias de temperatura muy extremas provocando deformaciones. Por lo que dándole una temperatura de (30-50) °C. Este parámetro cada uno deberá ajustarlo a su impresora. En nuestro caso funcionó bastante bien 50°C.

10. **Velocidad de retracción:** este junto con la distancia de retracción y velocidad de desplazamiento se evitan que las piezas generen “hilos” como se muestra en la figura 119. Determina la velocidad con la que la impresora retrae el filamento cuando se mueve a otra altura u otra posición evitando que salga entre medias de estos dos puntos. Las medidas recomendadas son de 40-60mm/s



Figura 119: pieza con mal ajuste de retracción

11. **Temperatura modo espera:** temperatura que tendrá el extrusor cuando termine de imprimir la pieza.
12. **Velocidad de relleno / pared:** estas velocidades están estrechamente relacionadas. Por defecto, se elige la velocidad de relleno que se recomienda, entre 25 mm/s a 50 mm/s (dependiendo de la calidad deseada y la complicación de la pieza) y esta se duplica para la velocidad de pared.
13. **Velocidad de desplazamiento:** indicará como de rápido se va a mover entre las distintas capas. Las recomendaciones por expertos en mi impresora indican velocidades entre 120-180 mm/s
14. **Velocidad de soporte:** velocidad a la que va a generar el soporte. Dependiendo de cómo sea el soporte puedes elegir una velocidad estándar (igual que la de relleno) o velocidades más altas. Aunque no sean de menor calidad, los soportes no son importantes que tengan alta precisión.
15. **Velocidad capa inicial:** esta velocidad por defecto se coloca a la misma que la velocidad de pared, es bastante recomendable elegir una baja velocidad en la primera capa para mejorar la adherencia. Una vez la primera capa sea completada será muy complicado que el objeto sufra algún tipo de deslizamiento.
16. **Velocidad de falda/borde:** puede darse la necesidad de generar un dispositivo de adherencia debido a la complejidad de la pieza o su pequeño tamaño, con este parámetro se elegirá como de rápido generará este soporte inicial. Esta velocidad es recomendable que sea igual que la de la capa inicial.
17. **Habilitar retracción:** la retracción es el proceso por el cual la impresora recoge filamento fuera del calentador cuando realiza desplazamientos dentro de nuestra área de impresión para evitar que deje una senda de material que no estaba en el diseño de nuestro objeto. Si se imprime varias piezas a la vez, será estrictamente necesario ajustar los parámetros de retracción y habilitar la misma. En la figura 120 se puede entender cómo funciona este mecanismo.
18. **Distancia de retracción:** se señalará a la impresora cuanto de ese filamento tiene que retraer en cada desplazamiento. Los expertos recomiendan para este parámetro distancias entre 3,8 y 4,4 mm.

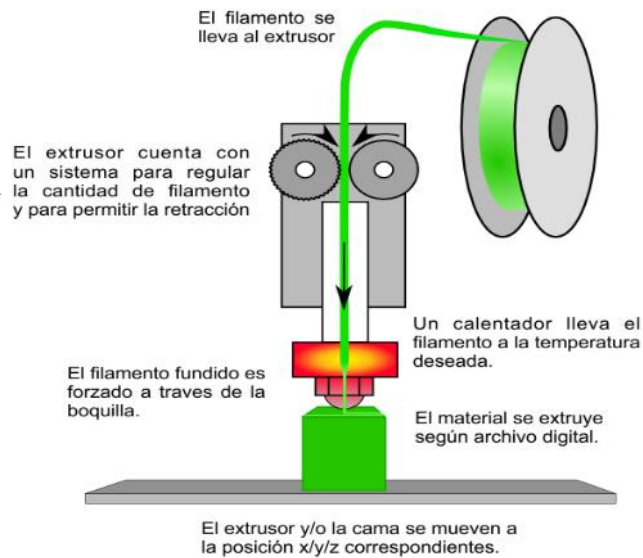


Figura 120: Retracción impresora 3D

Cabe señalar que no se debe pasarse al retraer filamento pues puede romperse o generar mellas en la misma (caso más habitual). No hay que caer tampoco en la tentativa de pensar que cuanto más es mejor.

Hay que calibrar entre los parámetros de distancia de retracción, velocidad de retracción y velocidad de desplazamiento para evitar errores de impresión como los de la figura 119.

19. **Salto en Z en la retracción:** habilita que cuando realiza una retracción se desplace en la dirección Z (desplazamiento en altura).
20. **Altura en salto en Z:** se indica cual va a ser la altura del salto en Z. Una distancia entre 0.3/0.4 mm es suficiente
21. **Generar Soporte:** Si nuestra figura es compleja, se necesitará soportes para levantar la pieza y que no se derrumbe en plena impresión. Por esa razón, si se está en este caso se necesitará habilitar los soportes.
22. **Ángulo Voladizo:** los voladizos son partes impresas al aire, que no han podido solidificar y se han caído mientras aún estaba fundido. Este parámetro depende de la pieza y sobre todo del filamento. Por lo general este parámetro lo que se configurará a 45°, no obstante, se puede adaptar a 50° o 60° dependiendo de la impresión.
23. **Patrón del soporte:** es la misma filosofía que en el patrón de relleno, no obstante, ahora nos interesa que no sea muy compacto para que sea sencillo de eliminar, por lo que un soporte lineal o *grid* será más que suficiente.
24. **Densidad del soporte:** aquí se configurará densidades del 10/5% para no gastar mucho material, debido a que es será material que posteriormente no tiene más uso que el de apoyo.
25. **Distancia en Z del soporte:** configura como de cerca se dejará el soporte de la pieza, una altura de 0,3 mm es una buena configuración
26. **Tipo de adherencia a la placa de impresión:** si la pieza tiene poca superficie de contacto y necesita una mejor adherencia una de las opciones que mejor funciona es la balsa. Debido a que genera la base más consistente de CURA.
27. **Margen adicional de la balsa:** si se ha seleccionado la balsa como tipo de adherencia, con este parámetro se selecciona como de grande es la superficie de la balsa. Lo recomendable es que no sea demasiado pequeña debido a que luego es complicado eliminar el soporte. En nuestro caso se utiliza una medida de 3 mm
28. **Cámara de aire de la bolsa:** indica a la impresora la altura de la balsa, en nuestro caso se configura para que sea de la misma altura que la altura de capa o el doble como mucho. Dependiendo de la pieza. No es necesario gastar mucho material en la adherencia
29. **Soporte en árbol:** un tipo de funcionalidad del soporte en el que se genera una estructura en árbol, consumiendo menos material, no obstante, puede generar mayores tiempos de impresión (debido a que es más complicado de hacer) y puede estar acompañado de una dificultad para de eliminarlo a posteriori. En la figura 121 se puede observar un ejemplo.

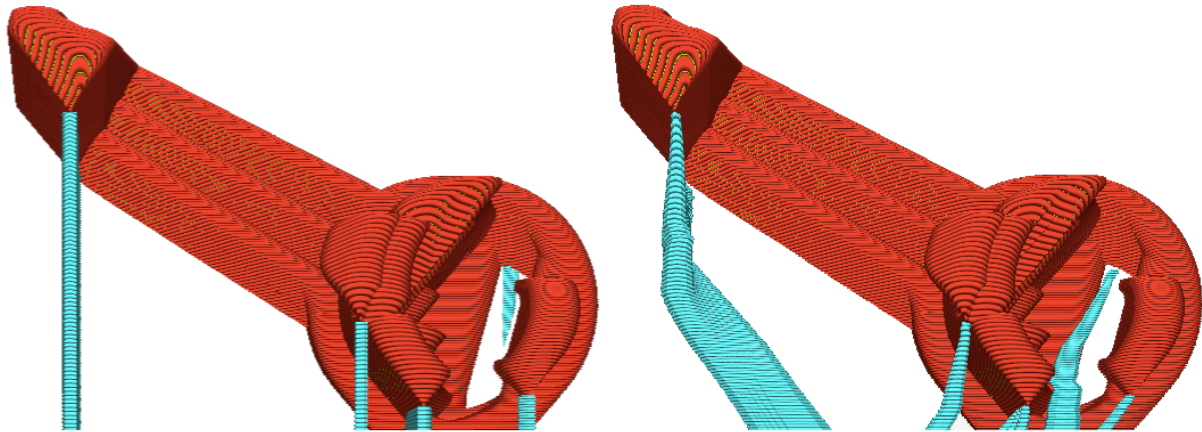


Figura 121: Soporte por defecto vs soporte en árbol

Anexo 4. POSPROCESAMIENTO DE PIEZAS PLA

El posprocesamiento de las piezas requiere de varios pasos bien diferenciados. Dependiendo de la habilidad de cada usuario puede salir mejor o peor, no es una ciencia exacta.

Como el material con el que se está imprimiendo es PLA la forma en la que se posprocesarán las piezas es mediante Epoxi. Una resina que tiene diferentes usos. Los más conocidos son los de adherencia, pinturas y acabados. Particularmente se utilizará como un material para proporcionar un mejor acabado



Figura 122: Pieza R-H-2 de nuestra Palma

En la figura 122 se muestra una pieza recién impresa del proyecto. Como se puede apreciar no tiene un mal acabado, pero se pueden visualizar las vetas de los soportes y tiene un tacto poco amigable.

El problema no viene aquí, sino en el futuro, si estas piezas no son posprocesadas luego con el uso la suciedad comienza a impregnarse en la superficie y comienzan a desarrollar un aspecto amarillento. Algunas veces no se puede ni limpiar completamente por la porosidad del material.

Con esta técnica se mejora su aspecto, se consigue un tacto más agradable y además se aumenta su durabilidad.

No obstante, hay que tener en cuenta que con la resina epoxi se aumentará ligeramente el tamaño de las piezas unos mm. En un principio no debería dar problemas, sin embargo, no son piezas independientes, sino piezas que se ensamblan. El tamaño de cada una de las piezas está bastante medido y si se quiere un buen funcionamiento no se puede modificar a la ligera. Esto puede traer problemas a la hora de ensamblar y costar mucho tiempo lijando para que las piezas encajen. La solución más intuitiva y por la que se ha optado es la de posprocesar únicamente las partes de las piezas visibles y que no nos vaya a generar problemas en el ensamblado.

Por ello es aconsejable que antes de comenzar a posprocesar nada, se observe si todas las piezas del bloque encajan perfectamente y después cerciorarse de que partes son visibles y cuales son puntos de unión. Y colocar epoxi en las zonas donde no importe que crezca unos milímetros en espesor.

1. LIJADO

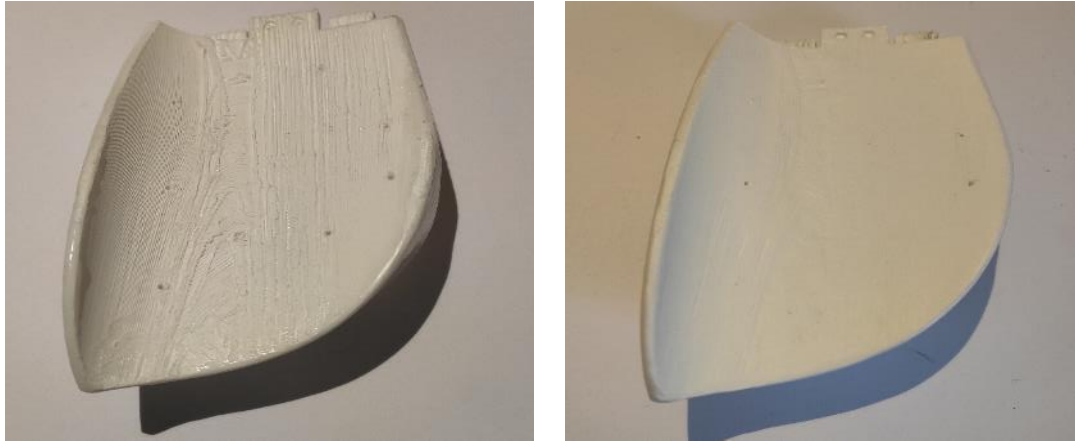


Figura 123: Pieza R-SO-1 sin lijar versus Pieza R-SO-1 lijada

Se lija la parte que vaya a ser posprocesada. No es necesario un lijado con el objetivo de generar una superficie completamente lisa, lo suficiente para que, aunque tenga diferencias de niveles en su superficie no sean muy abruptas y no sea necesaria la colocación de pegotes de Epoxi para arreglarlos. No es para nada recomendable un espesor de epoxi muy grande, debido a que en el intervalo de secado notarás como comienza a deslizarse por los bordes y empieza a irse a zonas que en un principio no se habían planeado. Un buen lijado evitará esos problemas y la necesidad de una segunda capa de epoxi por no dejar debajo de él todas las imperfecciones.

El epoxi no es completamente líquido, pero si lo suficiente para que si se posiciona la pieza posprocesada en una posición errónea se formen pegotes debido al desplazamiento por la superficie por la gravedad. Siempre hay que procurar dejarlo en una posición de descanso en la que no tenga muchas vías de movimiento

2. RESINA EPOXI



Se aplica una capa de resina epoxi en la zona deseada. Después de su secado entre 12/24h se obtendrá algo parecido a lo que podemos observar en la figura 124.

Para la mezcla de epoxi hay que seguir las instrucciones del fabricante. Suele contener dos botes que se tendrán que mezclar según sus indicaciones. Lo más recomendable es que utilices [vasos de silicona](#). La silicona es un material en el que el epoxi no es capaz de adherirse y son fácil de limpiar.

Otra cosa para tener en cuenta es su aplicación, lo más recomendable si se quiere realizar un trabajo fino haya que utilizar pinceles.

Figura 124: Pieza R-SO-1 con epoxi

No obstante, si no se quiere que en solo un uso ese pincel quede inservible, se deberá comprar acetona para limpiarlo posteriormente. La acetona es un fuerte disolvente por lo que realiza las

mezclas y limpiezas en vasos de cristal, de silicona o plástico duro. El mejor material para trabajar con epoxi, por supuesto son vasos de silicona.

3. ACABADO FINAL













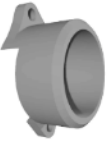






Por último, Se procede a lijar (si es necesario) la superficie del epoxi (con mascarilla para no inhalar el polvo que suelta). En cuanto se tenga una superficie lisa se procederá a rociar con Spray de imprimación. Esto proporcionará una superficie de adherencia para que la pintura se adhiera. Se pinta con el color que se desee, ya sea en spray, pintura al agua u derivados.

Finalmente, se presenta la opción de proteger esa pintura con otra fina capa de epoxi o con barniz. Ambas elecciones son buenas, no obstante, el epoxi proporcionará un brillo superior al del barniz.

Figura 125: Pieza R-H-2 con acabado final

Anexo 5. MAPA CONCEPTUAL DE PIEZAS 3D

MAPA PIEZAS 3D PROTESIS MIOELECTRICA					
DEDOS					
DEDO INDICE (CARPETA INDEXFINGER)					
R-I-01		R-I-02		R-I-04	
DEDO GORDO(CARPETA THUMB/FINGER)					
R-T-01		R-T-02		R-T-03	
DEDO CORAZÓN/ANULAR/MENIQUÉ (CARPETA OTHERFINGER)					
R-O-01		R-O-02		R-O-03	
R-O-04		R-O-05			
R-T-04		R-T-05		R-T-06	
R-I-06		R-I-07		R-I-05	 <div style="position: absolute; top: -20px; left: 50%; transform: translate(-50%, -50%); border: 1px solid black; border-radius: 50%; padding: 2px;">R-I-03</div>

MAPA PIEZAS 3D PROTESIS MIOELECTRICA

MUÑECA

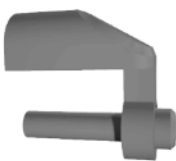
(CARPETA WRIST)



R-W-01



R-W-02



R-W-03



R-W-04



R-W-05



R-W-06



R-W-07



R-W-08

Anexo 6. CREACIÓN CONECTORES TIPO ARDUINO

Para generar conexiones sencillas, acortar el cable de los servomotores o para hacer unas conexiones tipo Arduino es necesario los siguientes componentes:

- Clavijas Macho-Hembra (1)
- Cables de cobre (2)
- Crimpadora (3)

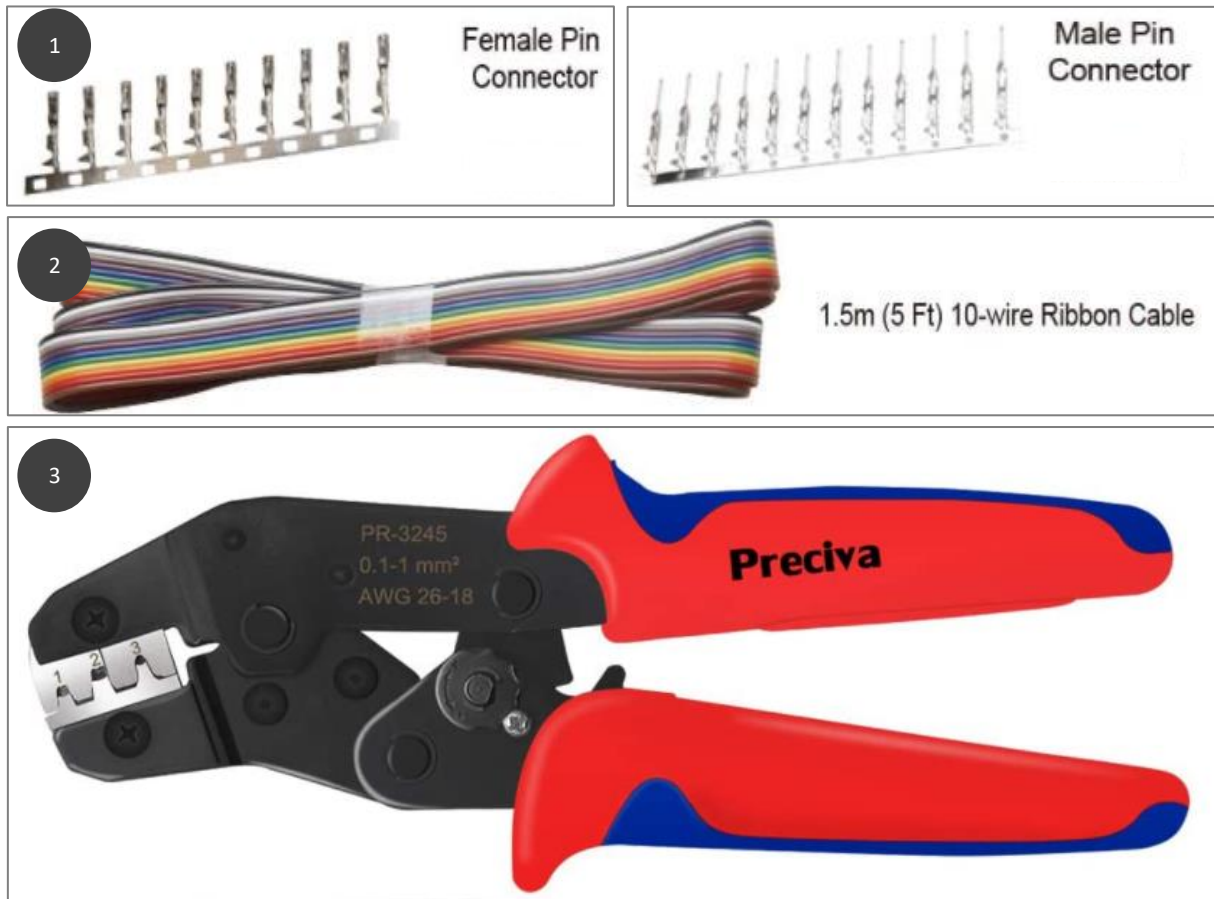


Figura 126: Componentes necesarios para crear el conector tipo Arduino

Jaw Specifications

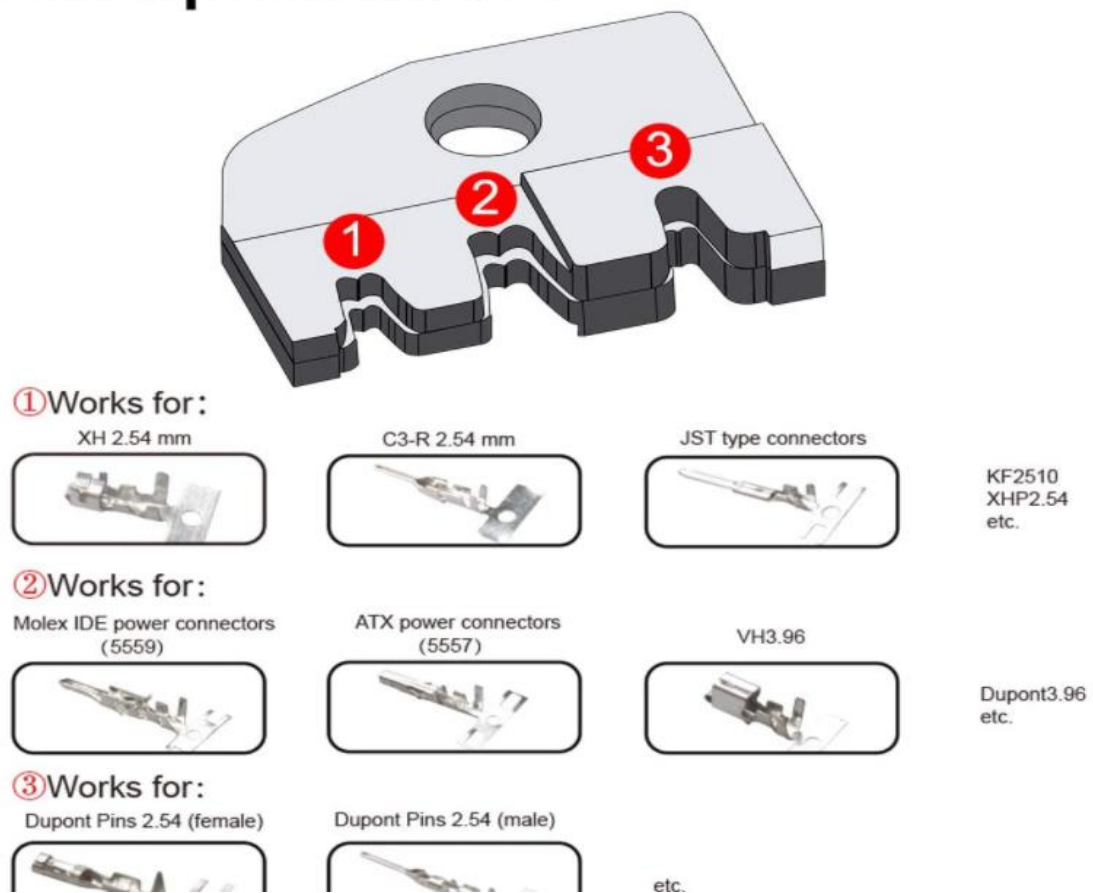


Figura 127: Utilización de la Crimpadora

1. Se elimina el aislante del cable unos cuantos mm. El conector dispone de tres diferentes secciones, la primera es para agarrar el aislante/cable, el segundo para el alambre de cobre y realizar la conexión y la tercera se reserva para la conexión macho-hembra.
2. Se coloca el conector en la pestaña numero 3 (figura 127) y se fija (se cierra la Crimpadora hasta que no se mueva, pero sin deformarla).
3. Introducir el cable hasta la segunda pestaña teniendo en cuenta lo dicho en el primer apartado.
4. Se cierra completamente la Crimpadora.
5. Se introduce el aislante.

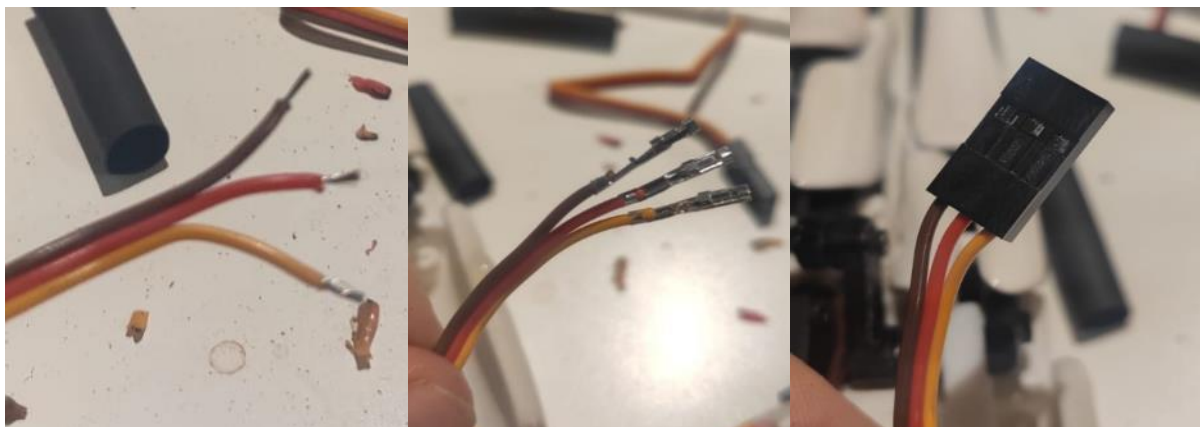
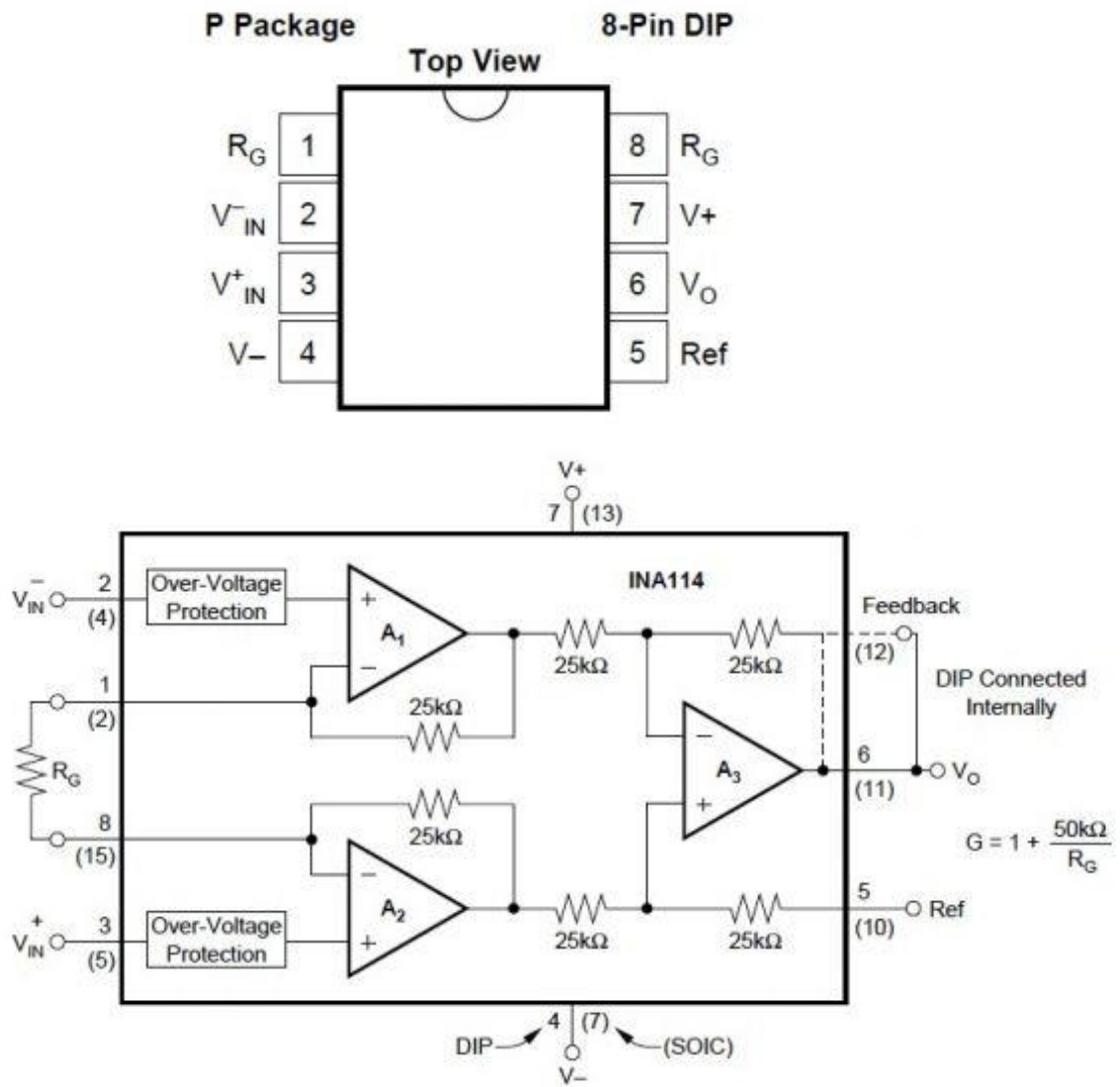
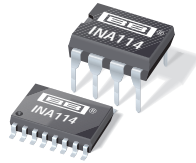


Figura 128: Ejemplo de implementación

Anexo 7. DATASHEET INA114





INA114

Precision INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- **LOW OFFSET VOLTAGE:** 50 μ V max
- **LOW DRIFT:** 0.25 μ V/ $^{\circ}$ C max
- **LOW INPUT BIAS CURRENT:** 2nA max
- **HIGH COMMON-MODE REJECTION:** 115dB min
- **INPUT OVER-VOLTAGE PROTECTION:** \pm 40V
- **WIDE SUPPLY RANGE:** \pm 2.25 to \pm 18V
- **LOW QUIESCENT CURRENT:** 3mA max
- **8-PIN PLASTIC AND SOL-16**

APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION

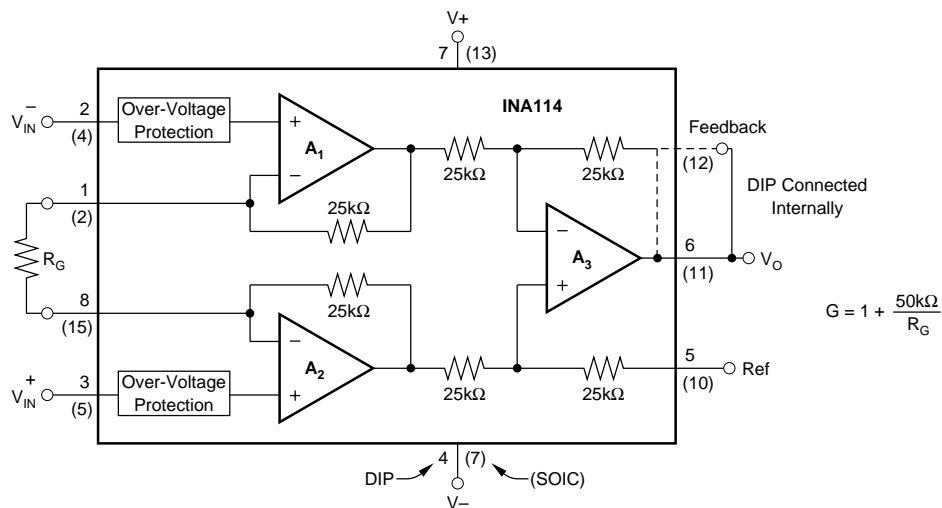
DESCRIPTION

The INA114 is a low cost, general purpose instrumentation amplifier offering excellent accuracy. Its versatile 3-op amp design and small size make it ideal for a wide range of applications.

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. Internal input protection can withstand up to \pm 40V without damage.

The INA114 is laser trimmed for very low offset voltage (50 μ V), drift (0.25 μ V/ $^{\circ}$ C) and high common-mode rejection (115dB at G = 1000). It operates with power supplies as low as \pm 2.25V, allowing use in battery operated and single 5V supply systems. Quiescent current is 3mA maximum.

The INA114 is available in 8-pin plastic and SOL-16 surface-mount packages. Both are specified for the -40° C to $+85^{\circ}$ C temperature range.



SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

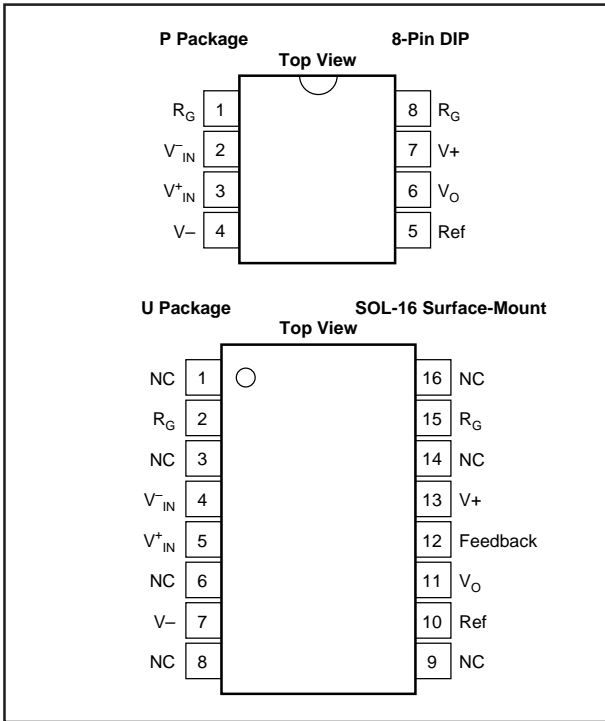
PARAMETER	CONDITIONS	INA114BP, BU			INA114AP, AU			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
INPUT Offset Voltage, RTI Initial vs Temperature vs Power Supply Long-Term Stability Impedance, Differential Common-Mode Input Common-Mode Range Safe Input Voltage Common-Mode Rejection	$T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{\text{MIN}}$ to T_{MAX} $V_S = \pm 2.25\text{V}$ to $\pm 18\text{V}$ $V_{\text{CM}} = \pm 10\text{V}$, $\Delta R_S = 1\text{k}\Omega$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$		$\pm 10 + 20/G$ $\pm 0.1 + 0.5/G$ $0.5 + 2/G$ $\pm 0.2 + 0.5/G$ $10^{10} \parallel 6$ $10^{10} \parallel 6$ ± 13.5	$\pm 50 + 100/G$ $\pm 0.25 + 5/G$ $3 + 10/G$		$\pm 25 + 30/G$ $\pm 0.25 + 5/G$ * * * * *	$\pm 125 + 500/G$ $\pm 1 + 10/G$ * * * * *	μV $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ $\mu\text{V}/\text{V}$ $\mu\text{V}/\text{mo}$ $\Omega \parallel \text{pF}$ $\Omega \parallel \text{pF}$ V V
BIAS CURRENT vs Temperature			± 0.5 ± 8	± 2		* *	± 5	nA $\text{pA}/^\circ\text{C}$
OFFSET CURRENT vs Temperature			± 0.5 ± 8	± 2		* *	± 5	nA $\text{pA}/^\circ\text{C}$
NOISE VOLTAGE, RTI $f = 10\text{Hz}$ $f = 100\text{Hz}$ $f = 1\text{kHz}$ $f_B = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz Noise Current $f = 10\text{Hz}$ $f = 1\text{kHz}$ $f_B = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz	$G = 1000$, $R_S = 0\Omega$		15 11 11 0.4			* * * *		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\mu\text{Vp-p}$
GAIN Gain Equation Range of Gain Gain Error Gain vs Temperature 50k Ω Resistance ⁽¹⁾ Nonlinearity	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$ $G = 1$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$	1	$1 + (50\text{k}\Omega/R_G)$ ± 0.01 ± 0.02 ± 0.05 ± 0.5 ± 2 ± 25 ± 0.0001 ± 0.0005 ± 0.0005 ± 0.002	10000 ± 0.05 ± 0.4 ± 0.5 ± 1 ± 10 ± 100 ± 0.001 ± 0.002 ± 0.002 ± 0.01	*	* * * * * * * * * * * *	* * ± 0.5 ± 0.7 ± 2 ± 10 * ± 0.002 ± 0.004 ± 0.004 ± 0.02	V/V V/V % % % % ppm/ $^\circ\text{C}$ ppm/ $^\circ\text{C}$ % of FSR % of FSR % of FSR % of FSR
OUTPUT Voltage Load Capacitance Stability Short Circuit Current	$I_O = 5\text{mA}$, T_{MIN} to T_{MAX} $V_S = \pm 11.4\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$ $V_S = \pm 2.25\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$	± 13.5 ± 10 ± 1	± 13.7 ± 10.5 ± 1.5 1000 $+20/-15$		* * *	* * *		V V V pF mA
FREQUENCY RESPONSE Bandwidth, -3dB Slew Rate Settling Time, 0.01% Overload Recovery	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$ $V_O = \pm 10\text{V}$, $G = 10$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$ 50% Overdrive		1 100 10 1 0.6 18 20 120 1100 20			* * * * * * * * * *		MHz kHz kHz kHz V/ μs μs μs μs μs μs
POWER SUPPLY Voltage Range Current	$V_{\text{IN}} = 0\text{V}$	± 2.25	± 15 ± 2.2	± 18 ± 3	* *	* *	* *	V mA
TEMPERATURE RANGE Specification Operating θ_{JA}		-40 -40	80 80	85 125	* *		* *	$^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}/\text{W}$

* Specification same as INA114BP/BU.

NOTE: (1) Temperature coefficient of the "50k Ω " term in the gain equation.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

PIN CONFIGURATIONS



ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This integrated circuit can be damaged by ESD. Burr-Brown recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

PACKAGE/ORDERING INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER ⁽¹⁾	TEMPERATURE RANGE
INA114AP	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to +85°C
INA114BP	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to +85°C
INA114AU	SOL-16 Surface-Mount	211	-40°C to +85°C
INA114BU	SOL-16 Surface-Mount	211	-40°C to +85°C

NOTE: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix C of Burr-Brown IC Data Book.

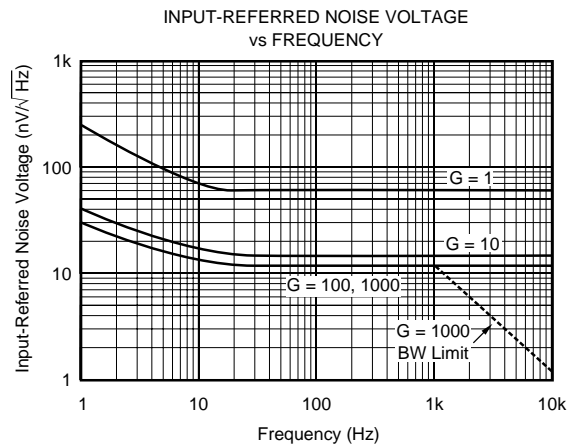
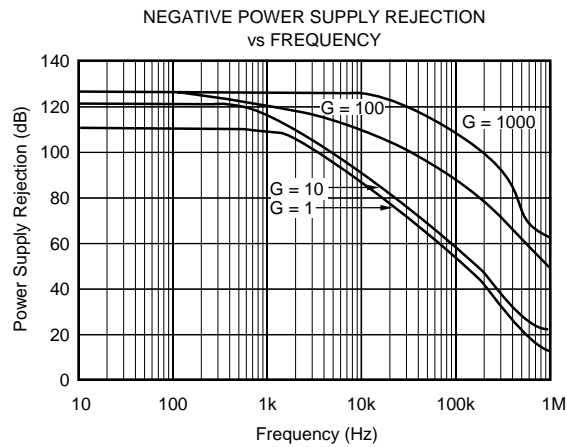
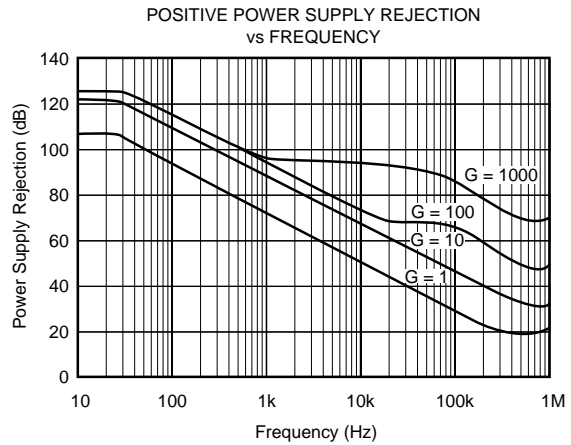
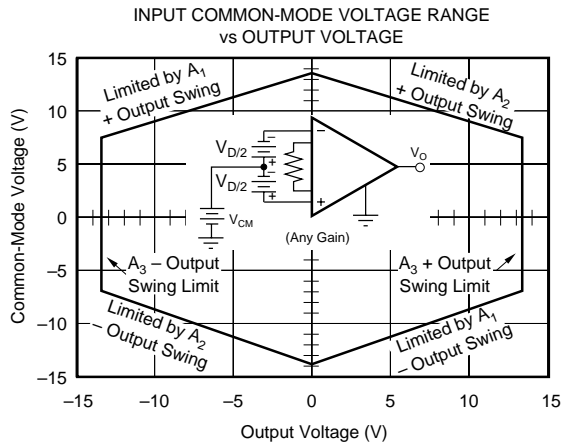
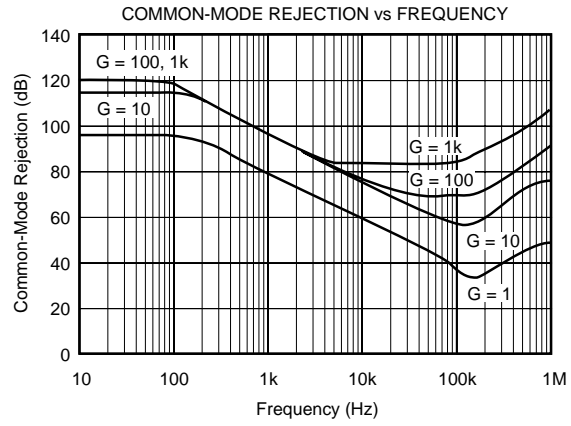
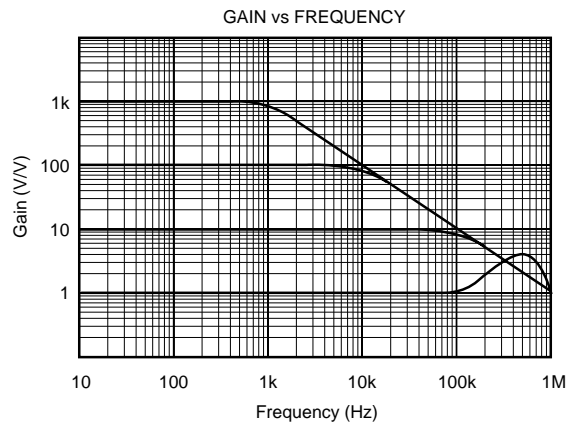
ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS⁽¹⁾

Supply Voltage	±18V
Input Voltage Range	±40V
Output Short-Circuit (to ground)	Continuous
Operating Temperature	-40°C to +125°C
Storage Temperature	-40°C to +125°C
Junction Temperature	+150°C
Lead Temperature (soldering, 10s)	+300°C

NOTE: (1) Stresses above these ratings may cause permanent damage.

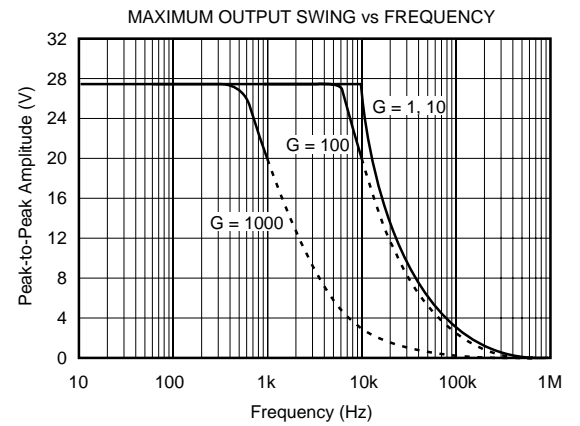
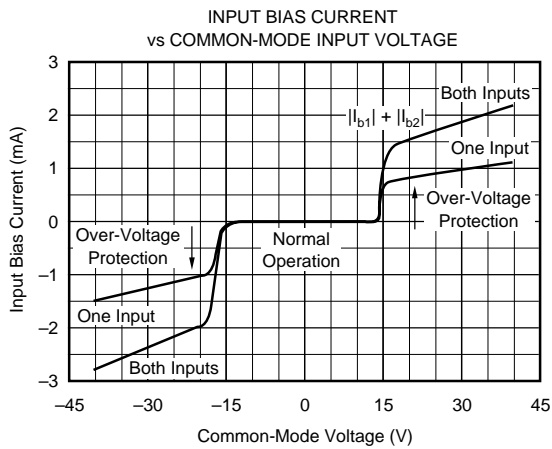
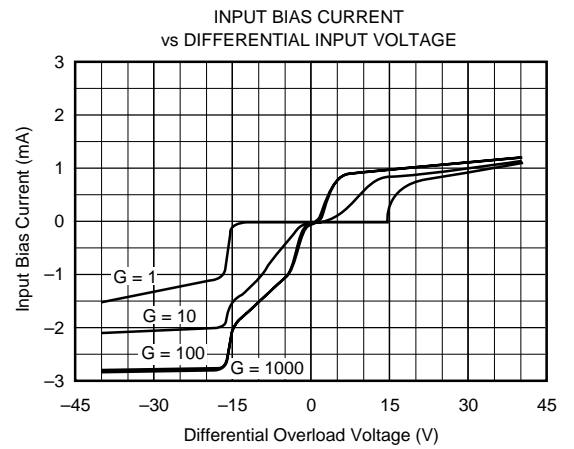
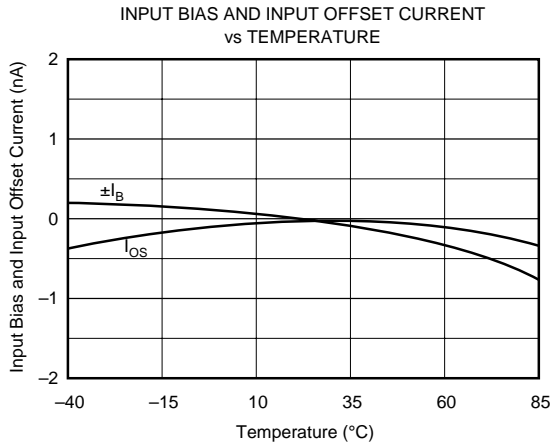
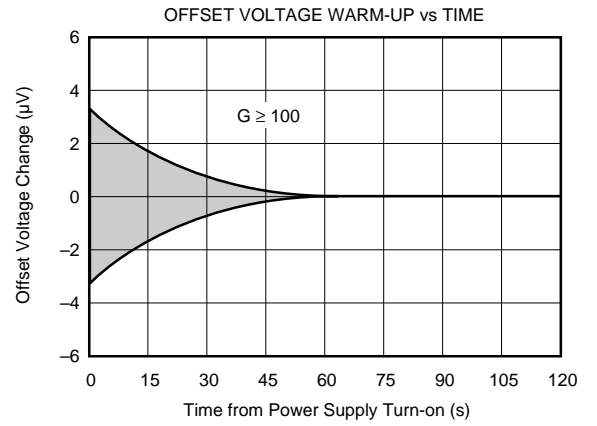
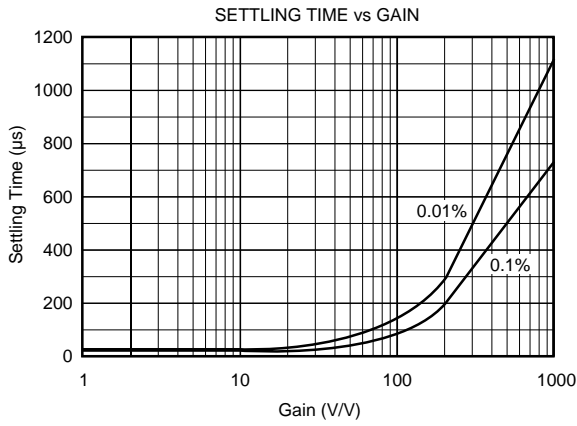
TYPICAL PERFORMANCE CURVES

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.



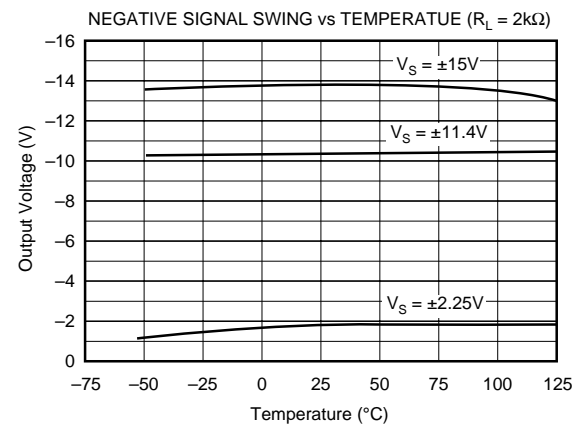
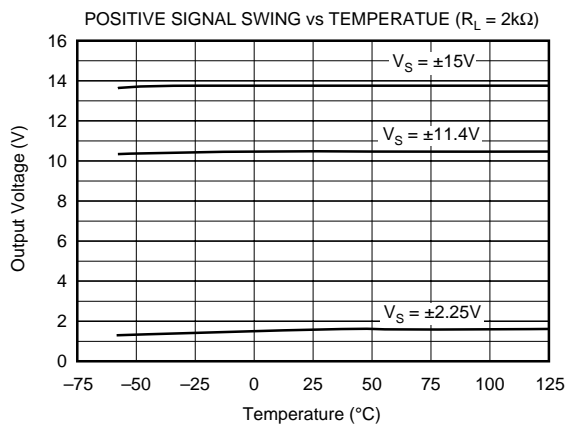
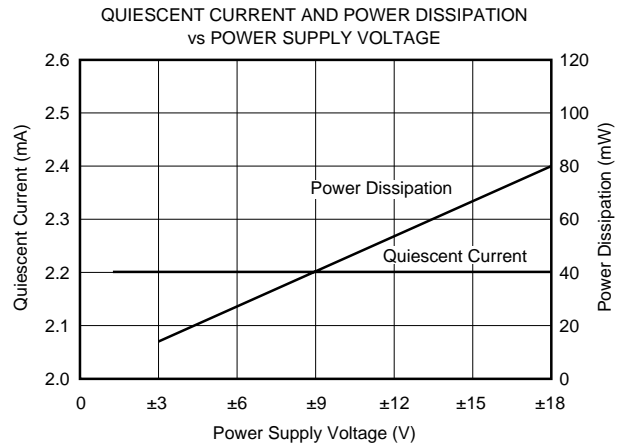
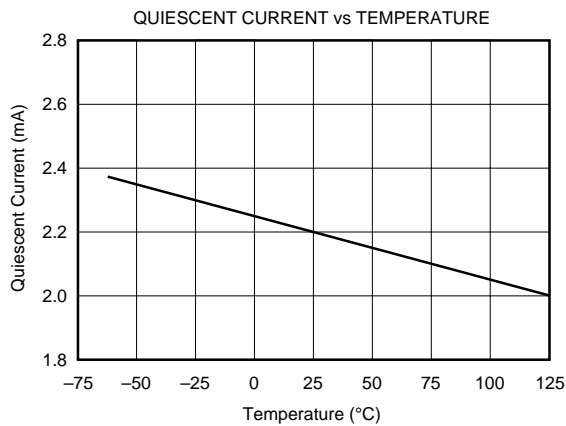
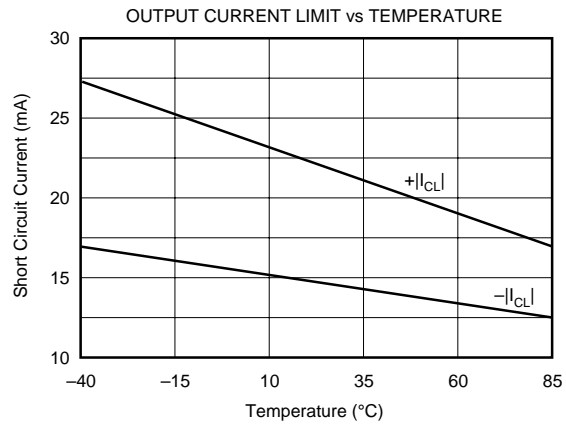
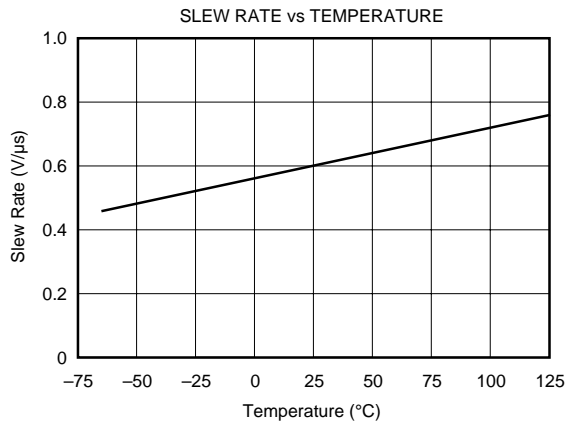
TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.



TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

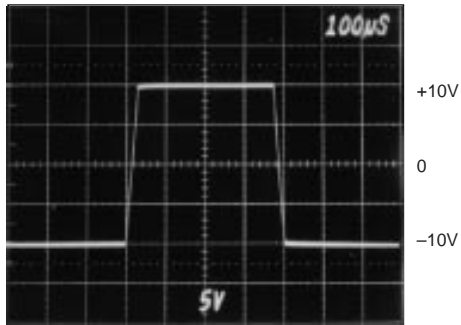
At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.



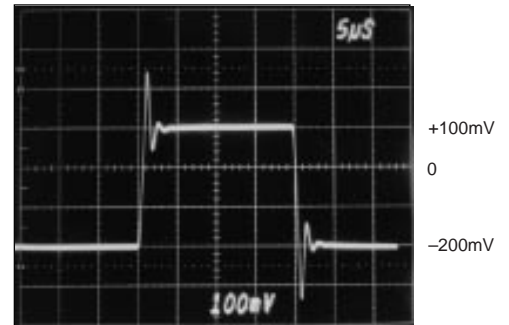
TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.

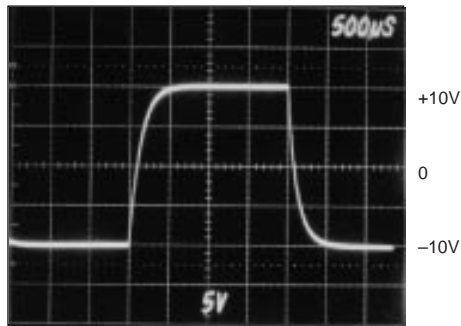
LARGE SIGNAL RESPONSE, $G = 1$



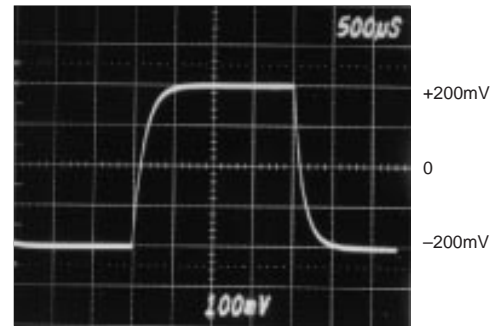
SMALL SIGNAL RESPONSE, $G = 1$



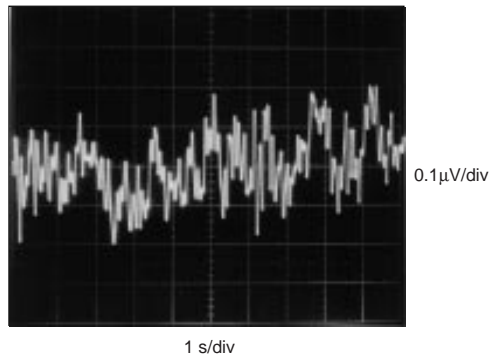
LARGE SIGNAL RESPONSE, $G = 1000$



SMALL SIGNAL RESPONSE, $G = 1000$



INPUT-REFERRED NOISE, 0.1 to 10Hz



APPLICATION INFORMATION

Figure 1 shows the basic connections required for operation of the INA114. Applications with noisy or high impedance power supplies may require decoupling capacitors close to the device pins as shown.

The output is referred to the output reference (Ref) terminal which is normally grounded. This must be a low-impedance connection to assure good common-mode rejection. A resistance of 5Ω in series with the Ref pin will cause a typical device to degrade to approximately 80dB CMR ($G = 1$).

SETTING THE GAIN

Gain of the INA114 is set by connecting a single external resistor, R_G :

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Commonly used gains and resistor values are shown in Figure 1.

The 50kΩ term in equation (1) comes from the sum of the two internal feedback resistors. These are on-chip metal film resistors which are laser trimmed to accurate absolute val-

ues. The accuracy and temperature coefficient of these resistors are included in the gain accuracy and drift specifications of the INA114.

The stability and temperature drift of the external gain setting resistor, R_G , also affects gain. R_G 's contribution to gain accuracy and drift can be directly inferred from the gain equation (1). Low resistor values required for high gain can make wiring resistance important. Sockets add to the wiring resistance which will contribute additional gain error (possibly an unstable gain error) in gains of approximately 100 or greater.

NOISE PERFORMANCE

The INA114 provides very low noise in most applications. For differential source impedances less than 1kΩ, the INA114 may provide lower noise. For source impedances greater than 50kΩ, the INA111 FET-input instrumentation amplifier may provide lower noise.

Low frequency noise of the INA114 is approximately 0.4μVp-p measured from 0.1 to 10Hz. This is approximately one-tenth the noise of "low noise" chopper-stabilized amplifiers.

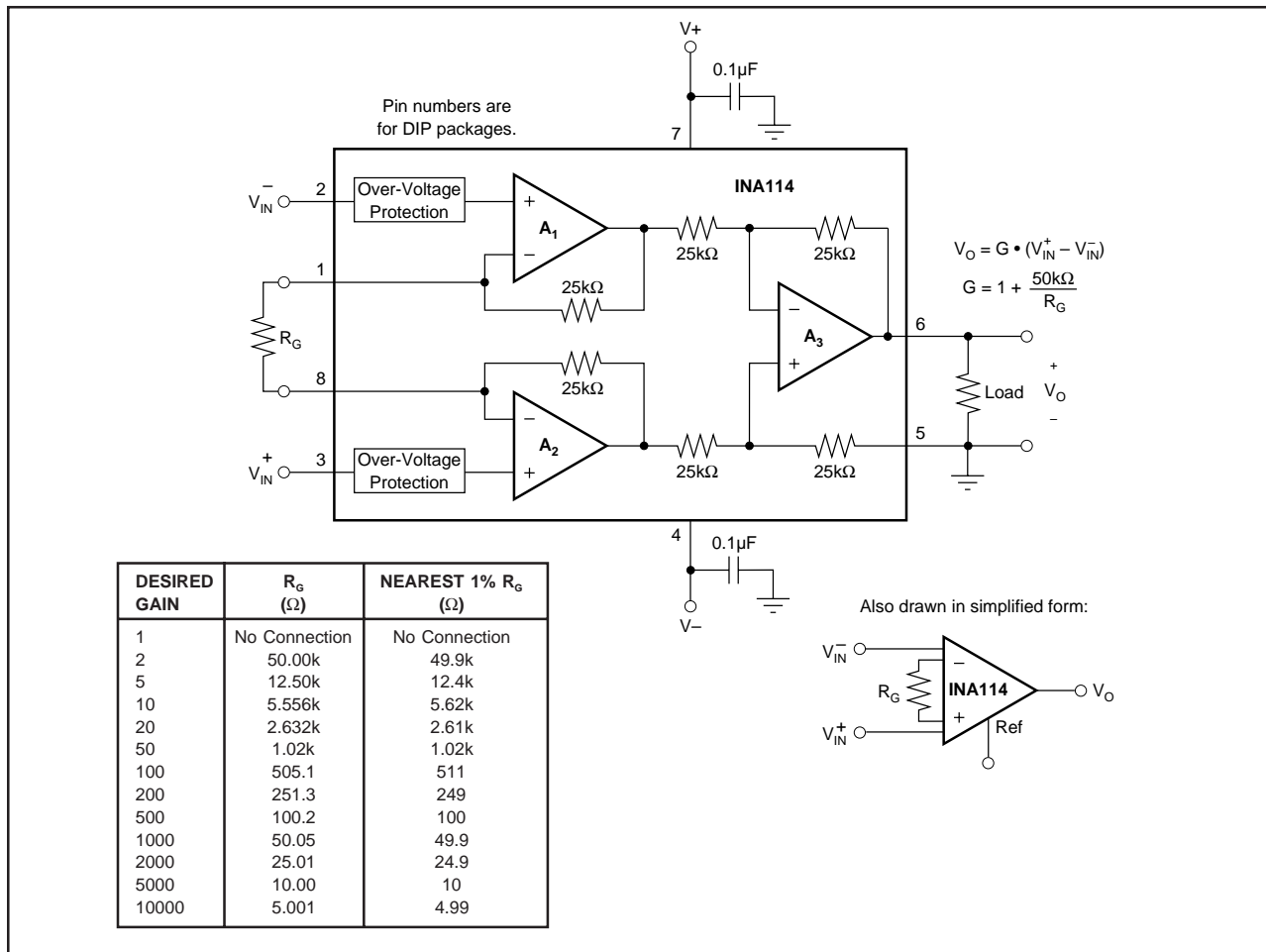


FIGURE 1. Basic Connections.

OFFSET TRIMMING

The INA114 is laser trimmed for very low offset voltage and drift. Most applications require no external offset adjustment. Figure 2 shows an optional circuit for trimming the output offset voltage. The voltage applied to Ref terminal is summed at the output. Low impedance must be maintained at this node to assure good common-mode rejection. This is achieved by buffering trim voltage with an op amp as shown.

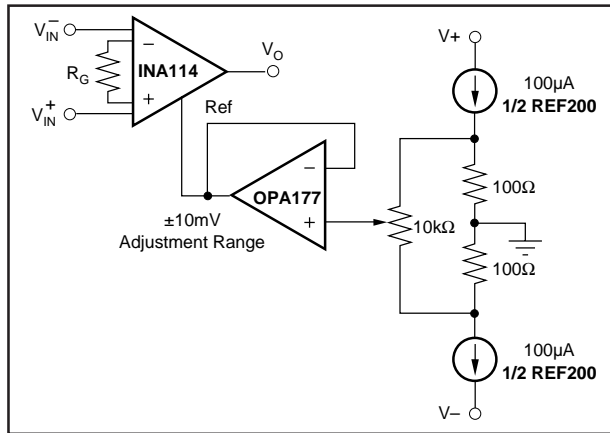


FIGURE 2. Optional Trimming of Output Offset Voltage.

INPUT BIAS CURRENT RETURN PATH

The input impedance of the INA114 is extremely high—approximately $10^{10}\Omega$. However, a path must be provided for the input bias current of both inputs. This input bias current is typically less than $\pm 1\text{nA}$ (it can be either polarity due to cancellation circuitry). High input impedance means that this input bias current changes very little with varying input voltage.

Input circuitry must provide a path for this input bias current if the INA114 is to operate properly. Figure 3 shows various provisions for an input bias current path. Without a bias current return path, the inputs will float to a potential which exceeds the common-mode range of the INA114 and the input amplifiers will saturate. If the differential source resistance is low, bias current return path can be connected to one input (see thermocouple example in Figure 3). With higher source impedance, using two resistors provides a balanced input with possible advantages of lower input offset voltage due to bias current and better common-mode rejection.

INPUT COMMON-MODE RANGE

The linear common-mode range of the input op amps of the INA114 is approximately $\pm 13.75\text{V}$ (or 1.25V from the power supplies). As the output voltage increases, however, the linear input range will be limited by the output voltage swing of the input amplifiers, A_1 and A_2 . The common-mode range is related to the output voltage of the complete amplifier—see performance curve “Input Common-Mode Range vs Output Voltage.”

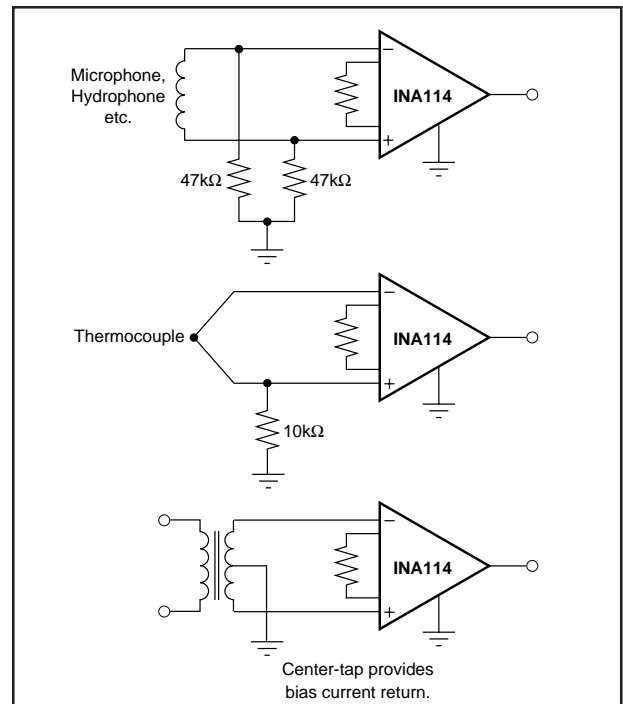


FIGURE 3. Providing an Input Common-Mode Current Path.

A combination of common-mode and differential input signals can cause the output of A_1 or A_2 to saturate. Figure 4 shows the output voltage swing of A_1 and A_2 expressed in terms of a common-mode and differential input voltages. Output swing capability of these internal amplifiers is the same as the output amplifier, A_3 . For applications where input common-mode range must be maximized, limit the output voltage swing by connecting the INA114 in a lower gain (see performance curve “Input Common-Mode Voltage Range vs Output Voltage”). If necessary, add gain after the INA114 to increase the voltage swing.

Input-overload often produces an output voltage that appears normal. For example, an input voltage of $+20\text{V}$ on one input and $+40\text{V}$ on the other input will obviously exceed the linear common-mode range of both input amplifiers. Since both input amplifiers are saturated to nearly the same output voltage limit, the difference voltage measured by the output amplifier will be near zero. The output of the INA114 will be near 0V even though both inputs are overloaded.

INPUT PROTECTION

The inputs of the INA114 are individually protected for voltages up to $\pm 40\text{V}$. For example, a condition of -40V on one input and $+40\text{V}$ on the other input will not cause damage. Internal circuitry on each input provides low series impedance under normal signal conditions. To provide equivalent protection, series input resistors would contribute excessive noise. If the input is overloaded, the protection circuitry limits the input current to a safe value (approximately 1.5mA). The typical performance curve “Input Bias Current vs Common-Mode Input Voltage” shows this input

current limit behavior. The inputs are protected even if no power supply voltage is present.

OUTPUT VOLTAGE SENSE (SOL-16 package only)

The surface-mount version of the INA114 has a separate output sense feedback connection (pin 12). Pin 12 must be connected to the output terminal (pin 11) for proper operation. (This connection is made internally on the DIP version of the INA114.)

The output sense connection can be used to sense the output voltage directly at the load for best accuracy. Figure 5 shows how to drive a load through series interconnection resistance. Remotely located feedback paths may cause instability. This can be generally be eliminated with a high frequency feedback path through C_1 . Heavy loads or long lines can be driven by connecting a buffer inside the feedback path (Figure 6).

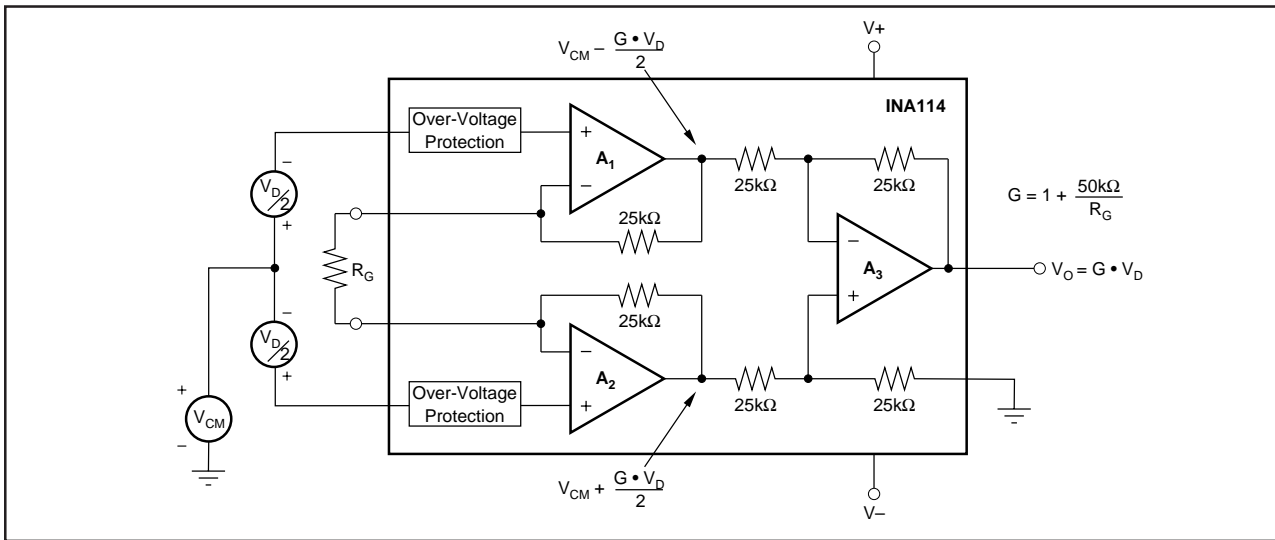


FIGURE 4. Voltage Swing of A_1 and A_2 .

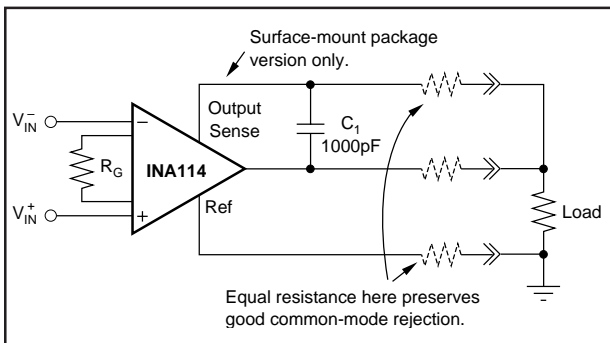


FIGURE 5. Remote Load and Ground Sensing.

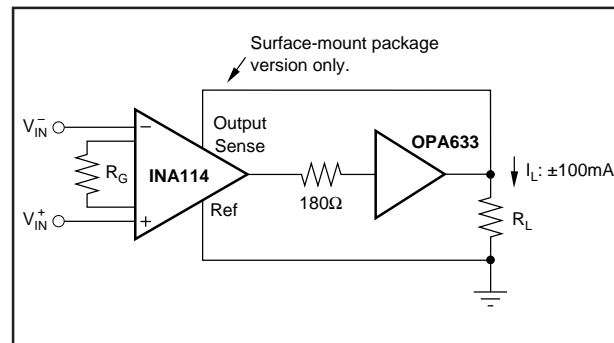


FIGURE 6. Buffered Output for Heavy Loads.

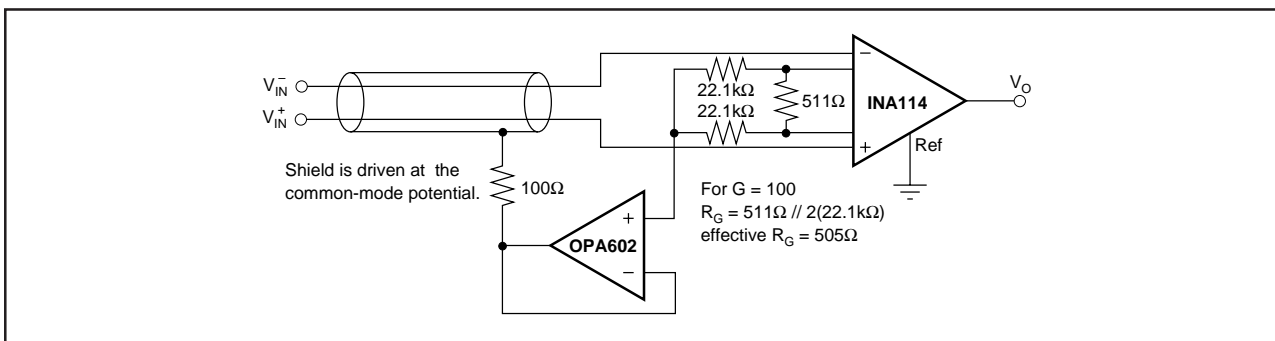


FIGURE 7. Shield Driver Circuit.

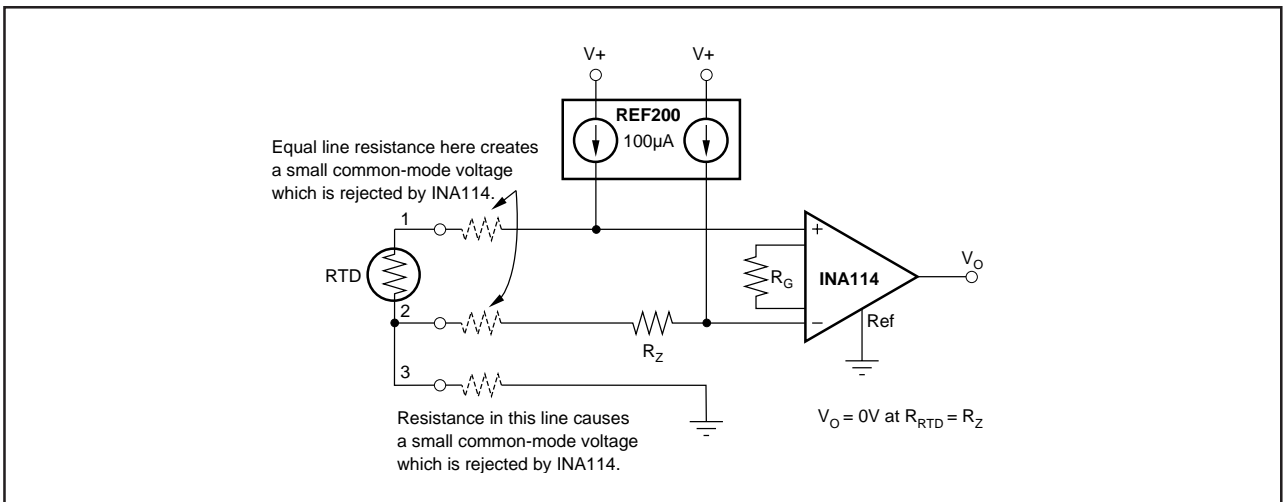


FIGURE 8. RTD Temperature Measurement Circuit.

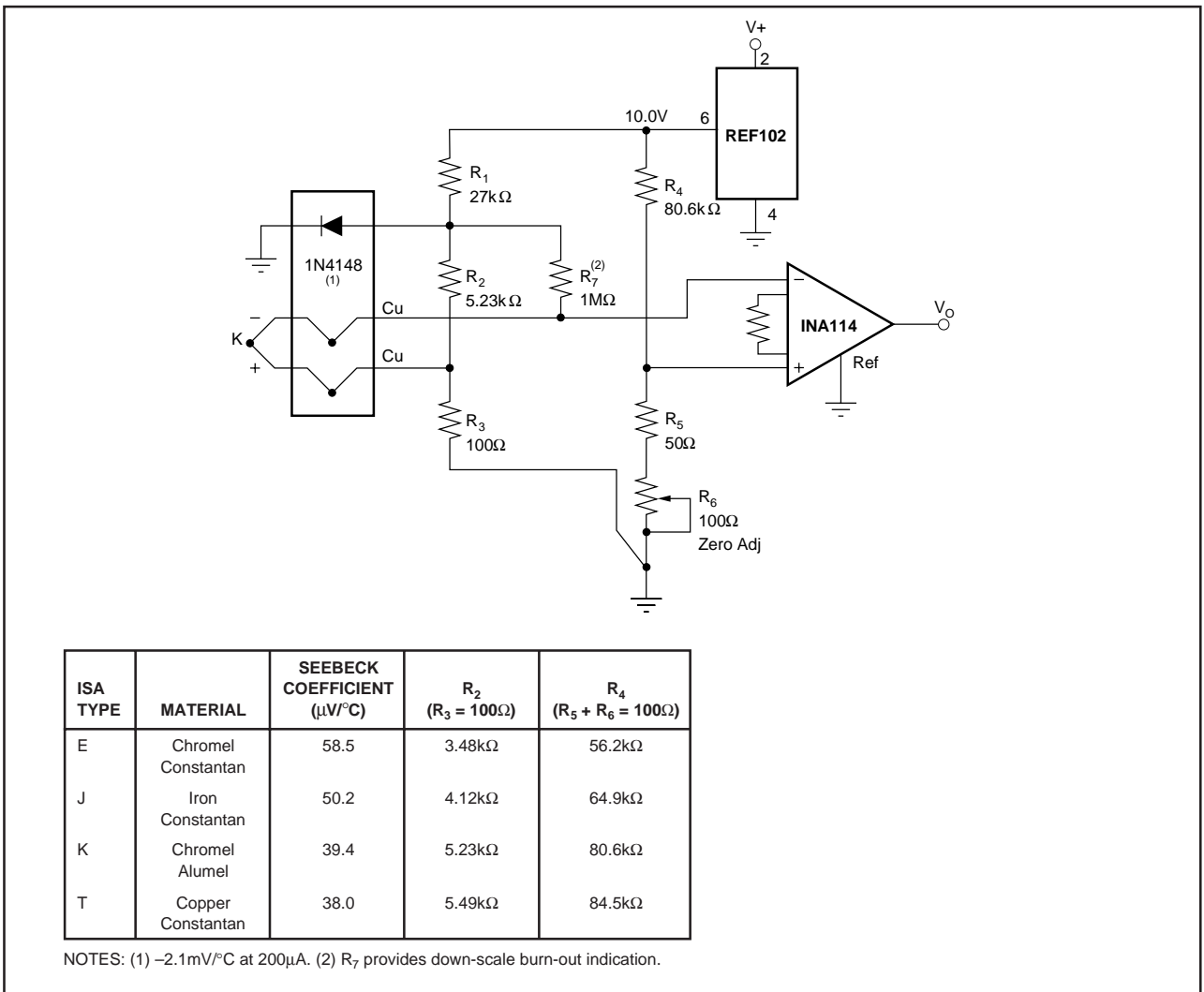


FIGURE 9. Thermocouple Amplifier With Cold Junction Compensation.

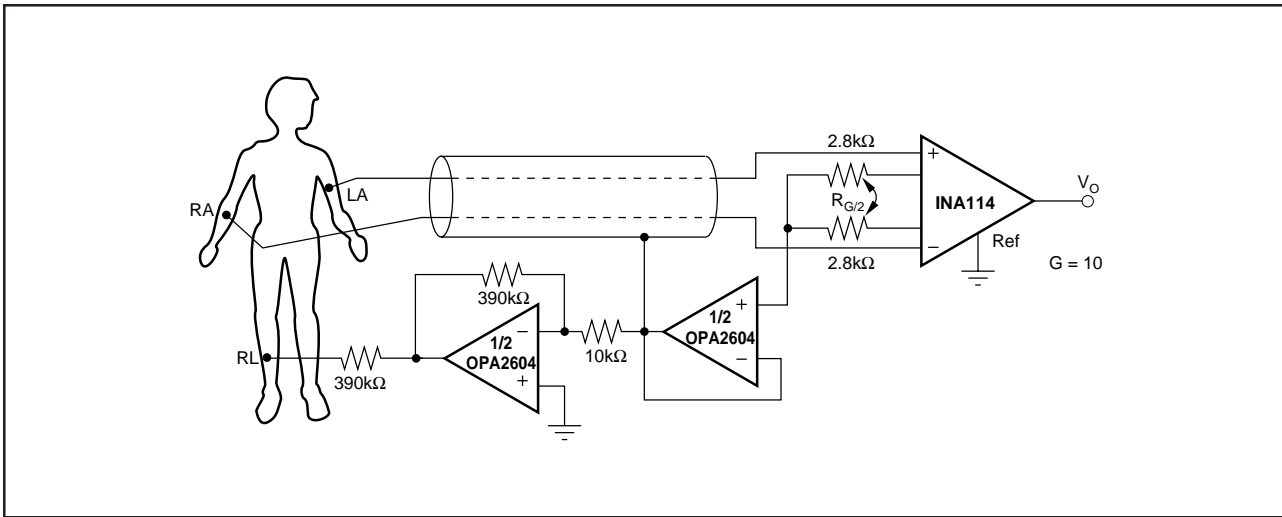


FIGURE 10. ECG Amplifier With Right-Leg Drive.

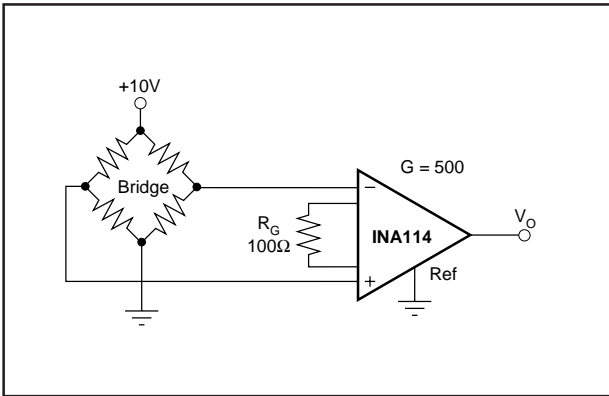


FIGURE 11. Bridge Transducer Amplifier.

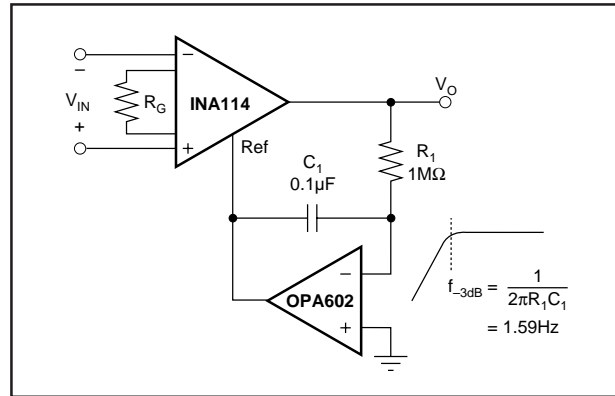


FIGURE 12. AC-Coupled Instrumentation Amplifier.

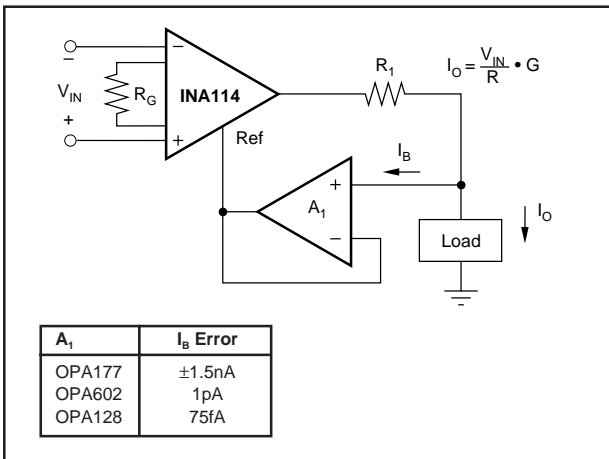


FIGURE 13. Differential Voltage-to-Current Converter.

PACKAGING INFORMATION

Orderable Device	Status (1)	Package Type	Package Drawing	Pins	Package Qty	Eco Plan (2)	Lead/Ball Finish (6)	MSL Peak Temp (3)	Op Temp (°C)	Device Marking (4/5)	Samples
INA114AP	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type		INA114AP	Samples
INA114APG4	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type		INA114AP	Samples
INA114AU	ACTIVE	SOIC	DW	16	40	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU-DCC	Level-3-260C-168 HR	-40 to 85	INA114AU	Samples
INA114AU/1K	ACTIVE	SOIC	DW	16	1000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU-DCC	Level-3-260C-168 HR	-40 to 85	INA114AU	Samples
INA114AU/1KE4	ACTIVE	SOIC	DW	16	1000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU-DCC	Level-3-260C-168 HR	-40 to 85	INA114AU	Samples
INA114AUE4	ACTIVE	SOIC	DW	16	40	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU-DCC	Level-3-260C-168 HR	-40 to 85	INA114AU	Samples
INA114AUG4	ACTIVE	SOIC	DW	16	40	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU-DCC	Level-3-260C-168 HR	-40 to 85	INA114AU	Samples
INA114BP	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type		INA114BP	Samples
INA114BPG4	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type		INA114BP	Samples
INA114BU	ACTIVE	SOIC	DW	16	40	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU-DCC	Level-3-260C-168 HR		INA114BU	Samples
INA114BU/1K	ACTIVE	SOIC	DW	16	1000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU-DCC	Level-3-260C-168 HR		INA114BU	Samples
INA114BU/1KE4	ACTIVE	SOIC	DW	16	1000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU-DCC	Level-3-260C-168 HR		INA114BU	Samples

(1) The marketing status values are defined as follows:

ACTIVE: Product device recommended for new designs.

LIFEBUY: TI has announced that the device will be discontinued, and a lifetime-buy period is in effect.

NRND: Not recommended for new designs. Device is in production to support existing customers, but TI does not recommend using this part in a new design.

PREVIEW: Device has been announced but is not in production. Samples may or may not be available.

OBSOLETE: TI has discontinued the production of the device.

(2) Eco Plan - The planned eco-friendly classification: Pb-Free (RoHS), Pb-Free (RoHS Exempt), or Green (RoHS & no Sb/Br) - please check <http://www.ti.com/productcontent> for the latest availability information and additional product content details.

TBD: The Pb-Free/Green conversion plan has not been defined.

Pb-Free (RoHS): TI's terms "Lead-Free" or "Pb-Free" mean semiconductor products that are compatible with the current RoHS requirements for all 6 substances, including the requirement that lead not exceed 0.1% by weight in homogeneous materials. Where designed to be soldered at high temperatures, TI Pb-Free products are suitable for use in specified lead-free processes.

Pb-Free (RoHS Exempt): This component has a RoHS exemption for either 1) lead-based flip-chip solder bumps used between the die and package, or 2) lead-based die adhesive used between the die and leadframe. The component is otherwise considered Pb-Free (RoHS compatible) as defined above.

Green (RoHS & no Sb/Br): TI defines "Green" to mean Pb-Free (RoHS compatible), and free of Bromine (Br) and Antimony (Sb) based flame retardants (Br or Sb do not exceed 0.1% by weight in homogeneous material)

⁽³⁾ MSL, Peak Temp. - The Moisture Sensitivity Level rating according to the JEDEC industry standard classifications, and peak solder temperature.

⁽⁴⁾ There may be additional marking, which relates to the logo, the lot trace code information, or the environmental category on the device.

⁽⁵⁾ Multiple Device Markings will be inside parentheses. Only one Device Marking contained in parentheses and separated by a "~" will appear on a device. If a line is indented then it is a continuation of the previous line and the two combined represent the entire Device Marking for that device.

⁽⁶⁾ Lead/Ball Finish - Orderable Devices may have multiple material finish options. Finish options are separated by a vertical ruled line. Lead/Ball Finish values may wrap to two lines if the finish value exceeds the maximum column width.

Important Information and Disclaimer:The information provided on this page represents TI's knowledge and belief as of the date that it is provided. TI bases its knowledge and belief on information provided by third parties, and makes no representation or warranty as to the accuracy of such information. Efforts are underway to better integrate information from third parties. TI has taken and continues to take reasonable steps to provide representative and accurate information but may not have conducted destructive testing or chemical analysis on incoming materials and chemicals. TI and TI suppliers consider certain information to be proprietary, and thus CAS numbers and other limited information may not be available for release.

In no event shall TI's liability arising out of such information exceed the total purchase price of the TI part(s) at issue in this document sold by TI to Customer on an annual basis.

TAPE AND REEL INFORMATION

QUADRANT ASSIGNMENTS FOR PIN 1 ORIENTATION IN TAPE


*All dimensions are nominal

Device	Package Type	Package Drawing	Pins	SPQ	Reel Diameter (mm)	Reel Width W1 (mm)	A0 (mm)	B0 (mm)	K0 (mm)	P1 (mm)	W (mm)	Pin1 Quadrant
INA114AU/1K	SOIC	DW	16	1000	330.0	16.4	10.75	10.7	2.7	12.0	16.0	Q1
INA114BU/1K	SOIC	DW	16	1000	330.0	16.4	10.75	10.7	2.7	12.0	16.0	Q1

TAPE AND REEL BOX DIMENSIONS



*All dimensions are nominal

Device	Package Type	Package Drawing	Pins	SPQ	Length (mm)	Width (mm)	Height (mm)
INA114AU/1K	SOIC	DW	16	1000	367.0	367.0	38.0
INA114BU/1K	SOIC	DW	16	1000	367.0	367.0	38.0

IMPORTANT NOTICE

Texas Instruments Incorporated and its subsidiaries (TI) reserve the right to make corrections, enhancements, improvements and other changes to its semiconductor products and services per JESD46, latest issue, and to discontinue any product or service per JESD48, latest issue. Buyers should obtain the latest relevant information before placing orders and should verify that such information is current and complete. All semiconductor products (also referred to herein as "components") are sold subject to TI's terms and conditions of sale supplied at the time of order acknowledgment.

TI warrants performance of its components to the specifications applicable at the time of sale, in accordance with the warranty in TI's terms and conditions of sale of semiconductor products. Testing and other quality control techniques are used to the extent TI deems necessary to support this warranty. Except where mandated by applicable law, testing of all parameters of each component is not necessarily performed.

TI assumes no liability for applications assistance or the design of Buyers' products. Buyers are responsible for their products and applications using TI components. To minimize the risks associated with Buyers' products and applications, Buyers should provide adequate design and operating safeguards.

TI does not warrant or represent that any license, either express or implied, is granted under any patent right, copyright, mask work right, or other intellectual property right relating to any combination, machine, or process in which TI components or services are used. Information published by TI regarding third-party products or services does not constitute a license to use such products or services or a warranty or endorsement thereof. Use of such information may require a license from a third party under the patents or other intellectual property of the third party, or a license from TI under the patents or other intellectual property of TI.

Reproduction of significant portions of TI information in TI data books or data sheets is permissible only if reproduction is without alteration and is accompanied by all associated warranties, conditions, limitations, and notices. TI is not responsible or liable for such altered documentation. Information of third parties may be subject to additional restrictions.

Resale of TI components or services with statements different from or beyond the parameters stated by TI for that component or service voids all express and any implied warranties for the associated TI component or service and is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for any such statements.

Buyer acknowledges and agrees that it is solely responsible for compliance with all legal, regulatory and safety-related requirements concerning its products, and any use of TI components in its applications, notwithstanding any applications-related information or support that may be provided by TI. Buyer represents and agrees that it has all the necessary expertise to create and implement safeguards which anticipate dangerous consequences of failures, monitor failures and their consequences, lessen the likelihood of failures that might cause harm and take appropriate remedial actions. Buyer will fully indemnify TI and its representatives against any damages arising out of the use of any TI components in safety-critical applications.

In some cases, TI components may be promoted specifically to facilitate safety-related applications. With such components, TI's goal is to help enable customers to design and create their own end-product solutions that meet applicable functional safety standards and requirements. Nonetheless, such components are subject to these terms.

No TI components are authorized for use in FDA Class III (or similar life-critical medical equipment) unless authorized officers of the parties have executed a special agreement specifically governing such use.

Only those TI components which TI has specifically designated as military grade or "enhanced plastic" are designed and intended for use in military/aerospace applications or environments. Buyer acknowledges and agrees that any military or aerospace use of TI components which have **not** been so designated is solely at the Buyer's risk, and that Buyer is solely responsible for compliance with all legal and regulatory requirements in connection with such use.

TI has specifically designated certain components as meeting ISO/TS16949 requirements, mainly for automotive use. In any case of use of non-designated products, TI will not be responsible for any failure to meet ISO/TS16949.

Products

Audio	www.ti.com/audio
Amplifiers	amplifier.ti.com
Data Converters	dataconverter.ti.com
DLP® Products	www.dlp.com
DSP	dsp.ti.com
Clocks and Timers	www.ti.com/clocks
Interface	interface.ti.com
Logic	logic.ti.com
Power Mgmt	power.ti.com
Microcontrollers	microcontroller.ti.com
RFID	www.ti-rfid.com
OMAP Applications Processors	www.ti.com/omap
Wireless Connectivity	www.ti.com/wirelessconnectivity

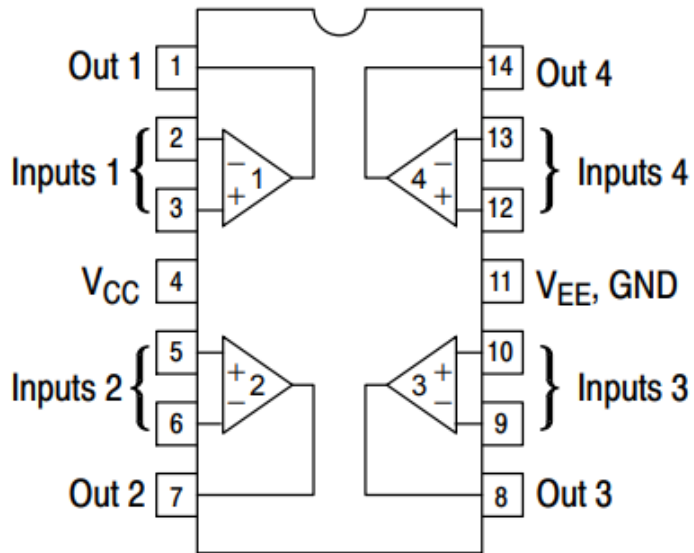
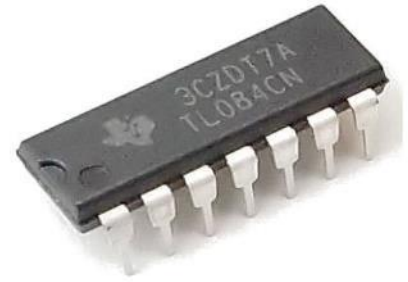
Applications

Automotive and Transportation	www.ti.com/automotive
Communications and Telecom	www.ti.com/communications
Computers and Peripherals	www.ti.com/computers
Consumer Electronics	www.ti.com/consumer-apps
Energy and Lighting	www.ti.com/energy
Industrial	www.ti.com/industrial
Medical	www.ti.com/medical
Security	www.ti.com/security
Space, Avionics and Defense	www.ti.com/space-avionics-defense
Video and Imaging	www.ti.com/video

TI E2E Community

e2e.ti.com

Anexo 8. DATASHEET TL084



TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL084, TL084A, TL084B JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081G – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 2004

- Low Power Consumption
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion . . . 0.003% Typ
- High Input Impedance . . . JFET-Input Stage
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate . . . 13 V/ μ s Typ
- Common-Mode Input Voltage Range Includes V_{CC+}

description/ordering information

The TL08x JFET-input operational amplifier family is designed to offer a wider selection than any previously developed operational amplifier family. Each of these JFET-input operational amplifiers incorporates well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset-voltage temperature coefficient. Offset adjustment and external compensation options are available within the TL08x family.

The C-suffix devices are characterized for operation from 0°C to 70°C. The I-suffix devices are characterized for operation from –40°C to 85°C. The Q-suffix devices are characterized for operation from –40°C to 125°C. The M-suffix devices are characterized for operation over the full military temperature range of –55°C to 125°C.

ORDERING INFORMATION

T_J	V_{IOmax} AT 25°C	PACKAGE†	ORDERABLE PART NUMBER	TOP-SIDE MARKING	
0°C to 70°C	15 mV	PDIP (P)	Tube of 50	TL081CP	TL081CP
			Tube of 50	TL082CP	TL082CP
		PDIP (N)	Tube of 25	TL084CN	TL084CN
		SOIC (D)	Tube of 75	TL081CD	TL081C
			Reel of 2500	TL081CDR	
			Tube of 75	TL082CD	TL082C
			Reel of 2500	TL082CDR	
			Tube of 50	TL084CD	TL084C
			Reel of 2500	TL084CDR	
		SOP (PS)	Reel of 2000	TL081CPSR	T081
			Reel of 2000	TL082CPSR	T082
		SOP (NS)	Reel of 2000	TL084CNSR	TL084
		TSSOP (PW)	Tube of 150	TL082CPW	T082
			Reel of 2000	TL082CPWR	
			Tube of 90	TL084CPW	T084
			Reel of 2000	TL084CPWR	

† Package drawings, standard packing quantities, thermal data, symbolization, and PCB design guidelines are available at www.ti.com/sc/package.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

 **TEXAS
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 2004, Texas Instruments Incorporated
On products compliant to MIL-PRF-38535, all parameters are tested unless otherwise noted. On all other products, production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL084, TL084A, TL084B
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS081G – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 2004

description/ordering information (continued)

ORDERING INFORMATION

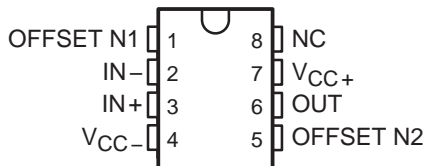
T _J	V _{IO} max AT 25°C	PACKAGE†	ORDERABLE PART NUMBER	TOP-SIDE MARKING	
0°C to 70°C	6 mV	PDIP (P)	Tube of 50	TL081ACP	TL081ACP
			Tube of 50	TL082ACP	TL082ACP
		PDIP (N)	Tube of 25	TL084ACN	TL084ACN
		SOIC (D)	Tube of 75	TL081ACD	081AC
			Reel of 2500	TL081ACDR	
			Tube of 75	TL082ACD	082AC
			Reel of 2500	TL082ACDR	
		SOIC (D)	Tube of 50	TL084ACD	TL084AC
	Reel of 2500		TL084ACDR		
	SOP (PS)	Reel of 2000	TL082ACPSR	T082A	
	SOP (NS)	Reel of 2000	TL084ACNSR	TL084A	
	3 mV	PDIP (P)	Tube of 50	TL081BCP	TL081BCP
			Tube of 50	TL082BCP	TL082BCP
		PDIP (N)	Tube of 25	TL084BCN	TL084BCN
		SOIC (D)	Tube of 75	TL081BCD	081BC
			Reel of 2500	TL081BCDR	
Tube of 75			TL082BCD	082BC	
Reel of 2500			TL082BCDR		
SOIC (D)		Tube of 50	TL084BCD	TL084BC	
	Reel of 2500	TL084BCDR			
-40°C to 85°C	6 mV	PDIP (P)	Tube of 50	TL081IP	TL081IP
			Tube of 50	TL082IP	TL082IP
		PDIP (N)	Tube of 25	TL084IN	TL081IN
		SOIC (D)	Tube of 75	TL081ID	TL081I
			Reel of 2500	TL081IDR	
			Tube of 75	TL082ID	TL082I
			Reel of 2500	TL082IDR	
		SOIC (D)	Tube of 50	TL084ID	TL084I
			Reel of 2500	TL084IDR	
		TSSOP (PW)	Reel of 2000	TL082IPWR	Z082
-40°C to 125°C	9 mV	SOIC (D)	Tube of 50	TL084QD	TL084QD
			Reel of 2500	TL084QDR	
-55°C to 125°C	9 mV	CDIP (J)	Tube of 25	TL084MJ	TL084MJ
		LCCC (FK)	Reel of 55	TL084FK	TL084FK
	6 mV	CDIP (JG)	Tube of 50	TL082MJG	TL082MJG
		LCCC (FK)	Tube of 55	TL082MFK	TL082MFK

† Package drawings, standard packing quantities, thermal data, symbolization, and PCB design guidelines are available at www.ti.com/sc/package.

TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL084, TL084A, TL084B JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

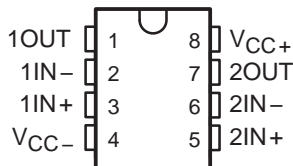
SLOS081G – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 2004

**TL081, TL081A, TL081B
D, P, OR PS PACKAGE
(TOP VIEW)**

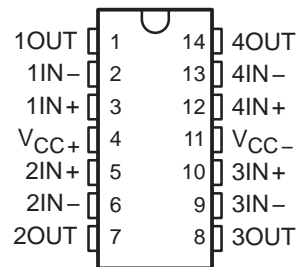


NC – No internal connection

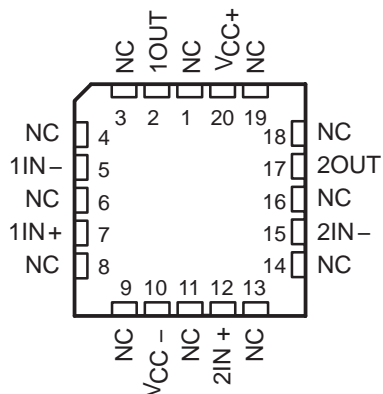
**TL082, TL082A, TL082B
D, JG, P, PS, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)**



**TL084, TL084A, TL084B
D, J, N, NS, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)**

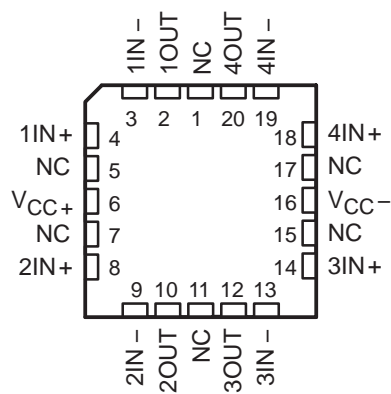


**TL082M . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)**



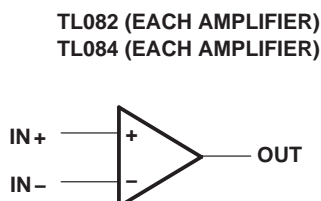
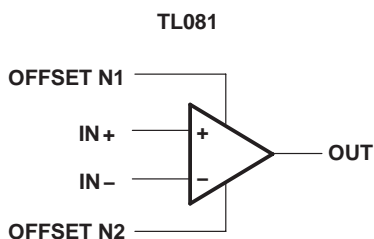
NC – No internal connection

**TL084M . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)**



NC – No internal connection

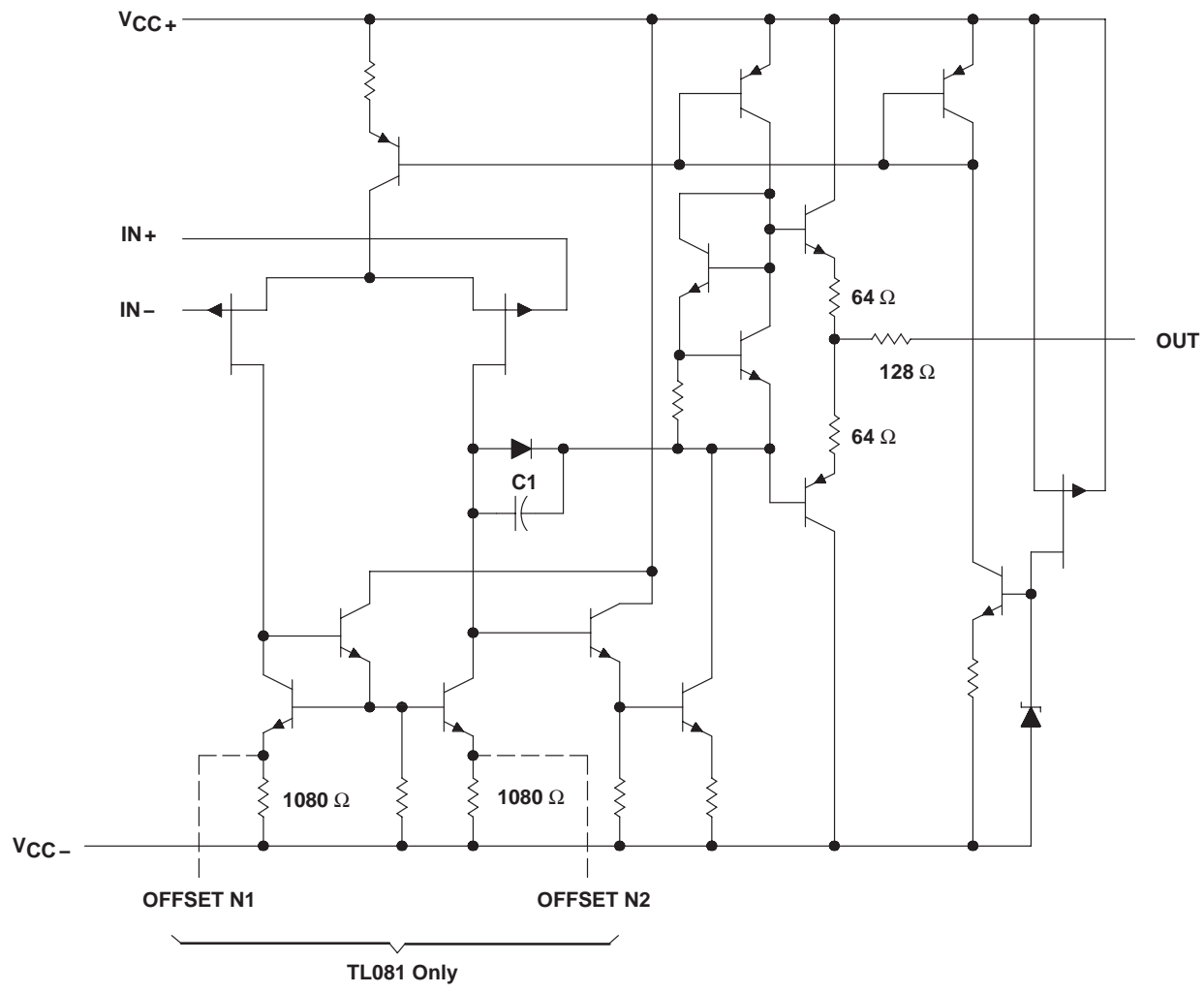
symbols



**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL084, TL084A, TL084B
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS081G – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 2004

schematic (each amplifier)



Component values shown are nominal.



TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL084, TL084A, TL084B JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081G – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 2004

absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)†

	TL08_C TL08_AC TL08_BC	TL08_I	TL084Q	TL08_M	UNIT
Supply voltage, V_{CC+} (see Note 1)	18	18	18	18	V
Supply voltage V_{CC-} (see Note 1)	-18	-18	-18	-18	V
Differential input voltage, V_{ID} (see Note 2)	± 30	± 30	± 30	± 30	V
Input voltage, V_I (see Notes 1 and 3)	± 15	± 15	± 15	± 15	V
Duration of output short circuit (see Note 4)	Unlimited	Unlimited	Unlimited	Unlimited	
Continuous total power dissipation	See Dissipation Rating Table				
Operating free-air temperature range, T_A	0 to 70	-40 to 85	-40 to 125	-55 to 125	$^{\circ}\text{C}$
Package thermal impedance, θ_{JA} (see Notes 5 and 6)	D package (8-pin)	97	97		$^{\circ}\text{C}/\text{W}$
	D package (14-pin)	86	86		
	N package (14-pin)	76	76		
	NS package (14-pin)	80			
	P package (8-pin)	85	85		
	PS package (8-pin)	95	95		
	PW package (14-pin)	113	113		
Operating virtual junction temperature	150	150	150	150	$^{\circ}\text{C}$
Case temperature for 60 seconds, T_C	FK package			260	$^{\circ}\text{C}$
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 60 seconds	J or JG package			300	$^{\circ}\text{C}$
Storage temperature range, T_{stg}	-65 to 150	-65 to 150	-65 to 150	-65 to 150	$^{\circ}\text{C}$

† 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.

- NOTES:
- All voltage values, except differential voltages, are with respect to the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .
 - Differential voltages are at $IN+$ with respect to $IN-$.
 - The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 V, whichever is less.
 - The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.
 - Maximum power dissipation is a function of $T_J(\text{max})$, θ_{JA} , and T_A . The maximum allowable power dissipation at any allowable ambient temperature is $P_D = (T_J(\text{max}) - T_A)/\theta_{JA}$. Operating at the absolute maximum T_J of 150 $^{\circ}\text{C}$ can affect reliability.
 - The package thermal impedance is calculated in accordance with JESD 51-7.

DISSIPATION RATING TABLE

PACKAGE	$T_A \leq 25^{\circ}\text{C}$ POWER RATING	DERATING FACTOR	DERATE ABOVE T_A	$T_A = 70^{\circ}\text{C}$ POWER RATING	$T_A = 85^{\circ}\text{C}$ POWER RATING	$T_A = 125^{\circ}\text{C}$ POWER RATING
D (14 pin)	680 mW	7.6 mW/ $^{\circ}\text{C}$	60 $^{\circ}\text{C}$	604 mW	490 mW	186 mW
FK	680 mW	11.0 mW/ $^{\circ}\text{C}$	88 $^{\circ}\text{C}$	680 mW	680 mW	273 mW
J	680 mW	11.0 mW/ $^{\circ}\text{C}$	88 $^{\circ}\text{C}$	680 mW	680 mW	273 mW
JG	680 mW	8.4 mW/ $^{\circ}\text{C}$	69 $^{\circ}\text{C}$	672 mW	546 mW	210 mW



**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL084, TL084A, TL084B
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS081G – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 2004

electrical characteristics, $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	T _A †	TL081C TL082C TL084C			TL081AC TL082AC TL084AC			TL081BC TL082BC TL084BC			TL081I TL082I TL084I			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
V _{IO}	V _O = 0 R _S = 50 Ω	25°C Full range	3	15	6	3	6	2	3	3	6	3	6	mV	
α _{VIO}	V _O = 0 R _S = 50 Ω	Full range		20	7.5				5				9		
I _{IO}	V _O = 0	Full range	18			18			18			18		μV/°C	
I _{IB}	V _O = 0	25°C Full range	5	200	100	5	100	5	100	5	100	5	100	pA	
V _{ICR}	V _O = 0	Full range		2	2		2		2		2		10	nA	
V _{OM}	V _O = 0	25°C Full range	30	400	200	30	200	30	200	30	200	30	200	pA	
V _{ICR}	V _O = 0	Full range		10	7		7		7		7		20	nA	
V _{ICR}	Common-mode input voltage range	25°C	±11	-12 to 15		±11	-12 to 15		±11	-12 to 15		±11	-12 to 15	V	
V _{OM}	Maximum peak output voltage swing	25°C	±12	±13.5		±12	±13.5		±12	±13.5		±12	±13.5	V	
A _{V/D}	Large-signal differential voltage amplification	Full range	±12			±12			±12			±12			
A _{V/D}	VO = ±10 V, R _L ≥ 2 kΩ	25°C	±10	±12		±10	±12		±10	±12		±10	±12	V/mV	
A _{V/D}	VO = ±10 V, R _L ≥ 2 kΩ	Full range	15			25			25			25			
B ₁	Unity-gain bandwidth	25°C	3			3			3			3		MHz	
r _i	Input resistance	25°C	10 ¹²			10 ¹²			10 ¹²			10 ¹²		Ω	
CMRR	Common-mode rejection ratio	25°C	70	86		75	86		75	86		75	86	dB	
kSVR	Supply-voltage rejection ratio (ΔV _{CC±} /ΔV _{IO})	25°C	70	86		80	86		80	86		80	86	dB	
I _{CC}	Supply current (per amplifier)	25°C	1.4	2.8		1.4	2.8		1.4	2.8		1.4	2.8	mA	
V _{O1} /V _{O2}	Crosstalk attenuation	25°C	120			120			120			120		dB	

† All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode voltage, unless otherwise specified. Full range for T_A is 0°C to 70°C for TL08_C, TL08_AC, TL08_BC and -40°C to 85°C for TL08_I.

‡ Input bias currents of an FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive, as shown in Figure 17. Pulse techniques must be used that maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible.



**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL084, TL084A, TL084B
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS081G – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 2004

electrical characteristics, $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	T_A	TL081M, TL082M			TL084Q, TL084M			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
V_{IO} Input offset voltage	$V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	25°C	3	6		3	9	mV	
		Full range			9		15		
α_{VIO} Temperature coefficient of input offset voltage	$V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	Full range	18			18			$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
I_{IO} Input offset current‡	$V_O = 0$	25°C	5	100		5	100	pA	
		125°C	20			20			nA
I_{IB} Input bias current‡	$V_O = 0$	25°C	30	200		30	200	pA	
		125°C	50			50			nA
V_{ICR} Common-mode input voltage range		25°C	± 11	-12 to 15		± 11	-12 to 15	V	
V_{OM} Maximum peak output voltage swing	$R_L = 10\ \text{k}\Omega$	25°C	± 12	± 13.5		± 12	± 13.5	V	
	$R_L \geq 10\ \text{k}\Omega$	Full range	± 12		± 12				
	$R_L \geq 2\ \text{k}\Omega$		± 10	± 12	± 10	± 12			
A_{VD} Large-signal differential voltage amplification	$V_O = \pm 10\ \text{V}, R_L \geq 2\ \text{k}\Omega$	25°C	25	200		25	200	V/mV	
	$V_O = \pm 10\ \text{V}, R_L \geq 2\ \text{k}\Omega$	Full range	15		15				
B_1 Unity-gain bandwidth		25°C	3			3			MHz
r_i Input resistance		25°C	10^{12}			10^{12}			Ω
CMRR Common-mode rejection ratio	$V_{IC} = V_{ICRmin}, V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	25°C	80	86		80	86	dB	
k_{SVR} Supply-voltage rejection ratio ($\Delta V_{CC\pm}/\Delta V_{IO}$)	$V_{CC} = \pm 15\ \text{V to } \pm 9\ \text{V}, V_O = 0, R_S = 50\ \Omega$	25°C	80	86		80	86	dB	
I_{CC} Supply current (per amplifier)	$V_O = 0, \text{ No load}$	25°C	1.4	2.8		1.4	2.8	mA	
V_{O1}/V_{O2} Crosstalk attenuation	$A_{VD} = 100$	25°C	120			120			dB

† All characteristics are measured under open-loop conditions, with zero common-mode input voltage, unless otherwise specified.

‡ Input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive, as shown in Figure 17. Pulse techniques must be used that maintain the junction temperatures as close to the ambient temperature as possible.

operating characteristics, $V_{CC\pm} = \pm 15\ \text{V}, T_A = 25^\circ\text{C}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT	
SR Slew rate at unity gain	$V_I = 10\ \text{V}, R_L = 2\ \text{k}\Omega, C_L = 100\ \text{pF}, \text{ See Figure 1}$	8*	13		V/ μs	
	$V_I = 10\ \text{V}, R_L = 2\ \text{k}\Omega, C_L = 100\ \text{pF}, T_A = -55^\circ\text{C to } 125^\circ\text{C}, \text{ See Figure 1}$	5*				
t_r Rise time	$V_I = 20\ \text{mV}, R_L = 2\ \text{k}\Omega, C_L = 100\ \text{pF}, \text{ See Figure 1}$	0.05			μs	
Overshoot factor		20			%	
V_n Equivalent input noise voltage	$R_S = 20\ \Omega$	f = 1 kHz			$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$	
		f = 10 Hz to 10 kHz			μV	
I_n Equivalent input noise current	$R_S = 20\ \Omega, f = 1\ \text{kHz}$	0.01			$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$	
THD Total harmonic distortion	$V_{rms} = 6\ \text{V}, f = 1\ \text{kHz}$	$A_{VD} = 1, R_S \leq 1\ \text{k}\Omega, R_L \geq 2\ \text{k}\Omega,$	0.003			%

*On products compliant to MIL-PRF-38535, this parameter is not production tested.



**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL084, TL084A, TL084B
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS081G – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 2004

operating characteristics, $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
SR Slew rate at unity gain	$V_I = 10\text{ V}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, See Figure 1	8	13		$\text{V}/\mu\text{s}$
t_r Rise time	$V_I = 20\text{ mV}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, See Figure 1		0.05		μs
Overshoot factor			20		%
V_n Equivalent input noise voltage	$R_S = 20\ \Omega$	$f = 1\text{ kHz}$	18		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
		$f = 10\text{ Hz to } 10\text{ kHz}$	4		μV
I_n Equivalent input noise current	$R_S = 20\ \Omega$, $f = 1\text{ kHz}$		0.01		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
THD Total harmonic distortion	$V_{I\text{rms}} = 6\text{ V}$, $f = 1\text{ kHz}$, $A_{VD} = 1$, $R_S \leq 1\text{ k}\Omega$, $R_L \geq 2\text{ k}\Omega$,		0.003		%

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

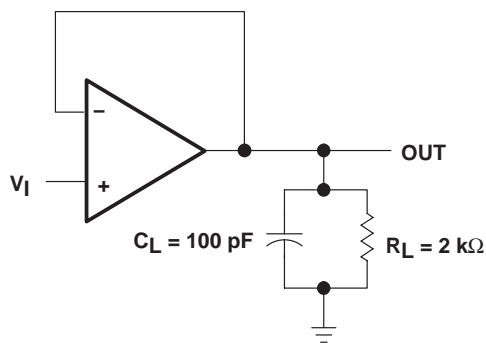


Figure 1

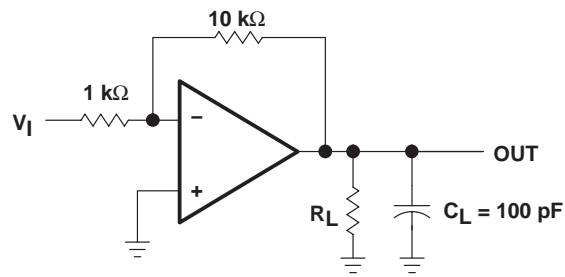


Figure 2

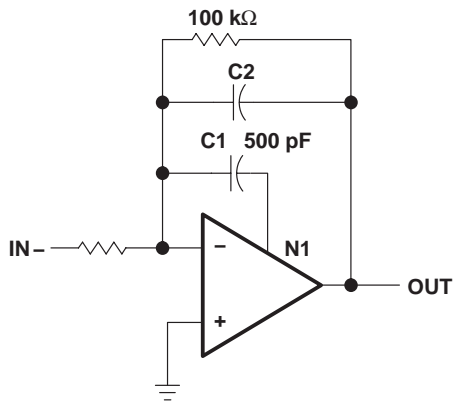


Figure 3

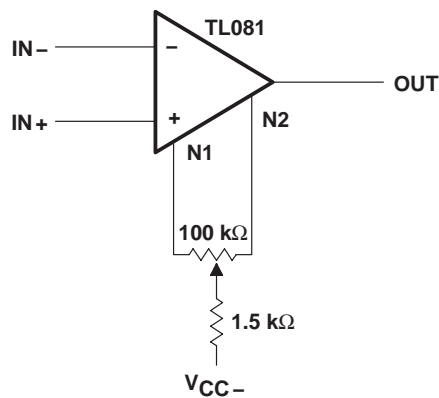


Figure 4

TYPICAL CHARACTERISTICS

Table of Graphs

		FIGURE
V _{OM}	Maximum peak output voltage	vs Frequency
		vs Free-air temperature
		vs Load resistance
		vs Supply voltage
AVD	Large-signal differential voltage amplification	5, 6, 7
	Differential voltage amplification	8
PD	Total power dissipation	9
		vs Free-air temperature
I _{CC}	Supply current	10
		vs Supply voltage
I _{IB}	Input bias current	11
V _O	Output voltage	12
		vs Frequency
CMRR	Common-mode rejection ratio	13
V _n	Equivalent input noise voltage	14
THD	Total harmonic distortion	15
	Large-signal pulse response	16
	vs Time	17
	vs Elapsed time	18
	vs Free-air temperature	19
	vs Frequency	20
	vs Frequency	21
	vs Frequency	22

**MAXIMUM PEAK OUTPUT VOLTAGE
 vs
 FREQUENCY**

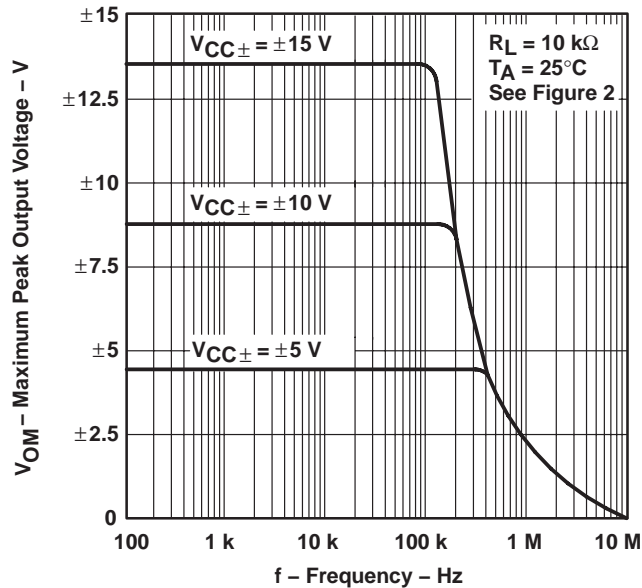


Figure 5

**MAXIMUM PEAK OUTPUT VOLTAGE
 vs
 FREQUENCY**

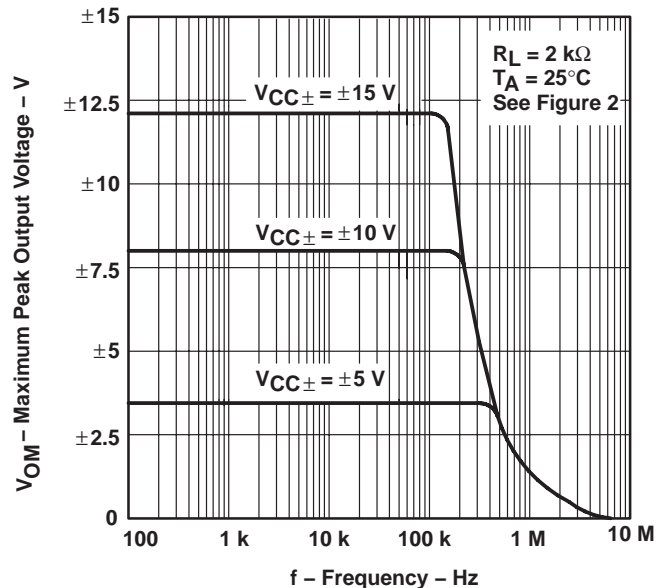


Figure 6

**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL084, TL084A, TL084B
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS081G – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 2004

TYPICAL CHARACTERISTICS†

**MAXIMUM PEAK OUTPUT VOLTAGE
vs
FREQUENCY**

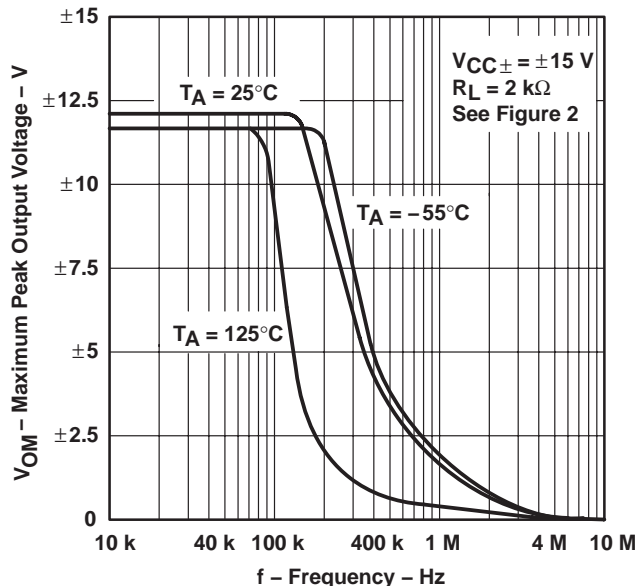


Figure 7

**MAXIMUM PEAK OUTPUT VOLTAGE
vs
FREE-AIR TEMPERATURE**

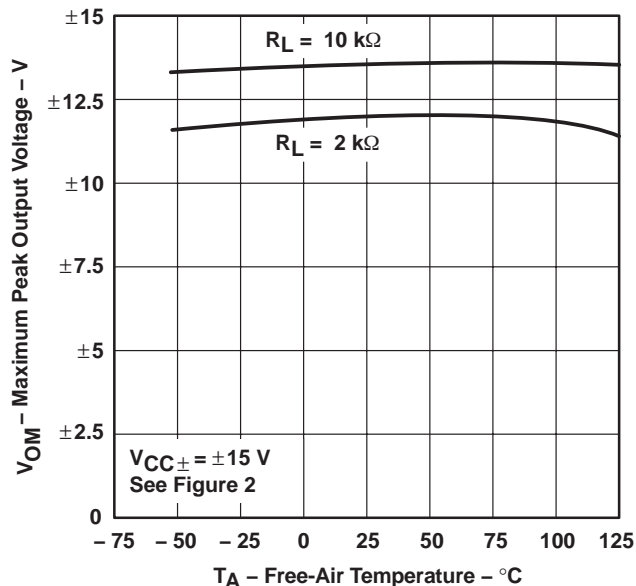


Figure 8

**MAXIMUM PEAK OUTPUT VOLTAGE
vs
LOAD RESISTANCE**

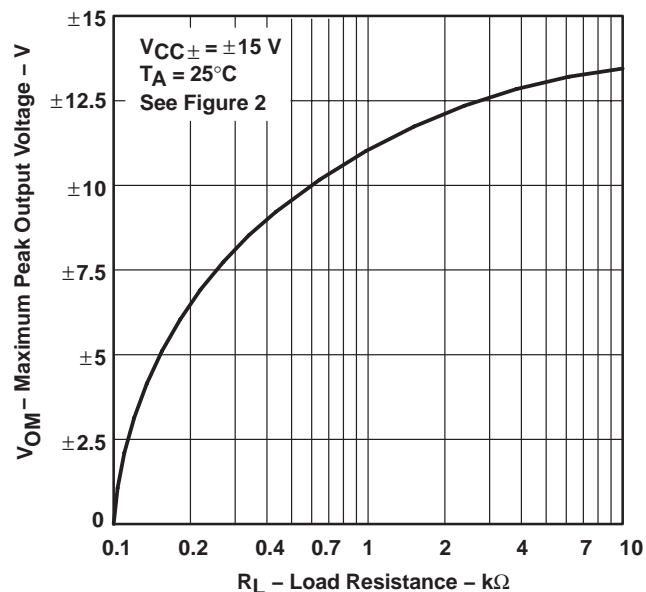


Figure 9

**MAXIMUM PEAK OUTPUT VOLTAGE
vs
SUPPLY VOLTAGE**

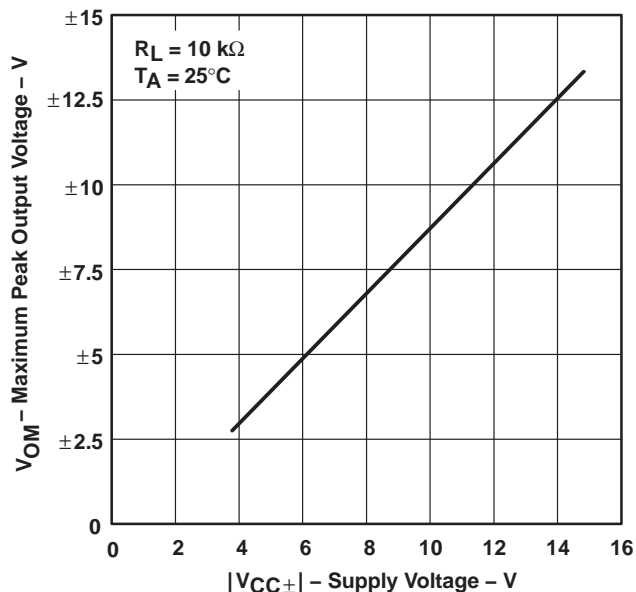


Figure 10

† Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices.



TYPICAL CHARACTERISTICS†

**LARGE-SIGNAL
 DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION
 vs
 FREE-AIR TEMPERATURE**

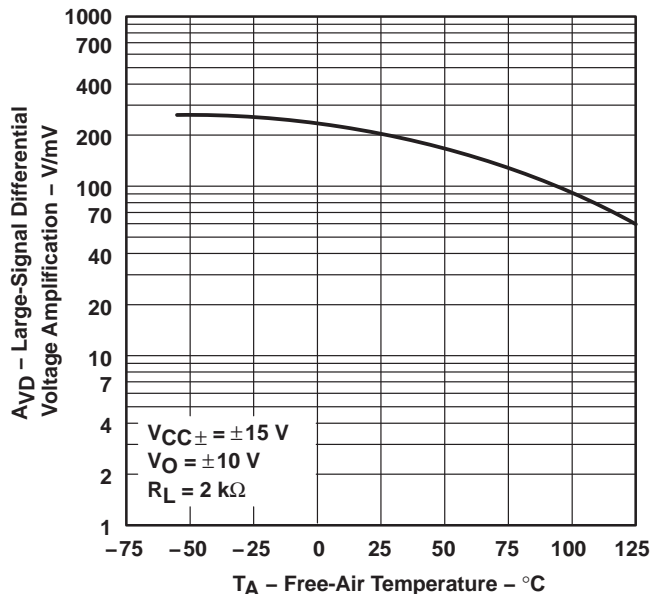


Figure 11

**LARGE-SIGNAL
 DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION
 vs
 FREQUENCY**

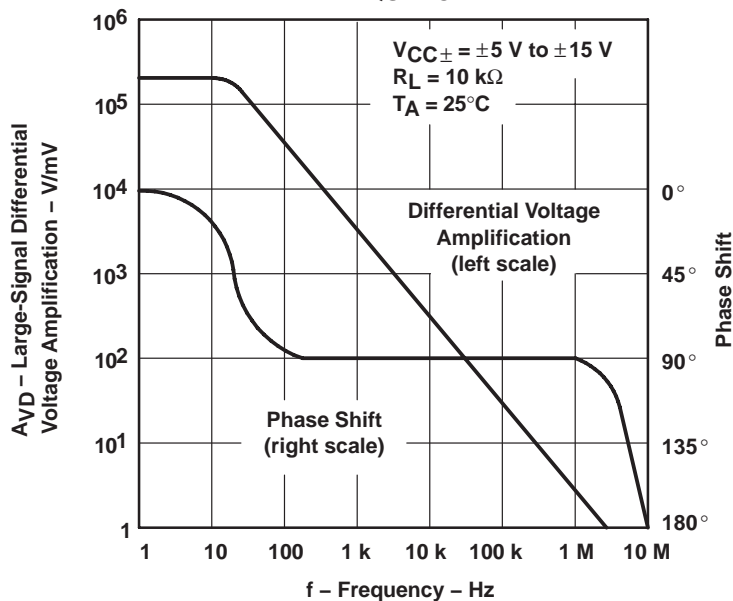


Figure 12

† Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices.

**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL084, TL084A, TL084B
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS081G – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 2004

TYPICAL CHARACTERISTICS†

**DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION
vs
FREQUENCY WITH FEED-FORWARD COMPENSATION**

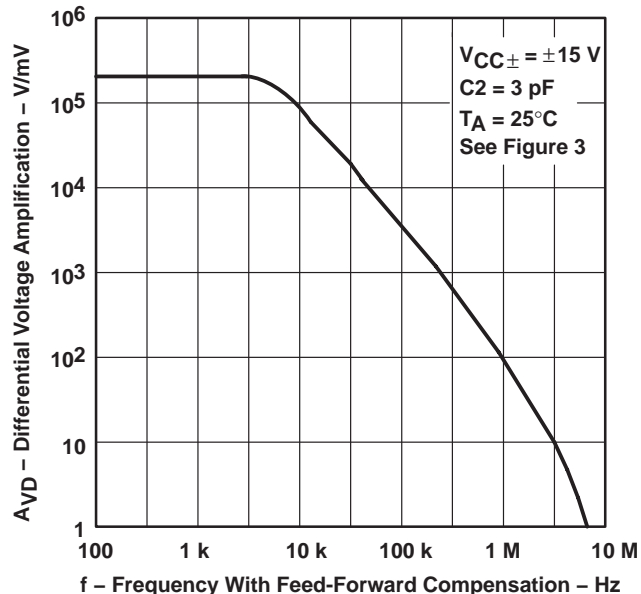


Figure 13

**TOTAL POWER DISSIPATION
vs
FREE-AIR TEMPERATURE**

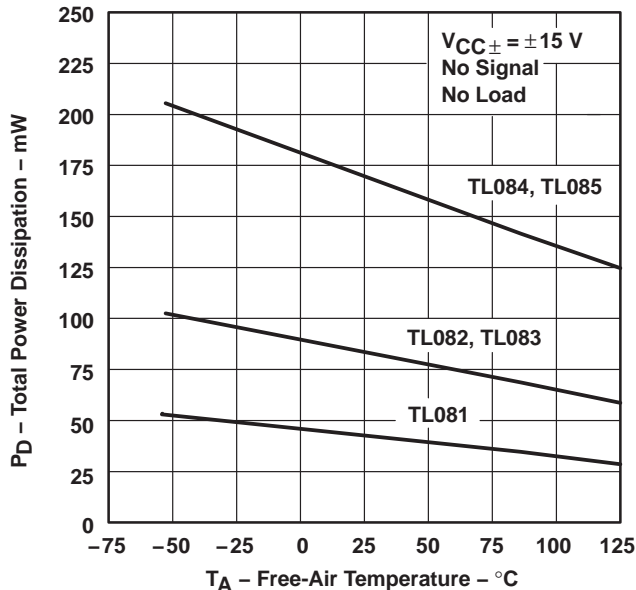


Figure 14

**SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER
vs
FREE-AIR TEMPERATURE**

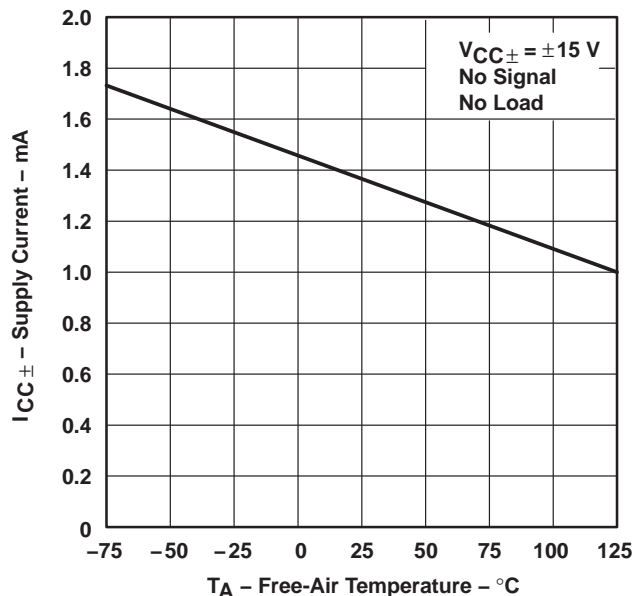


Figure 15

**SUPPLY CURRENT
vs
SUPPLY VOLTAGE**

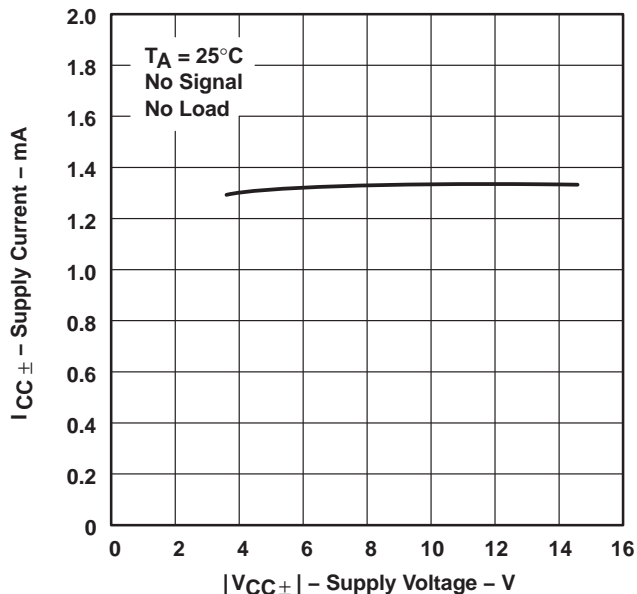


Figure 16

† Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices.



TYPICAL CHARACTERISTICS†

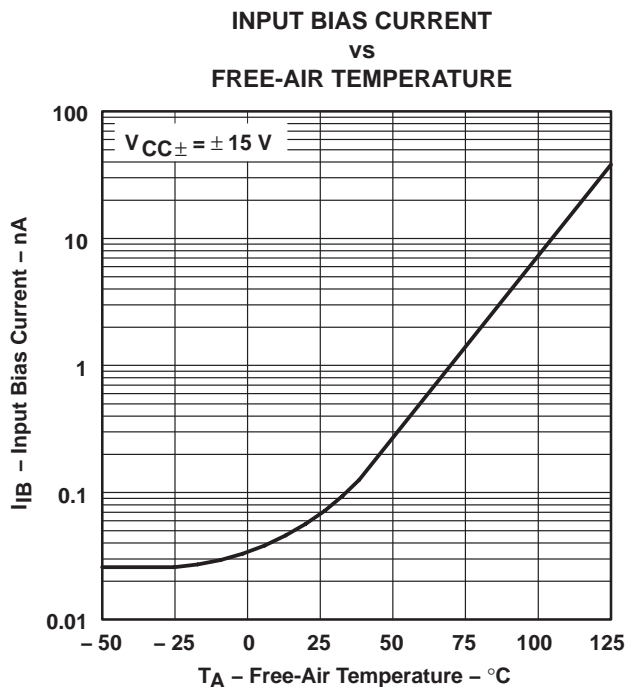


Figure 17

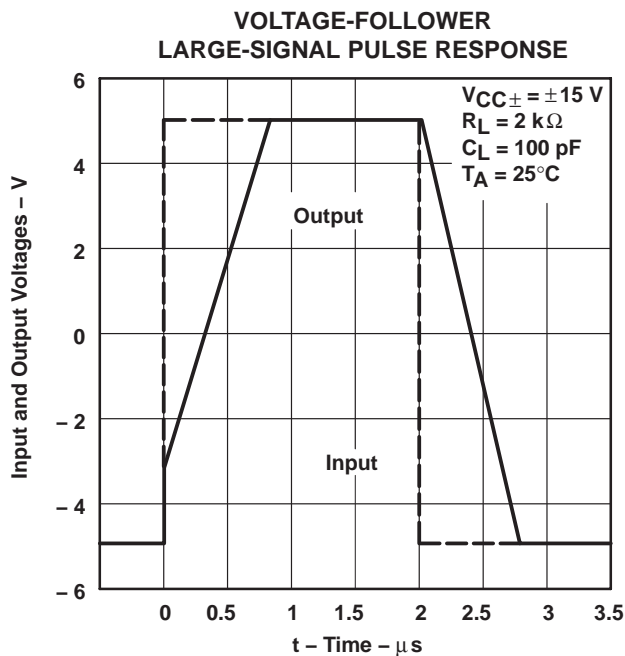


Figure 18

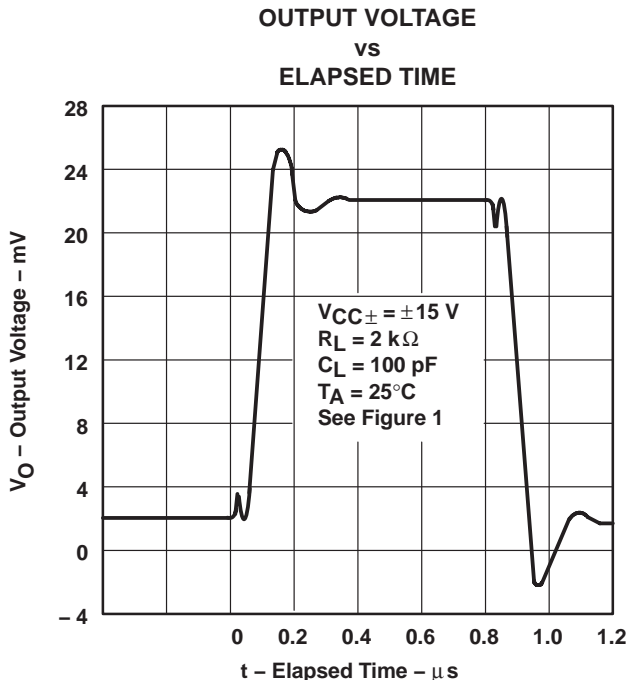


Figure 19

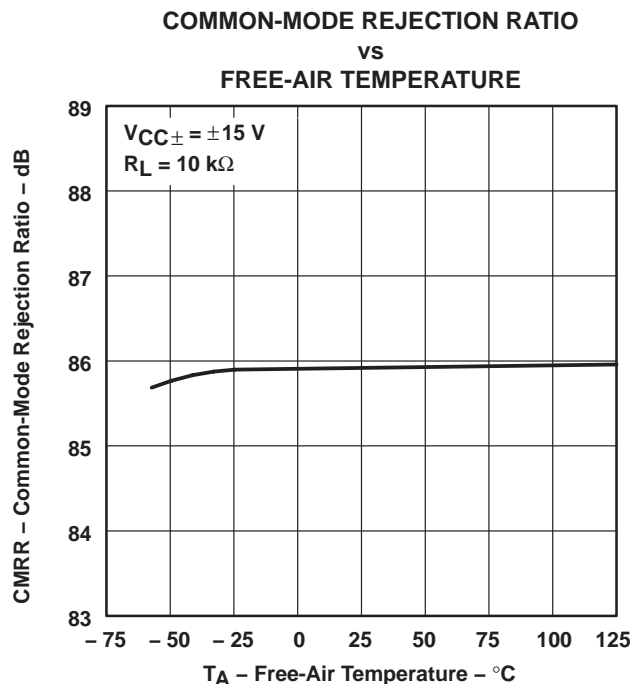


Figure 20

† Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices.

**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL084, TL084A, TL084B
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS081G – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 2004

TYPICAL CHARACTERISTICS†

**EQUIVALENT INPUT NOISE VOLTAGE
VS
FREQUENCY**

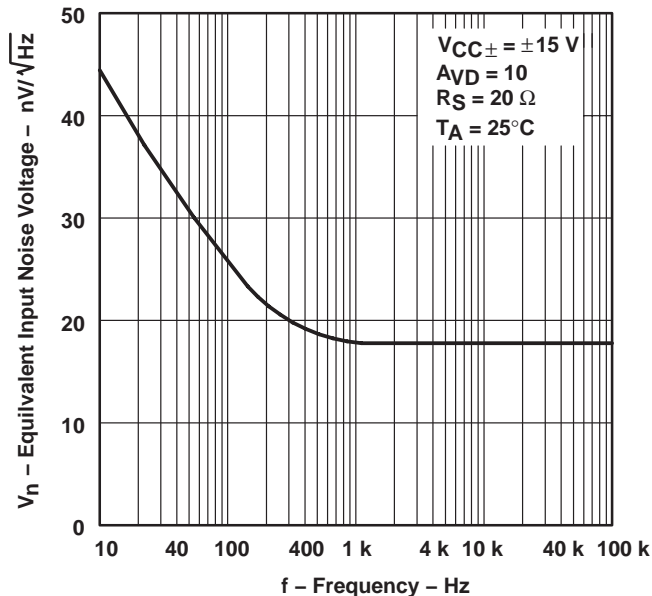


Figure 21

**TOTAL HARMONIC DISTORTION
VS
FREQUENCY**

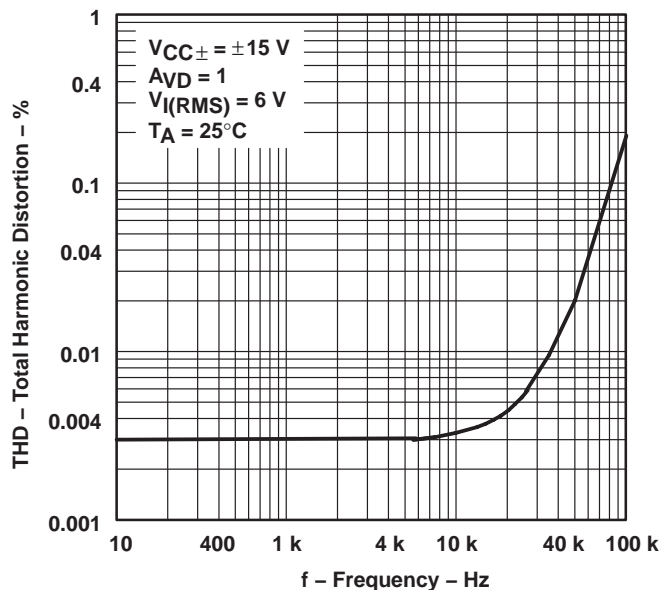


Figure 22

† Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices.

APPLICATION INFORMATION

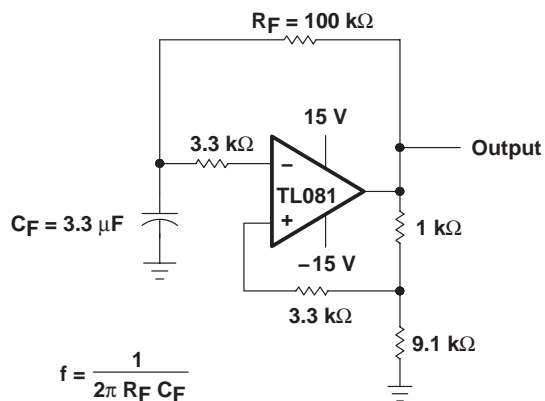


Figure 23

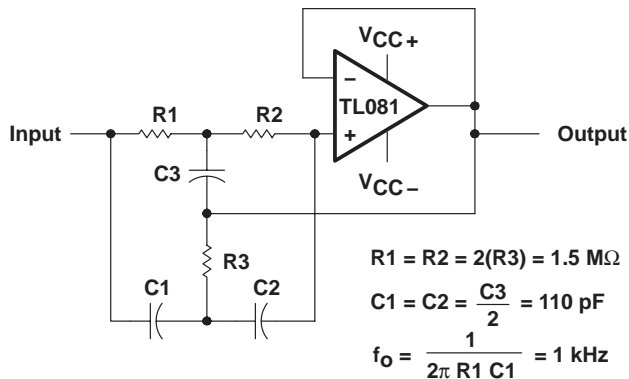


Figure 24

APPLICATION INFORMATION

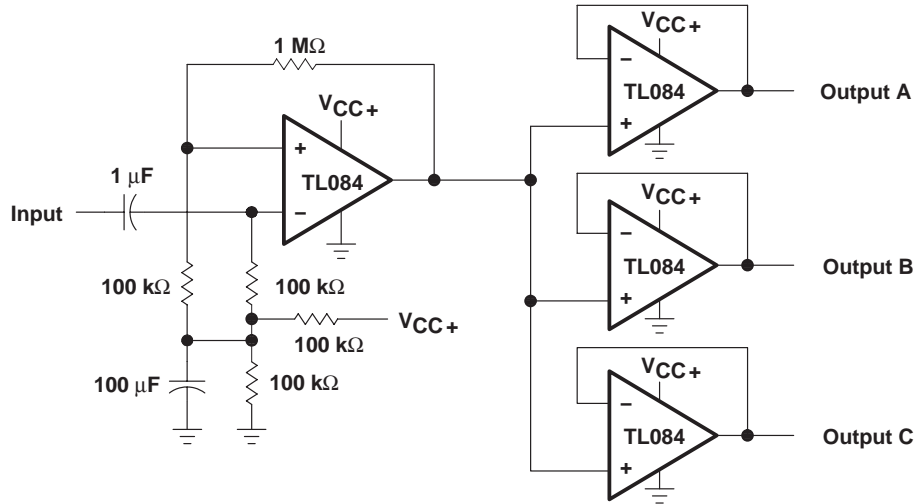
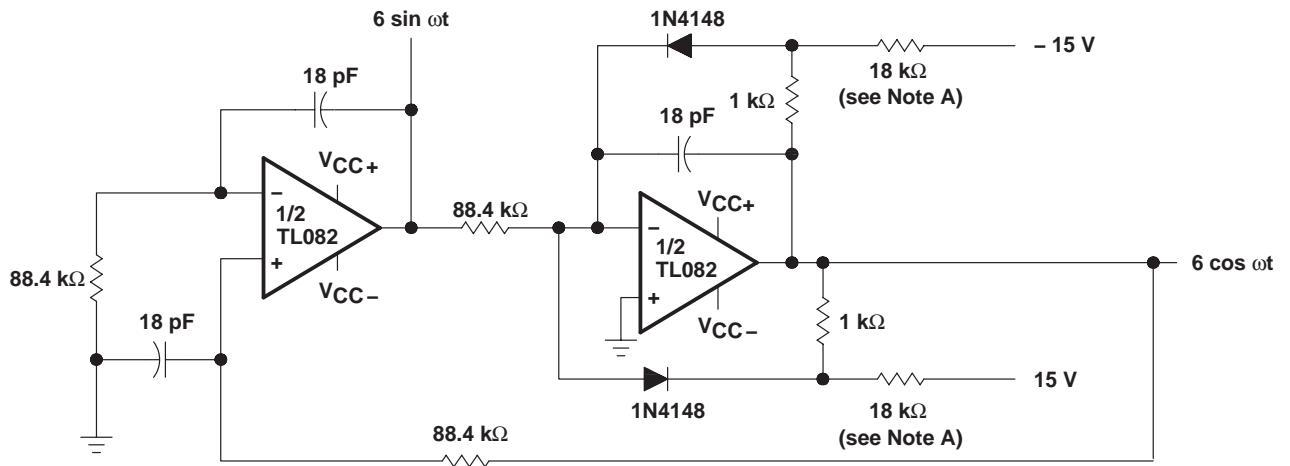


Figure 25. Audio-Distribution Amplifier



NOTE A: These resistor values may be adjusted for a symmetrical output.

Figure 26. 100-KHz Quadrature Oscillator

APPLICATION INFORMATION

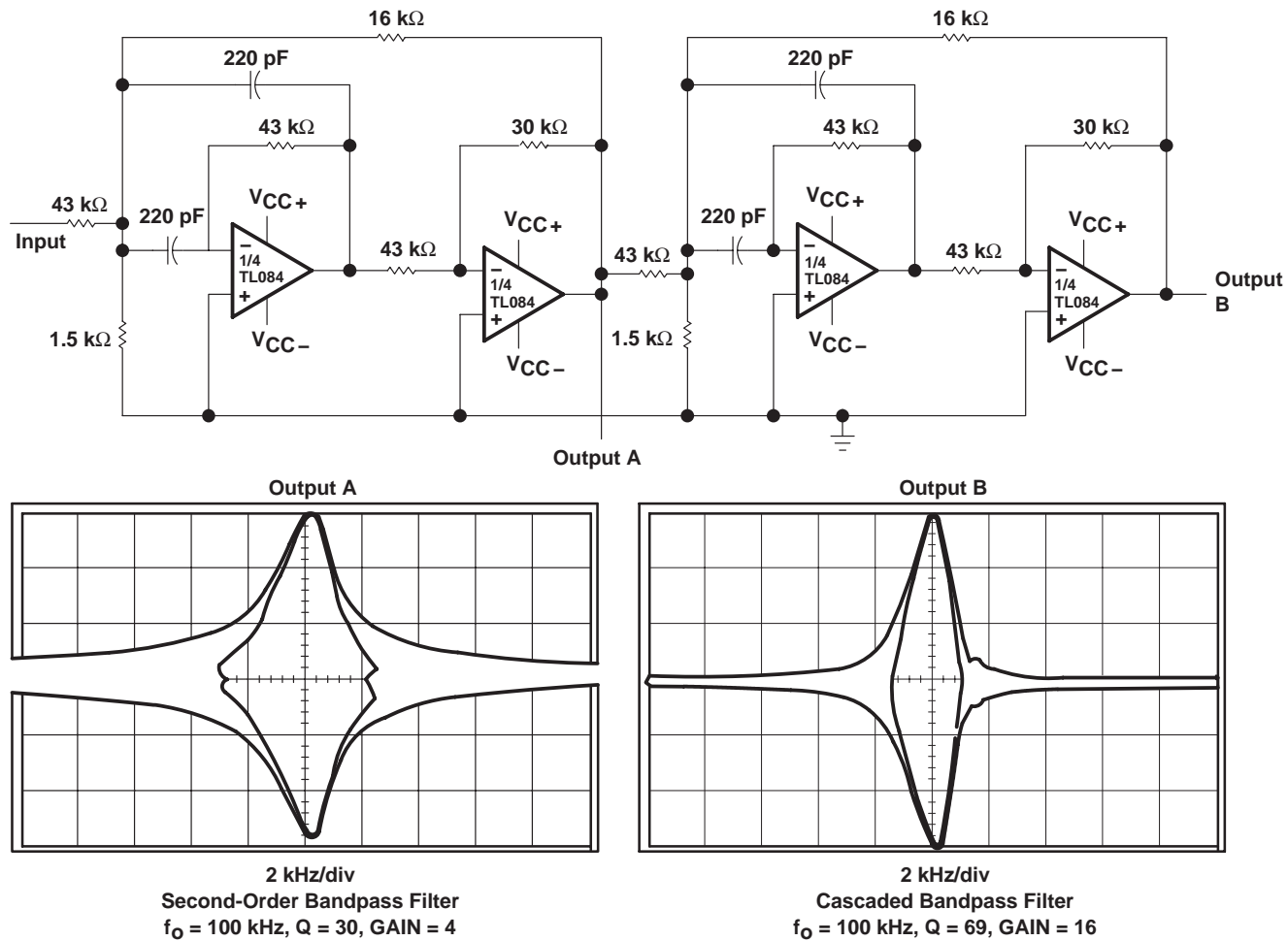


Figure 27. Positive-Feedback Bandpass Filter

IMPORTANT NOTICE

Texas Instruments Incorporated and its subsidiaries (TI) reserve the right to make corrections, modifications, enhancements, improvements, and other changes to its products and services at any time and to discontinue any product or service without notice. Customers should obtain the latest relevant information before placing orders and should verify that such information is current and complete. All products are sold subject to TI's terms and conditions of sale supplied at the time of order acknowledgment.

TI warrants performance of its hardware products to the specifications applicable at the time of sale in accordance with TI's standard warranty. Testing and other quality control techniques are used to the extent TI deems necessary to support this warranty. Except where mandated by government requirements, testing of all parameters of each product is not necessarily performed.

TI assumes no liability for applications assistance or customer product design. Customers are responsible for their products and applications using TI components. To minimize the risks associated with customer products and applications, customers should provide adequate design and operating safeguards.

TI does not warrant or represent that any license, either express or implied, is granted under any TI patent right, copyright, mask work right, or other TI intellectual property right relating to any combination, machine, or process in which TI products or services are used. Information published by TI regarding third-party products or services does not constitute a license from TI to use such products or services or a warranty or endorsement thereof. Use of such information may require a license from a third party under the patents or other intellectual property of the third party, or a license from TI under the patents or other intellectual property of TI.

Reproduction of information in TI data books or data sheets is permissible only if reproduction is without alteration and is accompanied by all associated warranties, conditions, limitations, and notices. Reproduction of this information with alteration is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for such altered documentation.

Resale of TI products or services with statements different from or beyond the parameters stated by TI for that product or service voids all express and any implied warranties for the associated TI product or service and is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for any such statements.

TI products are not authorized for use in safety-critical applications (such as life support) where a failure of the TI product would reasonably be expected to cause severe personal injury or death, unless officers of the parties have executed an agreement specifically governing such use. Buyers represent that they have all necessary expertise in the safety and regulatory ramifications of their applications, and acknowledge and agree that they are solely responsible for all legal, regulatory and safety-related requirements concerning their products and any use of TI products in such safety-critical applications, notwithstanding any applications-related information or support that may be provided by TI. Further, Buyers must fully indemnify TI and its representatives against any damages arising out of the use of TI products in such safety-critical applications.

TI products are neither designed nor intended for use in military/aerospace applications or environments unless the TI products are specifically designated by TI as military-grade or "enhanced plastic." Only products designated by TI as military-grade meet military specifications. Buyers acknowledge and agree that any such use of TI products which TI has not designated as military-grade is solely at the Buyer's risk, and that they are solely responsible for compliance with all legal and regulatory requirements in connection with such use.

TI products are neither designed nor intended for use in automotive applications or environments unless the specific TI products are designated by TI as compliant with ISO/TS 16949 requirements. Buyers acknowledge and agree that, if they use any non-designated products in automotive applications, TI will not be responsible for any failure to meet such requirements.

Following are URLs where you can obtain information on other Texas Instruments products and application solutions:

Products

Amplifiers	amplifier.ti.com
Data Converters	dataconverter.ti.com
DSP	dsp.ti.com
Interface	interface.ti.com
Logic	logic.ti.com
Power Mgmt	power.ti.com
Microcontrollers	microcontroller.ti.com
Low Power Wireless	www.ti.com/lpw

Applications

Audio	www.ti.com/audio
Automotive	www.ti.com/automotive
Broadband	www.ti.com/broadband
Digital Control	www.ti.com/digitalcontro
Military	www.ti.com/military
Optical Networking	www.ti.com/opticalnetwork
Security	www.ti.com/security
Telephony	www.ti.com/telephony
Video & Imaging	www.ti.com/vidoe
Wireless	www.ti.com/wireless

Mailing Address: Texas Instruments, Post Office Box 655303, Dallas, Texas 75265
Copyright © 2007, Texas Instruments Incorporated

PACKAGING INFORMATION

Orderable Device	Status ⁽¹⁾	Package Type	Package Drawing	Pins	Package Qty	Eco Plan ⁽²⁾	Lead/Ball Finish	MSL Peak Temp ⁽³⁾
5962-9851501Q2A	ACTIVE	LCCC	FK	20	1	TBD	POST-PLATE	N / A for Pkg Type
5962-9851501QPA	ACTIVE	CDIP	JG	8	1	TBD	A42 SNPB	N / A for Pkg Type
5962-9851503Q2A	ACTIVE	LCCC	FK	20	1	TBD	POST-PLATE	N / A for Pkg Type
5962-9851503QCA	ACTIVE	CDIP	J	14	1	TBD	A42 SNPB	N / A for Pkg Type
TL081ACD	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081ACDE4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081ACDG4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081ACDR	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081ACDRE4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081ACDRG4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081ACJG	OBSOLETE	CDIP	JG	8		TBD	Call TI	Call TI
TL081ACP	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL081ACPE4	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL081BCD	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081BCDE4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081BCDG4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081BCDR	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081BCDRE4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081BCDRG4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081BCP	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL081BCPE4	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL081CD	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081CDE4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081CDG4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081CDR	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081CDRE4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081CDRG4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM

Orderable Device	Status ⁽¹⁾	Package Type	Package Drawing	Pins	Package Qty	Eco Plan ⁽²⁾	Lead/Ball Finish	MSL Peak Temp ⁽³⁾
TL081CP	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL081CPE4	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL081CPSR	ACTIVE	SO	PS	8	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081CPSRE4	ACTIVE	SO	PS	8	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081CPWLE	OBSOLETE	TSSOP	PW	8		TBD	Call TI	Call TI
TL081ID	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081IDE4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081IDG4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081IDR	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081IDRE4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081IDRG4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL081IP	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL081IPE4	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL081MFKB	OBSOLETE	LCCC	FK	20		TBD	Call TI	Call TI
TL081MJG	OBSOLETE	CDIP	JG	8		TBD	Call TI	Call TI
TL081MJGB	OBSOLETE	CDIP	JG	8		TBD	Call TI	Call TI
TL082ACD	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082ACDE4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082ACDG4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082ACDR	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082ACDRE4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082ACDRG4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082ACP	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL082ACPE4	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL082ACPSR	ACTIVE	SO	PS	8	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082ACPSRE4	ACTIVE	SO	PS	8	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082BCD	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082BCDE4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM

Orderable Device	Status ⁽¹⁾	Package Type	Package Drawing	Pins	Package Qty	Eco Plan ⁽²⁾	Lead/Ball Finish	MSL Peak Temp ⁽³⁾
						no Sb/Br)		
TL082BCDG4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082BCDR	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082BCDRE4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082BCDRG4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082BCP	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL082BCPE4	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL082CD	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082CDE4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082CDG4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082CDR	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082CDRE4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082CDRG4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082CJG	OBSOLETE	CDIP	JG	8		TBD	Call TI	Call TI
TL082CP	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL082CPE4	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL082CPSR	ACTIVE	SO	PS	8	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082CPSRG4	ACTIVE	SO	PS	8	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082CPW	ACTIVE	TSSOP	PW	8	150	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082CPWE4	ACTIVE	TSSOP	PW	8	150	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082CPWLE	OBSOLETE	TSSOP	PW	8		TBD	Call TI	Call TI
TL082CPWR	ACTIVE	TSSOP	PW	8	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082CPWRE4	ACTIVE	TSSOP	PW	8	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082CPWRG4	ACTIVE	TSSOP	PW	8	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082ID	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082IDE4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082IDG4	ACTIVE	SOIC	D	8	75	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM

Orderable Device	Status ⁽¹⁾	Package Type	Package Drawing	Pins	Package Qty	Eco Plan ⁽²⁾	Lead/Ball Finish	MSL Peak Temp ⁽³⁾
TL082IDR	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082IDRE4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082IDRG4	ACTIVE	SOIC	D	8	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082IJG	OBSOLETE	CDIP	JG	8		TBD	Call TI	Call TI
TL082IP	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL082IPE4	ACTIVE	PDIP	P	8	50	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL082IPWR	ACTIVE	TSSOP	PW	8	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082IPWRE4	ACTIVE	TSSOP	PW	8	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL082MFK	OBSOLETE	LCCC	FK	20		TBD	Call TI	Call TI
TL082MFKB	ACTIVE	LCCC	FK	20	1	TBD	POST-PLATE	N / A for Pkg Type
TL082MJG	ACTIVE	CDIP	JG	8	1	TBD	A42 SNPB	N / A for Pkg Type
TL082MJGB	ACTIVE	CDIP	JG	8	1	TBD	A42 SNPB	N / A for Pkg Type
TL084ACD	ACTIVE	SOIC	D	14	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084ACDE4	ACTIVE	SOIC	D	14	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084ACDG4	ACTIVE	SOIC	D	14	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084ACDR	ACTIVE	SOIC	D	14	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084ACDRE4	ACTIVE	SOIC	D	14	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084ACDRG4	ACTIVE	SOIC	D	14	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084ACN	ACTIVE	PDIP	N	14	25	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL084ACNE4	ACTIVE	PDIP	N	14	25	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL084ACNSR	ACTIVE	SO	NS	14	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084ACNSRE4	ACTIVE	SO	NS	14	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084BCD	ACTIVE	SOIC	D	14	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084BCDE4	ACTIVE	SOIC	D	14	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084BCDG4	ACTIVE	SOIC	D	14	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084BCDR	ACTIVE	SOIC	D	14	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084BCDRE4	ACTIVE	SOIC	D	14	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084BCDRG4	ACTIVE	SOIC	D	14	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM

Orderable Device	Status ⁽¹⁾	Package Type	Package Drawing	Pins	Package Qty	Eco Plan ⁽²⁾	Lead/Ball Finish	MSL Peak Temp ⁽³⁾
TL084BCN	ACTIVE	PDIP	N	14	25	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL084BCNE4	ACTIVE	PDIP	N	14	25	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL084CD	ACTIVE	SOIC	D	14	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084CDE4	ACTIVE	SOIC	D	14	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084CDG4	ACTIVE	SOIC	D	14	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084CDR	ACTIVE	SOIC	D	14	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084CDRE4	ACTIVE	SOIC	D	14	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084CDRG4	ACTIVE	SOIC	D	14	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084CJ	OBSOLETE	CDIP	J	14		TBD	Call TI	Call TI
TL084CN	ACTIVE	PDIP	N	14	25	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL084CNE4	ACTIVE	PDIP	N	14	25	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL084CNSLE	OBSOLETE	SO	NS	14		TBD	Call TI	Call TI
TL084CNSR	ACTIVE	SO	NS	14	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084CNSRG4	ACTIVE	SO	NS	14	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084CPW	ACTIVE	TSSOP	PW	14	90	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084CPWE4	ACTIVE	TSSOP	PW	14	90	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084CPWLE	OBSOLETE	TSSOP	PW	14		TBD	Call TI	Call TI
TL084CPWR	ACTIVE	TSSOP	PW	14	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084CPWRE4	ACTIVE	TSSOP	PW	14	2000	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084ID	ACTIVE	SOIC	D	14	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084IDE4	ACTIVE	SOIC	D	14	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084IDG4	ACTIVE	SOIC	D	14	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084IDR	ACTIVE	SOIC	D	14	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084IDRE4	ACTIVE	SOIC	D	14	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084IDRG4	ACTIVE	SOIC	D	14	2500	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-1-260C-UNLIM
TL084IJ	OBSOLETE	CDIP	J	14		TBD	Call TI	Call TI
TL084IN	ACTIVE	PDIP	N	14	25	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type
TL084INE4	ACTIVE	PDIP	N	14	25	Pb-Free	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type

Orderable Device	Status ⁽¹⁾	Package Type	Package Drawing	Pins	Package Qty	Eco Plan ⁽²⁾	Lead/Ball Finish	MSL Peak Temp ⁽³⁾
(RoHS)								
TL084MFK	ACTIVE	LCCC	FK	20	1	TBD	POST-PLATE	N / A for Pkg Type
TL084MFKB	ACTIVE	LCCC	FK	20	1	TBD	POST-PLATE	N / A for Pkg Type
TL084MJ	ACTIVE	CDIP	J	14	1	TBD	A42 SNPB	N / A for Pkg Type
TL084MJB	ACTIVE	CDIP	J	14	1	TBD	A42 SNPB	N / A for Pkg Type
TL084QD	ACTIVE	SOIC	D	14	50	TBD	CU NIPDAU	Level-1-220C-UNLIM
TL084QDR	ACTIVE	SOIC	D	14	2500	TBD	CU NIPDAU	Level-1-220C-UNLIM

⁽¹⁾ The marketing status values are defined as follows:

ACTIVE: Product device recommended for new designs.

LIFEBUY: TI has announced that the device will be discontinued, and a lifetime-buy period is in effect.

NRND: Not recommended for new designs. Device is in production to support existing customers, but TI does not recommend using this part in a new design.

PREVIEW: Device has been announced but is not in production. Samples may or may not be available.

OBSOLETE: TI has discontinued the production of the device.

⁽²⁾ Eco Plan - The planned eco-friendly classification: Pb-Free (RoHS), Pb-Free (RoHS Exempt), or Green (RoHS & no Sb/Br) - please check <http://www.ti.com/productcontent> for the latest availability information and additional product content details.

TBD: The Pb-Free/Green conversion plan has not been defined.

Pb-Free (RoHS): TI's terms "Lead-Free" or "Pb-Free" mean semiconductor products that are compatible with the current RoHS requirements for all 6 substances, including the requirement that lead not exceed 0.1% by weight in homogeneous materials. Where designed to be soldered at high temperatures, TI Pb-Free products are suitable for use in specified lead-free processes.

Pb-Free (RoHS Exempt): This component has a RoHS exemption for either 1) lead-based flip-chip solder bumps used between the die and package, or 2) lead-based die adhesive used between the die and leadframe. The component is otherwise considered Pb-Free (RoHS compatible) as defined above.

Green (RoHS & no Sb/Br): TI defines "Green" to mean Pb-Free (RoHS compatible), and free of Bromine (Br) and Antimony (Sb) based flame retardants (Br or Sb do not exceed 0.1% by weight in homogeneous material)

⁽³⁾ MSL, Peak Temp. -- The Moisture Sensitivity Level rating according to the JEDEC industry standard classifications, and peak solder temperature.

Important Information and Disclaimer: The information provided on this page represents TI's knowledge and belief as of the date that it is provided. TI bases its knowledge and belief on information provided by third parties, and makes no representation or warranty as to the accuracy of such information. Efforts are underway to better integrate information from third parties. TI has taken and continues to take reasonable steps to provide representative and accurate information but may not have conducted destructive testing or chemical analysis on incoming materials and chemicals. TI and TI suppliers consider certain information to be proprietary, and thus CAS numbers and other limited information may not be available for release.

In no event shall TI's liability arising out of such information exceed the total purchase price of the TI part(s) at issue in this document sold by TI to Customer on an annual basis.



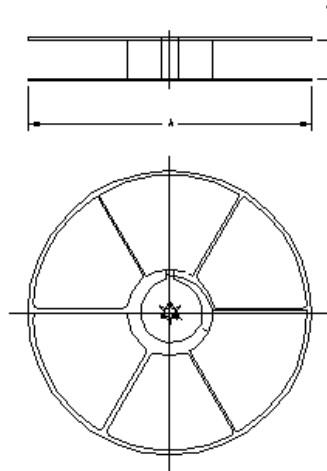
Carrier tape design is defined largely by the component length, width, and thickness.

A_o = Dimension designed to accommodate the component width.
B_o = Dimension designed to accommodate the component length.
K_o = Dimension designed to accommodate the component thickness.
W = Overall width of the carrier tape.
P = Pitch between successive cavity centers.



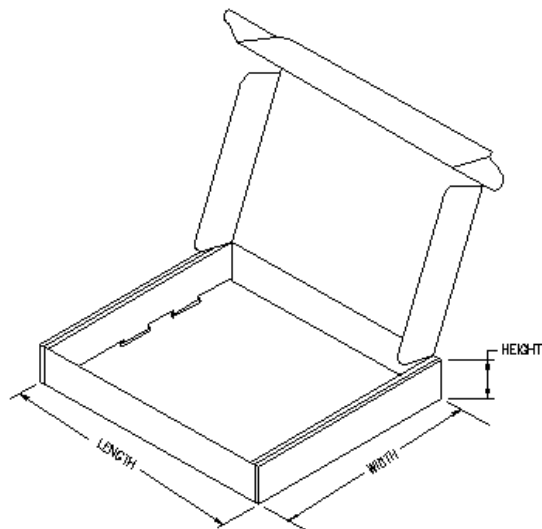
TAPE AND REEL INFORMATION

Device	Package	Pins	Site	Reel Diameter (mm)	Reel Width (mm)	A0 (mm)	B0 (mm)	K0 (mm)	P1 (mm)	W (mm)	Pin1 Quadrant
TL081ACDR	D	8	FMX	330	12	6.4	5.2	2.1	8	12	Q1
TL081BCDR	D	8	FMX	330	12	6.4	5.2	2.1	8	12	Q1
TL081CDR	D	8	FMX	330	12	6.4	5.2	2.1	8	12	Q1
TL081CPSR	PS	8	MLA	330	16	8.2	6.6	2.5	12	16	Q1
TL081IDR	D	8	FMX	330	12	6.4	5.2	2.1	8	12	Q1
TL082ACDR	D	8	FMX	330	12	6.4	5.2	2.1	8	12	Q1
TL082ACDR	D	8	MLA	330	12	6.4	5.2	2.1	8	12	Q1
TL082ACPSR	PS	8	MLA	330	16	8.2	6.6	2.5	12	16	Q1
TL082BCDR	D	8	FMX	330	12	6.4	5.2	2.1	8	12	Q1
TL082CDR	D	8	FMX	330	12	6.4	5.2	2.1	8	12	Q1
TL082CDR	D	8	MLA	330	12	6.4	5.2	2.1	8	12	Q1
TL082CPSR	PS	8	MLA	330	16	8.2	6.6	2.5	12	16	Q1
TL082CPWR	PW	8	MLA	330	12	7.0	3.6	1.6	8	12	Q1
TL082IDR	D	8	FMX	330	12	6.4	5.2	2.1	8	12	Q1
TL082IDR	D	8	MLA	330	12	6.4	5.2	2.1	8	12	Q1
TL082IPWR	PW	8	MLA	330	12	7.0	3.6	1.6	8	12	Q1
TL084ACDR	D	14	MLA	330	16	6.5	9.0	2.1	8	16	Q1
TL084ACDR	D	14	FMX	330	0	6.5	9.0	2.1	8	16	Q1
TL084ACNSR	NS	14	MLA	330	16	8.2	10.5	2.5	12	16	Q1
TL084BCDR	D	14	FMX	330	0	6.5	9.0	2.1	8	16	Q1
TL084CDR	D	14	FMX	330	0	6.5	9.0	2.1	8	16	Q1
TL084CNSR	NS	14	MLA	330	16	8.2	10.5	2.5	12	16	Q1
TL084CPWR	PW	14	MLA	330	12	7.0	5.6	1.6	8	12	Q1
TL084IDR	D	14	FMX	330	0	6.5	9.0	2.1	8	16	Q1



TAPE AND REEL BOX INFORMATION

Device	Package	Pins	Site	Length (mm)	Width (mm)	Height (mm)
TL081ACDR	D	8	FMX	338.1	340.5	20.64
TL081BCDR	D	8	FMX	338.1	340.5	20.64
TL081CDR	D	8	FMX	338.1	340.5	20.64
TL081CPSR	PS	8	MLA	333.2	333.2	28.58
TL081IDR	D	8	FMX	338.1	340.5	20.64
TL082ACDR	D	8	FMX	338.1	340.5	20.64
TL082ACDR	D	8	MLA	338.1	340.5	20.64
TL082ACPSR	PS	8	MLA	333.2	333.2	28.58
TL082BCDR	D	8	FMX	338.1	340.5	20.64
TL082CDR	D	8	FMX	338.1	340.5	20.64
TL082CDR	D	8	MLA	338.1	340.5	20.64
TL082CPSR	PS	8	MLA	333.2	333.2	28.58
TL082CPWR	PW	8	MLA	338.1	340.5	20.64
TL082IDR	D	8	FMX	338.1	340.5	20.64
TL082IDR	D	8	MLA	338.1	340.5	20.64
TL082IPWR	PW	8	MLA	338.1	340.5	20.64
TL084ACDR	D	14	MLA	333.2	333.2	28.58
TL084ACDR	D	14	FMX	333.2	333.2	28.58
TL084ACNSR	NS	14	MLA	333.2	333.2	28.58
TL084BCDR	D	14	FMX	333.2	333.2	28.58
TL084CDR	D	14	FMX	333.2	333.2	28.58
TL084CNSR	NS	14	MLA	333.2	333.2	28.58
TL084CPWR	PW	14	MLA	338.1	340.5	20.64
TL084IDR	D	14	FMX	333.2	333.2	28.58



JG (R-GDIP-T8)

CERAMIC DUAL-IN-LINE



- NOTES: A. All linear dimensions are in inches (millimeters).
 B. This drawing is subject to change without notice.
 C. This package can be hermetically sealed with a ceramic lid using glass frit.
 D. Index point is provided on cap for terminal identification.
 E. Falls within MIL STD 1835 GDIP1-T8

J (R-GDIP-T**)

14 LEADS SHOWN

CERAMIC DUAL IN-LINE PACKAGE



DIM \ PINS **	14	16	18	20
A	0.300 (7,62) BSC	0.300 (7,62) BSC	0.300 (7,62) BSC	0.300 (7,62) BSC
B MAX	0.785 (19,94)	.840 (21,34)	0.960 (24,38)	1.060 (26,92)
B MIN	—	—	—	—
C MAX	0.300 (7,62)	0.300 (7,62)	0.310 (7,87)	0.300 (7,62)
C MIN	0.245 (6,22)	0.245 (6,22)	0.220 (5,59)	0.245 (6,22)



4040083/F 03/03

- NOTES:
- All linear dimensions are in inches (millimeters).
 - This drawing is subject to change without notice.
 - This package is hermetically sealed with a ceramic lid using glass frit.
 - Index point is provided on cap for terminal identification only on press ceramic glass frit seal only.
 - Falls within MIL STD 1835 GDIP1-T14, GDIP1-T16, GDIP1-T18 and GDIP1-T20.

FK (S-CQCC-N**)

LEADLESS CERAMIC CHIP CARRIER

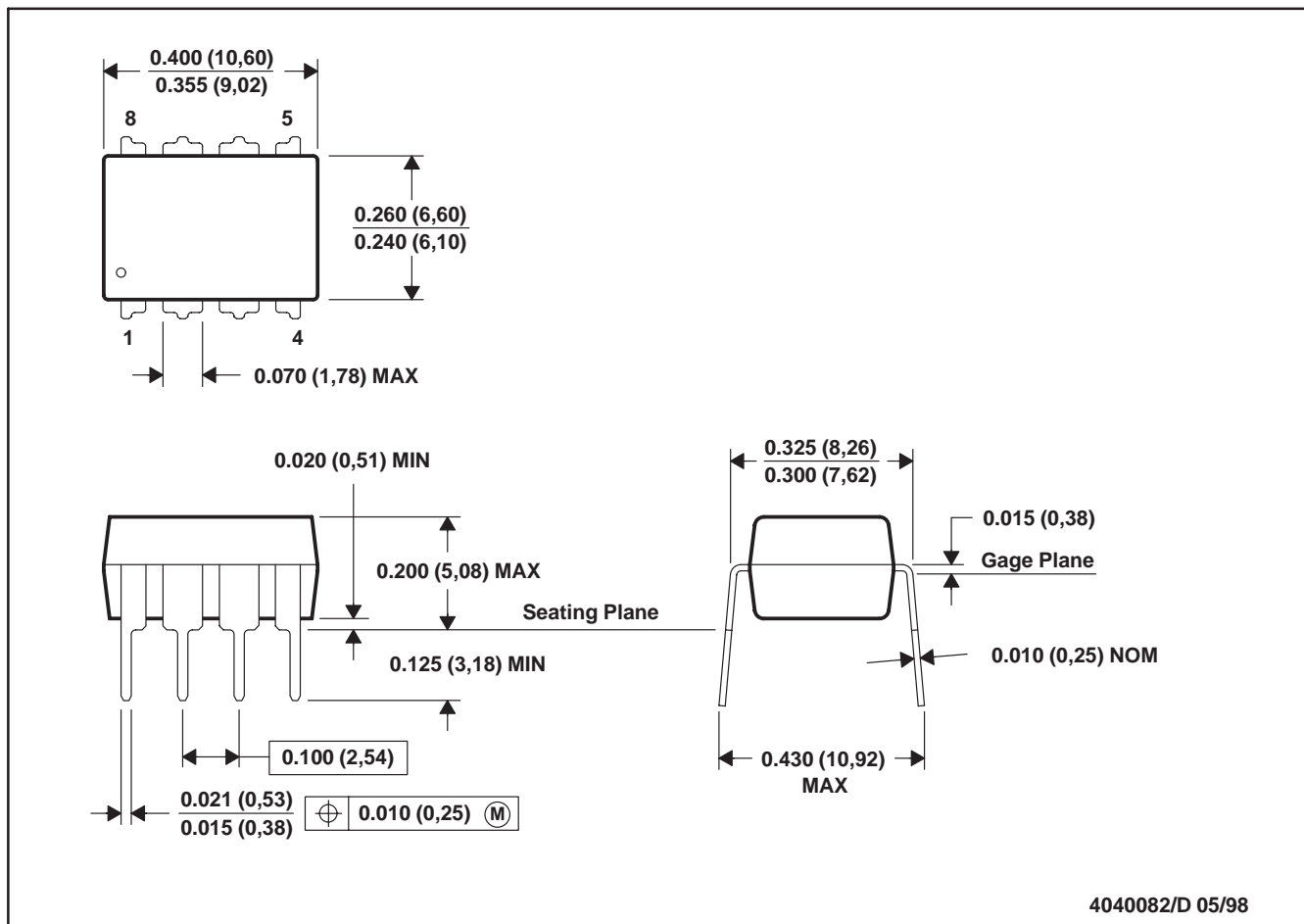
28 TERMINAL SHOWN



- NOTES:
- A. All linear dimensions are in inches (millimeters).
 - B. This drawing is subject to change without notice.
 - C. This package can be hermetically sealed with a metal lid.
 - D. The terminals are gold plated.
 - E. Falls within JEDEC MS-004

P (R-PDIP-T8)

PLASTIC DUAL-IN-LINE



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

For the latest package information, go to http://www.ti.com/sc/docs/package/pkg_info.htm

N (R-PDIP-T**)

PLASTIC DUAL-IN-LINE PACKAGE

16 PINS SHOWN



- NOTES:
- A. All linear dimensions are in inches (millimeters).
 - B. This drawing is subject to change without notice.
 - Falls within JEDEC MS-001, except 18 and 20 pin minimum body length (Dim A).
 - The 20 pin end lead shoulder width is a vendor option, either half or full width.

D (R-PDSO-G14)

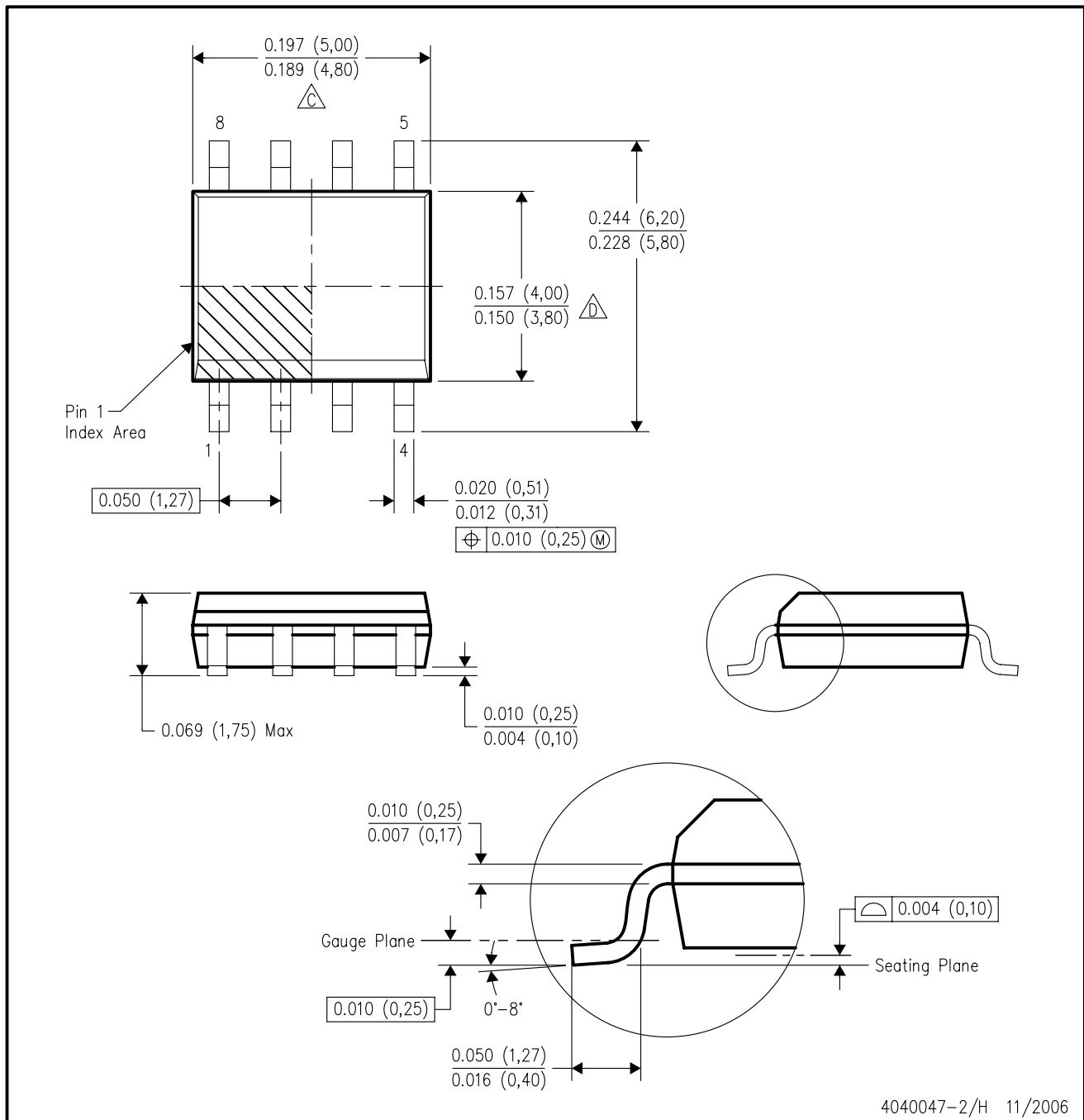
PLASTIC SMALL-OUTLINE PACKAGE



- NOTES:
- A. All linear dimensions are in inches (millimeters).
 - B. This drawing is subject to change without notice.
 - C. Body length does not include mold flash, protrusions, or gate burrs. Mold flash, protrusions, or gate burrs shall not exceed .006 (0,15) per end.
 - D. Body width does not include interlead flash. Interlead flash shall not exceed .017 (0,43) per side.
 - E. Reference JEDEC MS-012 variation AB.

D (R-PDSO-G8)

PLASTIC SMALL-OUTLINE PACKAGE



- NOTES:
- A. All linear dimensions are in inches (millimeters).
 - B. This drawing is subject to change without notice.
 - C. Body length does not include mold flash, protrusions, or gate burrs. Mold flash, protrusions, or gate burrs shall not exceed .006 (0,15) per end.
 - D. Body width does not include interlead flash. Interlead flash shall not exceed .017 (0,43) per side.
 - E. Reference JEDEC MS-012 variation AA.

MECHANICAL DATA

PS (R-PDSO-G8)

PLASTIC SMALL-OUTLINE PACKAGE



- NOTES:
- A. All linear dimensions are in millimeters.
 - B. This drawing is subject to change without notice.
 - C. Body dimensions do not include mold flash or protrusion, not to exceed 0,15.

MECHANICAL DATA

NS (R-PDSO-G**)

PLASTIC SMALL-OUTLINE PACKAGE

14-PINS SHOWN



- NOTES:
- A. All linear dimensions are in millimeters.
 - B. This drawing is subject to change without notice.
 - C. Body dimensions do not include mold flash or protrusion, not to exceed 0,15.

PW (R-PDSO-G**)

PLASTIC SMALL-OUTLINE PACKAGE

14 PINS SHOWN



4040064/F 01/97

- NOTES: A. All linear dimensions are in millimeters.
 B. This drawing is subject to change without notice.
 C. Body dimensions do not include mold flash or protrusion not to exceed 0,15.
 D. Falls within JEDEC MO-153

IMPORTANT NOTICE

Texas Instruments Incorporated and its subsidiaries (TI) reserve the right to make corrections, modifications, enhancements, improvements, and other changes to its products and services at any time and to discontinue any product or service without notice. Customers should obtain the latest relevant information before placing orders and should verify that such information is current and complete. All products are sold subject to TI's terms and conditions of sale supplied at the time of order acknowledgment.

TI warrants performance of its hardware products to the specifications applicable at the time of sale in accordance with TI's standard warranty. Testing and other quality control techniques are used to the extent TI deems necessary to support this warranty. Except where mandated by government requirements, testing of all parameters of each product is not necessarily performed.

TI assumes no liability for applications assistance or customer product design. Customers are responsible for their products and applications using TI components. To minimize the risks associated with customer products and applications, customers should provide adequate design and operating safeguards.

TI does not warrant or represent that any license, either express or implied, is granted under any TI patent right, copyright, mask work right, or other TI intellectual property right relating to any combination, machine, or process in which TI products or services are used. Information published by TI regarding third-party products or services does not constitute a license from TI to use such products or services or a warranty or endorsement thereof. Use of such information may require a license from a third party under the patents or other intellectual property of the third party, or a license from TI under the patents or other intellectual property of TI.

Reproduction of information in TI data books or data sheets is permissible only if reproduction is without alteration and is accompanied by all associated warranties, conditions, limitations, and notices. Reproduction of this information with alteration is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for such altered documentation.

Resale of TI products or services with statements different from or beyond the parameters stated by TI for that product or service voids all express and any implied warranties for the associated TI product or service and is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for any such statements.

TI products are not authorized for use in safety-critical applications (such as life support) where a failure of the TI product would reasonably be expected to cause severe personal injury or death, unless officers of the parties have executed an agreement specifically governing such use. Buyers represent that they have all necessary expertise in the safety and regulatory ramifications of their applications, and acknowledge and agree that they are solely responsible for all legal, regulatory and safety-related requirements concerning their products and any use of TI products in such safety-critical applications, notwithstanding any applications-related information or support that may be provided by TI. Further, Buyers must fully indemnify TI and its representatives against any damages arising out of the use of TI products in such safety-critical applications.

TI products are neither designed nor intended for use in military/aerospace applications or environments unless the TI products are specifically designated by TI as military-grade or "enhanced plastic." Only products designated by TI as military-grade meet military specifications. Buyers acknowledge and agree that any such use of TI products which TI has not designated as military-grade is solely at the Buyer's risk, and that they are solely responsible for compliance with all legal and regulatory requirements in connection with such use.

TI products are neither designed nor intended for use in automotive applications or environments unless the specific TI products are designated by TI as compliant with ISO/TS 16949 requirements. Buyers acknowledge and agree that, if they use any non-designated products in automotive applications, TI will not be responsible for any failure to meet such requirements.

Following are URLs where you can obtain information on other Texas Instruments products and application solutions:

Products

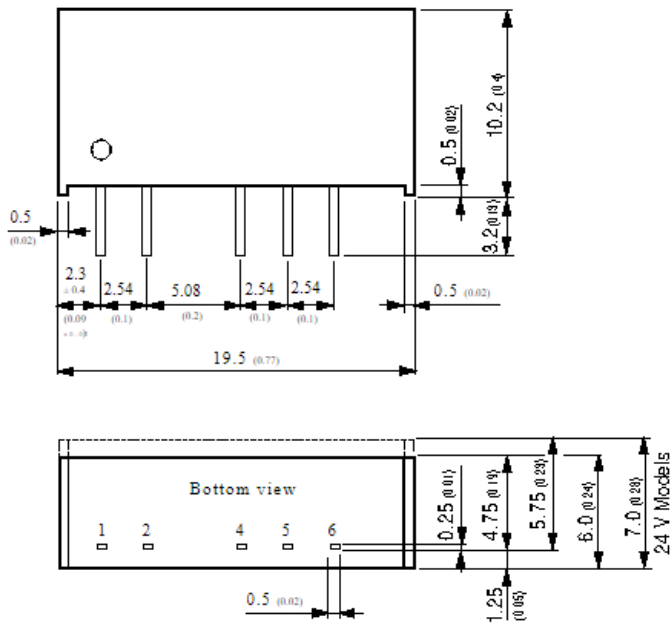
Amplifiers	amplifier.ti.com
Data Converters	dataconverter.ti.com
DSP	dsp.ti.com
Interface	interface.ti.com
Logic	logic.ti.com
Power Mgmt	power.ti.com
Microcontrollers	microcontroller.ti.com
Low Power Wireless	www.ti.com/lpw

Applications

Audio	www.ti.com/audio
Automotive	www.ti.com/automotive
Broadband	www.ti.com/broadband
Digital Control	www.ti.com/digitalcontro
Military	www.ti.com/military
Optical Networking	www.ti.com/opticalnetwork
Security	www.ti.com/security
Telephony	www.ti.com/telephony
Video & Imaging	www.ti.com/vidoe
Wireless	www.ti.com/wireless

Mailing Address: Texas Instruments, Post Office Box 655303, Dallas, Texas 75265
Copyright © 2007, Texas Instruments Incorporated

Anexo 9. DATASHEET CONVERTIDOR DC/DC TMA0505D



Pin-Out		
Pin	Single	Dual
1	+Vin (Vcc)	+Vin (Vcc)
2	-Vin (GND)	-Vin (GND)
4	-Vout	-Vout
5	No pin	Common
6	+Vout	+Vout



Input Specifications

Input current no load /full load	5 Vin models	30 mA / 260 mA typ.
	12 Vin models	12 mA / 110 mA typ.
	15 Vin models	12 mA / 100 mA typ.
	24 Vin models	7 mA / 55 mA typ.
Surge voltage (1 sec. max.)	5 Vin models	9 V max.
	12 Vin models	18 V max.
	15 Vin models	21 V max.
	24 Vin models	30 V max.
Reverse voltage protection		0.3 A max.
Reflected input ripple current		can be reduced by ext. 1–3.3 μ F polyester film capacitor
Input filter		internal capacitors

Output Specifications

Voltage set accuracy		$\pm 3\%$
Voltage balance (dual output models)		$\pm 1\%$ max.
Regulation – Input variation		$\pm 1.2\%$ / 1% change Vin
	– Load variation 20 – 100 %	$\pm 10\%$ max.
Ripple and noise (20 MHz Bandwidth)		75 mV pk-pk max.
Temperature coefficient		$\pm 0.02\%$ / °C
Short circuit protection		limited 1 sec. max.
Capacitive load	– Single output models	220 μ F max.
	– Dual output models	100 μ F max.

Models				
Ordercode	Input voltage	Output voltage	Output current max.	Efficiency typ.
TMA 0505S	5 VDC \pm 10%	5 VDC	200 mA	71 %
TMA 0512S		12 VDC	80 mA	78 %
TMA 0515S		15 VDC	65 mA	78 %
TMA 0505D		\pm 5 VDC	\pm 100 mA	72 %
TMA 0512D		\pm 12 VDC	\pm 40 mA	78 %
TMA 0515D		\pm 15 VDC	\pm 30 mA	79 %
TMA 1205S		5 VDC	200 mA	72 %

Anexo 10. DATASHEET 1N4148

1N4148 SWITCHING DIODE

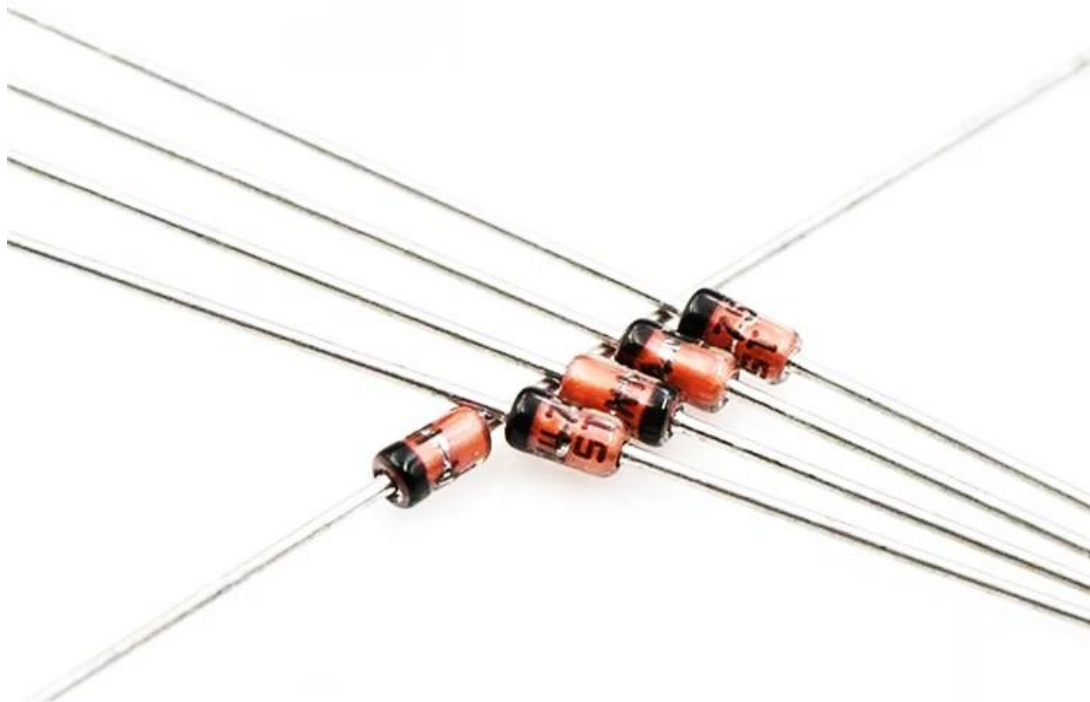
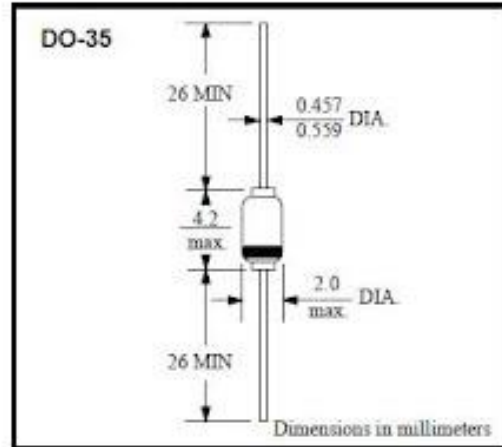
Absolute Maximum Ratings (Ta=25°C)

Items	Symbol	Ratings	Unit
Reverse Voltage	VR	75	V
Reverse Recovery	Trr	4	nS
Power Dissipation 3.33mW/°C (25°C)	p	500	mW
Forward Current	IF	300	mA
Junction Temp.	TJ	-65 to 175	°C
Storage Temp.	Tstg	-65 to 175	°C

Mechanical Data

Items	Materials
Package	DO-35
Case	Hermetically sealed glass
Lead/Finish	Double stud/Solder Plating
Chip	Glass Passivated

Dimensions (DO-35)





Small Signal Fast Switching Diodes



FEATURES

- Silicon epitaxial planar diode
- Electrically equivalent diodes: 1N4148 - 1N914
- Material categorization: for definitions of compliance please see www.vishay.com/doc?99912



RoHS
COMPLIANT
HALOGEN
FREE

APPLICATIONS

- Extreme fast switches

DESIGN SUPPORT TOOLS click logo to get started



MECHANICAL DATA

Case: DO-35 (DO-204AH)

Weight: approx. 105 mg

Cathode band color: black

Packaging codes / options:

TR/10K per 13" reel (52 mm tape), 50K/box

TAP/10K per ammpack (52 mm tape), 50K/box

PARTS TABLE				
PART	ORDERING CODE	TYPE MARKING	CIRCUIT CONFIGURATION	REMARKS
1N4148	1N4148-TAP or 1N4148TR	V4148	Single	Tape and reel / ammpack

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Repetitive peak reverse voltage		V_{RRM}	100	V
Reverse voltage		V_R	75	V
Peak forward surge current	$t_p = 1\text{ }\mu\text{s}$	I_{FSM}	2	A
Repetitive peak forward current		I_{FRM}	500	mA
Forward continuous current		I_F	300	mA
Average forward current	$V_R = 0$	$I_{F(AV)}$	150	mA
Power dissipation	$l = 4\text{ mm}, T_L = 45\text{ }^{\circ}\text{C}$	P_{tot}	440	mW
	$l = 4\text{ mm}, T_L \leq 25\text{ }^{\circ}\text{C}$	P_{tot}	500	mW

THERMAL CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Thermal resistance junction to ambient air	$l = 4\text{ mm}, T_L = \text{constant}$	R_{thJA}	350	K/W
Junction temperature		T_j	175	$^{\circ}\text{C}$
Storage temperature range		T_{stg}	-65 to +150	$^{\circ}\text{C}$



ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)						
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Forward voltage	$I_F = 10\text{ mA}$	V_F			1	V
Reverse current	$V_R = 20\text{ V}$	I_R			25	nA
	$V_R = 20\text{ V}, T_J = 150\text{ }^{\circ}\text{C}$	I_R			50	μA
Reverse current	$V_R = 75\text{ V}$	I_R			5	μA
	$I_R = 100\text{ }\mu\text{A}, t_p/T = 0.01,$ $t_p = 0.3\text{ ms}$	$V_{(BR)}$	100			V
Diode capacitance	$V_R = 0\text{ V}, f = 1\text{ MHz},$ $V_{HF} = 50\text{ mV}$	C_D			4	pF
Rectification efficiency	$V_{HF} = 2\text{ V}, f = 100\text{ MHz}$	η_r	45			%
Reverse recovery time	$I_F = I_R = 10\text{ mA},$ $i_R = 1\text{ mA}$	t_{rr}			8	ns
	$I_F = 10\text{ mA}, V_R = 6\text{ V},$ $i_R = 0.1 \times I_R, R_L = 100\text{ }\Omega$	t_{rr}			4	ns

TYPICAL CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)

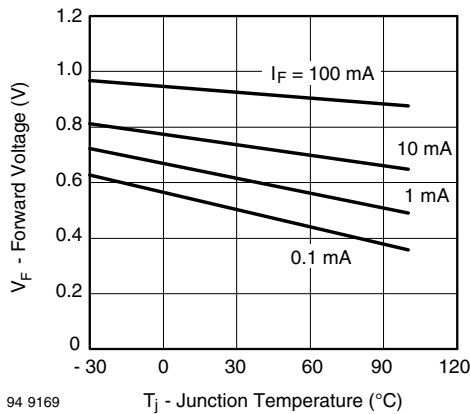


Fig. 1 - Forward Voltage vs. Junction Temperature

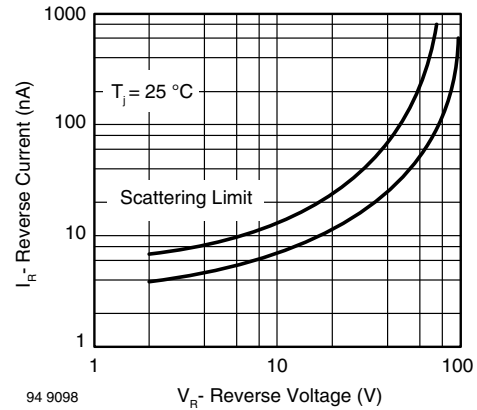


Fig. 3 - Reverse Current vs. Reverse Voltage

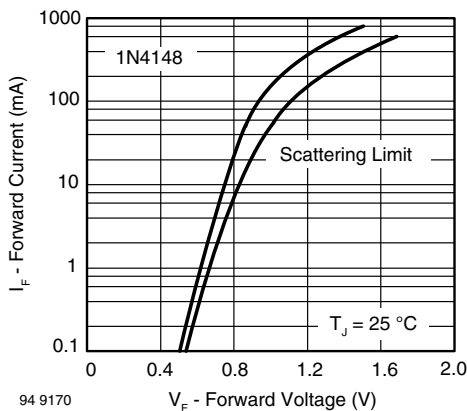
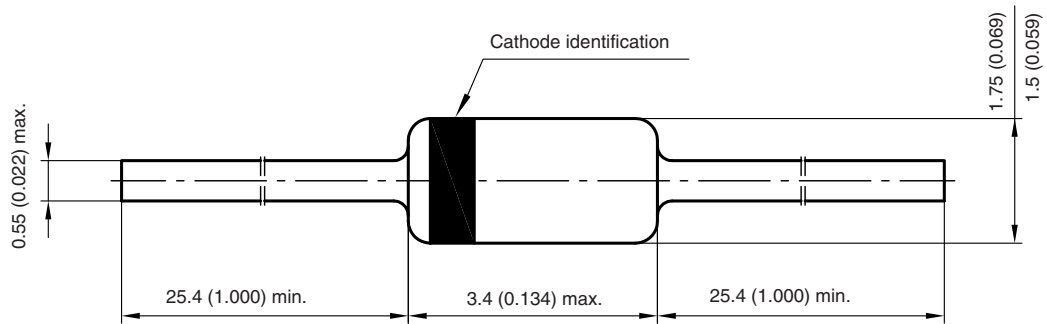


Fig. 2 - Forward Current vs. Forward Voltage



PACKAGE DIMENSIONS in millimeters (inches): **DO-35 (DO-204AH)**



Document no.: 6.560-5004.12-4
Created - Date: 17. March 2008
21145



Disclaimer

ALL PRODUCT, PRODUCT SPECIFICATIONS AND DATA ARE SUBJECT TO CHANGE WITHOUT NOTICE TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN OR OTHERWISE.

Vishay Intertechnology, Inc., its affiliates, agents, and employees, and all persons acting on its or their behalf (collectively, "Vishay"), disclaim any and all liability for any errors, inaccuracies or incompleteness contained in any datasheet or in any other disclosure relating to any product.

Vishay makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of the products for any particular purpose or the continuing production of any product. To the maximum extent permitted by applicable law, Vishay disclaims (i) any and all liability arising out of the application or use of any product, (ii) any and all liability, including without limitation special, consequential or incidental damages, and (iii) any and all implied warranties, including warranties of fitness for particular purpose, non-infringement and merchantability.

Statements regarding the suitability of products for certain types of applications are based on Vishay's knowledge of typical requirements that are often placed on Vishay products in generic applications. Such statements are not binding statements about the suitability of products for a particular application. It is the customer's responsibility to validate that a particular product with the properties described in the product specification is suitable for use in a particular application. Parameters provided in datasheets and / or specifications may vary in different applications and performance may vary over time. All operating parameters, including typical parameters, must be validated for each customer application by the customer's technical experts. Product specifications do not expand or otherwise modify Vishay's terms and conditions of purchase, including but not limited to the warranty expressed therein.

Except as expressly indicated in writing, Vishay products are not designed for use in medical, life-saving, or life-sustaining applications or for any other application in which the failure of the Vishay product could result in personal injury or death. Customers using or selling Vishay products not expressly indicated for use in such applications do so at their own risk. Please contact authorized Vishay personnel to obtain written terms and conditions regarding products designed for such applications.

No license, express or implied, by estoppel or otherwise, to any intellectual property rights is granted by this document or by any conduct of Vishay. Product names and markings noted herein may be trademarks of their respective owners.

Mouser Electronics

Authorized Distributor

Click to View Pricing, Inventory, Delivery & Lifecycle Information:

Vishay:

[1N4148-TAP](#) [1N4148TR](#)