

**GRADO EN INGENIERÍA
ELECTRÓNICA DE TELECOMUNICACIONES**



VNIVERSITAT
DE VALÈNCIA

TRABAJO DE FIN DE GRADO

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN BRAZO
ROBÓTICO
CONTROLADO MEDIANTE ELECTROMIOGRAFÍA

Autor:
VICTOR ALONSO DEL MORAL

Tutores:
VICENT GIRBÉS JUAN
IRENE DEL CANTO SERRANO

Julio 2024

Declaración de autoría

Yo, Víctor Alonso Del Moral, declaro la autoría del Trabajo Fin de Grado titulado “Diseño y fabricación de un brazo robótico controlado mediante electromiografía” y que el citado trabajo no infringe las leyes en vigor sobre propiedad intelectual. El material no original que figura en este trabajo ha sido atribuido a sus legítimos autores.

Valencia, 21 de julio de 2024

Fdo: Víctor Alonso Del Moral

Agradecimientos

Quisiera expresar mi profundo agradecimiento a mi madre Águeda y a mi padrino Paco por su inquebrantable apoyo y guía durante todo mi proceso de aprendizaje desde que inicie mis estudios hasta hoy. También quiero hacer una mención especial a mis tutores Vicent Girbés Juan e Irene Del Canto Serrano, quienes han sido claves fundamentales en este proyecto. Sin su implicación y ayuda, este proyecto no habría sido posible.

Además, me gustaría agradecer a mis amigos y compañeros que siempre estuvieron ahí para motivarme y compartir este camino conmigo. Su ánimo y apoyo fue invaluable para mí durante todo el proceso.

Resumen

En este proyecto se presenta el diseño de una prótesis de brazo robótico fabricada mediante impresión 3d y controlada mediante electromiografía. Se han empleado los programas SolidWorks y Tinkercad, como herramientas para diseñar y rediseñar las piezas de la prótesis, se ha utilizado UltiMaker Cura para la preparación, la laminación de las piezas y asegurar las características y calidad de estas.

La impresión se ha realizado con la impresora Creality Ender 3 Pro usando la técnica FDM, la elección del material ha sido el PETG. Como componentes electrónicos se han elegido el microcontrolador WeMos R32 D1 ESP32, los servomotores MG996R, el Sensor EMG Aoutecen y el Sensor Shield V5.

Además, se ha programado la prótesis utilizando la placa WeMos R32 D1 ESP32 y diferentes códigos mediante el Arduino IDE, lo que ha permitido optimizar su funcionamiento y respuesta a los estímulos EMG. La prótesis ha sido probada físicamente y se han realizado diversas pruebas para asegurar su efectividad y precisión. El diseño del montaje hardware se ha llevado a cabo utilizando el programa Fritzing, lo que ha facilitado la organización e integración de los componentes electrónicos. Estas pruebas y procesos han confirmado la viabilidad del diseño y el éxito del proyecto desde su inicio hasta su implementación final.

El objetivo de este proyecto no solo es demostrar que, con la ayuda de componentes electrónicos, materiales asequibles y un enfoque adecuado, se pueden crear soluciones médicas asistidas, sino también mostrar los beneficios que las tecnologías actuales pueden aportar al ámbito de las prótesis, resaltando la oportunidad de acceso que existe a día de hoy a recursos libres, gracias al mundo Open Source.

Abstract

In this project, the design of a robotic arm prosthesis manufactured using 3D printing and controlled by electromyography is presented. The programs SolidWorks and Tinkercad have been used as tools to design and redesign the prosthesis parts, and UltiMaker Cura has been used for the preparation and slicing of the parts to ensure their characteristics and quality.

The printing has been done with the Creality Ender 3 Pro printer using the FDM technique, and the chosen material has been PETG. As electronic components, the WeMos R32 D1 ESP32 microcontroller, the MG996R servomotors, the Aoutecen EMG sensor, and the Sensor Shield V5 have been selected.

Additionally, we have programmed the prosthesis using different codes through the Arduino IDE, which has allowed us to optimize its functioning and response to EMG stimuli. The prosthesis has been physically tested and various tests have been carried out to ensure its effectiveness and precision. The hardware assembly design has been carried out using the Fritzing program, which has facilitated the organization and integration of the electronic components. These tests and processes have confirmed the viability of the design and the success of the project from its inception to its final implementation.

The objective of this project is not only to demonstrate that, with the help of electronic components, affordable materials, and an adequate approach, assisted medical solutions can be created, but also to show the benefits that current technologies can bring to the field of prosthetics, highlighting the access opportunities that exist today to free resources, thanks to the Open Source world.

Resum

En aquest projecte es presenta el disseny d'una pròtesi de braç robòtic fabricada mitjançant impressió 3D i controlada mitjançant electromiografia. S'han emprat els programes SolidWorks i Tinkercad, com a eines per a dissenyar i redissenyar les peces de la pròtesi, s'ha utilitzat UltiMaker Cura per a la preparació i la laminació de les peces i assegurar les característiques i qualitat d'aquestes.

La impressió s'ha realitzat amb la impressora Creality Ender 3 Pro usant la tècnica FDM, l'elecció del material ha sigut el PETG. Com a components electrònics s'han elegit el microcontrolador WeMos R32 D1 ESP32, els servomotors MG996R, el Sensor EMG Aoutecen i el Sensor Shield V5.

A més, hem programat la pròtesi utilitzant diferents codis mitjançant l'Arduino IDE, la qual cosa ha permés optimitzar el seu funcionament i resposta als estímuls EMG. La pròtesi ha sigut provada físicament i s'han realitzat diverses proves per a assegurar la seua efectivitat i precisió. El disseny del muntatge hardware s'ha dut a terme utilitzant el programa Fritzing, la qual cosa ha facilitat l'organització i integració dels components electrònics. Aquestes proves i processos han confirmat la viabilitat del disseny i l'èxit del projecte des del seu inici fins a la seua implementació final.

L'objectiu d'aquest projecte no és només demostrar que, amb l'ajuda de components electrònics, materials assequibles i un enfocament adequat, es poden crear solucions mèdiques assistides, sinó també mostrar els beneficis que les tecnologies actuals poden aportar a l'àmbit de les pròtesis, ressaltant l'oportunitat d'accés que existeix hui en dia a recursos lliures, gràcies al món Open Source.

Índice

Declaración de autoría	1
Resumen	3
Abstract	4
Resum	5
Índice	6
Índice de tablas	11
1. Introducción.....	12
1.1. Motivación	12
1.2. Objetivos	13
1.3. Estructura de la memoria.....	14
2. Estado del Arte	15
2.1. Prótesis de brazo controladas por EMG.....	15
2.1.1 Definición de prótesis de brazo	15
2.1.2 Historia de las prótesis	15
2.2 Estudio de los tipos prótesis.....	16
2.2.1 Prótesis pasivas	16
2.2.2 Prótesis funcionales.....	17
2.3 Impresión 3D en prótesis	19
2.3.1 Definición de impresión 3D	19
2.3.2 Historia de la impresión 3D en prótesis	20
2.3.3 Ventajas de la impresión 3D en prótesis	20
2.4 Componentes de prótesis 3D controladas por EMG	21
2.4.1 Sensores EMG	21
2.4.2 Microcontroladores	21
2.4.3 Servomotores	21
2.5 Aplicaciones de prótesis controladas por EMG	22
2.5.1 Estructura impresa en 3D	22
2.5.2 Beneficios para los usuarios	22
2.5.3 Casos de éxito	23
2.5.4 Desafíos y futuro de la tecnología	23
2.6 Interfaces humano-maquina.....	23
2.6.1 Control mediante EMG	24
2.6.2 Control mediante EEG.....	27
2.6.3 Resumen interfaces humano-maquina	30
2.7 Mundo Opensource	30

3. Estudio de alternativas	32
3.1 Microcontrolador.....	32
3.2 Servomotores	38
3.3 Sensores EMG	42
3.4 Sensores Shield	46
4. Bloque mecánico.....	54
4.1 Procesos de fabricación	54
4.2 Técnicas de impresión 3D	58
4.3 Tipos de Materiales Impresión 3D para impresión FDM.....	62
4.4 Conclusión sobre el bloque mecánico	64
5. Diseño y Fabricación de la Prótesis de Brazo en 3D	65
5.1 Diseño Mecánico.....	65
5.2 Detalles de las Piezas	67
5.3 Diseño del protocolo de comunicación y código de control de la prótesis	69
5.4 Diseño de hardware y esquemático electrónico	75
5.4.1 Diseño en 3D y Componentes de Hardware	75
5.4.2 Componentes Utilizados.....	76
5.5 Desarrollo del montaje	79
5.5.1 Impresión 3D y Ensamblaje	79
5.5.2 Cableado y Conexión de Componentes	81
5.5.3 Organización del Cableado	83
5.5.4 Programación de ESP32	83
Instalación y Configuración del Entorno de Desarrollo	83
Carga del Código.....	83
Pruebas y Ajustes.....	84
5.5.5 Pruebas Finales y Ajustes	84
Instalación del Sistema.....	84
Pruebas Funcionales con Sensor EMG.....	84
Pruebas para determinar el umbral de la señal de EMG	86
Análisis de las imágenes y cálculo del valor umbral.....	86
Conclusiones de las pruebas del umbral sensor EMG	88
6. Conclusiones	89
7. Futuras líneas de trabajo	90
8. Referencias bibliográficas	91
9 Anexos	94
9.1 Planos mecánicos piezas modificadas y creadas	94

Índice de figuras

Ilustración 1- Diferentes ejemplos de prótesis de brazo (Agradecimientos a centroortopedicotecnologico.com)	15
Ilustración 2 - Brazo protésico de madera y aluminio inventado por William Robert Grossmith del Siglo XIX (Agradecimientos magazine.medlineplus.go)	15
Ilustración 3 - Prótesis laboral diseñada para ayudar en actividades específicas, comúnmente utilizadas en entornos de trabajo (Agradecimientos a eleconomista.es)	16
Ilustración 4 - Prótesis estéticas altamente realistas hechas de silicona (Agradecimientos manosydedos.com)	16
Ilustración 5 - Prótesis de energía corporal funcional (Agradecimientos a ortopedialopez.com)	17
Ilustración 6 - Prótesis Neumática de rodilla 3R78 (Agradecimientos a primestablecimientosortopedicos.es)	17
Ilustración 7 - Prótesis Mioeléctrica avanzada (Agradecimientos a investigacion.pucp.edu.pe)	18
Ilustración 8 - Prótesis Electrónica avanzada (Agradecimientos a wired.com)	18
Ilustración 9 - Prótesis Deportiva personalizada para corredores (Agradecimientos a primecareprosthetics.com)	18
Ilustración 10 - Prótesis Biónica controlada mediante señales EEG (Agradecimientos a itespresso.es)	19
Ilustración 11 - Prueba de Prótesis Hibrida en usuario (Agradecimientos a ortepro.com)	19
Ilustración 12 - Ejemplo de aplicaciones en la impresión 3D en prótesis de miembros superiores (Agradecimientos a filament2print.com)	20
Ilustración 13 - Primera versión de prótesis de miembro superior DARPA (2007) (Agradecimientos a Jesús Manuel Dorador González)	20
Ilustración 14 - Sensores EMG estudiados en el Trabajo Final De Grado (Agradecimientos en el estudio de alternativas)	21
Ilustración 15 - Microcontroladores estudiados en el Trabajo Final De Grado (Agradecimientos en el estudio de alternativas)	21
Ilustración 16 - Servomotores estudiados en el Trabajo Final De Grado (Agradecimientos en el estudio de alternativas)	22
Ilustración 17 - 4 Modelos de estructuras de prótesis impresas en 3D con un diseño único y funcionalidad específica (Agradecimientos a bitfab.io)	22
Ilustración 18 - Diferentes aplicaciones de prótesis y prototipados actuales (Agradecimientos a 3dnatives.com)	23
Ilustración 19 - Prótesis de Open Bionics personalizaciones de la parte externa con superhéroes colaborando con Disney (Agradecimientos a ingenierabiomedica.org)	23
Ilustración 20 - Representación gráfica de tres soluciones para el control de prótesis mediante señales EMG, captadas del muñón del amputado para un control de alto nivel, utiliza métodos de control directo, reconocimiento de patrones, basado en patrones, cuyas señales de salida controlan la prótesis (Agradecimientos a researchgate.net)	24
Ilustración 21 - Patrones de actividad en la contracción progresiva muscular. a. Patrón Simple; b. Patrón intermedio; c. Patrón interferencial (Agradecimientos a neutronic.com.ar)	25

Ilustración 22 - Ejemplo de sensores superficiales aplicados al control de una prótesis. El sistema abarca varios electrodos EMG y una etapa de instrumentación en modo diferencial diseñada para captar la señal analógica (Agradecimientos unizar.es)	25
Ilustración 23 - Diagrama de bloques de la metodología de control de brazo electrónico usando señales electromiográficas. (Agradecimientos a scielo.org.co/)	27
Ilustración 24 - Diagrama genérico de concepto/función de dispositivos de asistencia LL controlada por BCI basados en imágenes motoras, mostrando el proceso de control mediante la imaginería motora y el registro EEG, destacando la decodificación y procesamiento de señales para generar comando de control (Agradecimientos a frontiersin.org)	28
Ilustración 25 - Diagrama de bloques del procesamiento de señales EEG (Agradecimientos a upm.es)	29
Ilustración 26 - Diagramas de bloques de controladores de prótesis basados en señales hibridas EMG y EEG (Agradecimientos a semanticscholar.org)	29
Ilustración 27 - Visualización con conceptos clave relacionados con el movimiento y la cultura del software libre / OpenSource (Agradecimientos a designthinking.gal)	31
Ilustración 28 - Diagrama de pines de la placa WeMos R32 D1 ESP32 (Agradecimientos a espressif.com)	32
Ilustración 29 – Vista superior de la placa WeMos R32 D1 ESP32 (Agradecimientos a espressif.com)	33
Ilustración 30 – Diagrama con los pines de la placa ESP8266 (Agradecimientos espressif.com).....	34
Ilustración 31 - Vista superior de la placa ESP8266 (Agradecimientos a espressif.com).....	34
Ilustración 32 - Diagrama con los pines de la placa Arduino UNO (Agradecimientos a arduino.cc).....	35
Ilustración 33 - Vista superior de la placa Arduino UNO (Agradecimientos a Arduino.cc)	35
Ilustración 34 - Diagrama con los pines de la placa Arduino MEGA (Agradecimientos a arduino.cc).....	36
Ilustración 35 - Vista superior de la placa Arduino MEGA (Agradecimientos a Arduino.cc)	37
Ilustración 36 - Servomotor SG90 (Agradecimientos a opencircuit.es)	39
Ilustración 37 - Servomotor MG90S (Agradecimientos a az-delivery.de)	40
Ilustración 38 - Servomotor MG995 (Agradecimientos a market.samm.com)	40
Ilustración 39 - Servomotor MG996R (Agradecimientos a turibot.es)	41
Ilustración 40 – (a) (b) Sensor Aoutecen EMG (Agradecimientos a arduino-kit.com.ua y mercadolibre.com)	42
Ilustración 41 – (a) (b) Sensor MyoWare y Pines con Raspberry (Agradecimientos a TME.eu y fruugo.es).....	43
Ilustración 42 – (a) (b) Sensor Muscular EMG/EEG AD8832 (Agradecimientos a circuitointegrato.com y store.siqma.com)	44
Ilustración 43 – (a) (b) Sensor EMG SEN0240 (Agradecimientos a ubuy.com.es y es.rs-online.com).....	45
Ilustración 44 – (a) Vista lateral-superior y pines Sensor Shield Adafruit (Agradecimiento a digikey.es) – (b)Vista superior pines Sensor Shield Adafruit (Agradecimientos a robotshop.com)	47

Ilustración 45 - Diagrama con los pines del shield DFRobot Gravity IO (Agradecimientos a digikey.es)	48
Ilustración 46 – Vista lateral-superior pines sensor shield DFRobot Gravity IO Expansion (Agradecimiento a digikey.es)	48
Ilustración 47 - Diagrama con los pines del shield DFRobot Gravity IO (Agradecimientos a arduino.cc).....	49
Ilustración 48 – Vista lateral-superior pines del Seed Studio Base Shield V2– (Agradecimiento a arduino.cc)	49
Ilustración 49 - Vista lateral-superior pines sensor shield V5 (Agradecimiento roboticafacil.es)	50
Ilustración 50 - Diagrama con los pines del Sensor Shield V5 Ar (Agradecimientos a roboticafacil.es)	51
Ilustración 51 – Proceso de mecanizado CNC y de una pieza compleja (Agradecimientos a 3dnewworld.com y researchgate.net)	54
Ilustración 52 - Prótesis mano fabricada mediante CNC (Agradecimientos a hacedores.com)	55
Ilustración 53 - Dibujos del proceso de laminación preimpregnada (Agradecimientos a formlabs.com).....	56
Ilustración 54 – Dibujos del proceso de moldeo por transferencia de resina (RTM) (Agradecimientos formlabs.com).....	56
Ilustración 55 - Prótesis robótica de Fibra de Carbono (Agradecimientos a fibradecarbono.es)	57
Ilustración 56 – Esquemático del proceso de funcionamiento de la impresión 3d mediante la técnica SLA del lado derecho (Agradecimientos a formlabs.com)....	59
Ilustración 57 – Esquemático de una impresora 3D utilizando la técnica SLA (Agradecimientos a formlabs.com).....	59
Ilustración 58 - Impresora 3D tipo SLA (Agradecimientos formlabs.com)	60
Ilustración 59 – (a) y (b) Esquemáticos partes esenciales y hardware necesarios para el funcionamiento de una impresora 3D usando la técnica FDM (Agradecimientos formlabs.com).....	60
Ilustración 60 - Impresora 3D tipo FDM (Agradecimientos filament2print.com)	61
Ilustración 61 - Filamentos para la impresión 3d FDM por orden de explicación – (Agradecimiento a formlabs.com)	63
Ilustración 62 - Piezas Mano Derecha – Right Hand.....	65
Ilustración 63 - Piezas Antebrazo - Forearm.....	66
Ilustración 64 - Piezas Muñeca Derecha - Right Rotation Wrist.....	66
Ilustración 65 - Piezas modificadas y creadas para el proyecto.....	67
Ilustración 66 - Diagrama de flujo completo código Abrir-Cerrar mano; a. Código completo; b. Setup (); c. Loop ().....	70
Ilustración 67 - Diagrama de flujo completo código prótesis controlada mediante EMG (Agradecimientos Lucid)	71
Ilustración 68 - Diagrama de flujo de las funciones openFinger(int finger) y closeFinger(int Finger)del código general con EMG (Agradecimientos Lucid).....	72
Ilustración 69 - Diagrama de flujo del setup() y del loop() del código general EMG (Agradecimientos a Lucid)	73
Ilustración 70 - Diferentes posiciones de la mano para comprobar el funcionamiento de los servomotores.....	74
Ilustración 71 - Esquema de Placa de Prueba 3D del montaje de la prótesis - Agradecimientos a Fritzing.....	75
Ilustración 72 - Esquemático electrónica del montaje de la prótesis -	

Agradecimientos a Fritzing.....	76
Ilustración 73 – Protoboard utilizado para el montaje digital - Agradecimientos a Fritzing	77
Ilustración 74 – WeMos R32 D1 ESP32 utilizado para el montaje digital - Agradecimientos a Fritzing.....	77
Ilustración 75 – Micro servo estándar para el montaje digital - Agradecimientos a Fritzing	77
Ilustración 76 – Sensor EMG Aoutecen utilizado para el montaje digital - Agradecimientos a Fritzing.....	78
Ilustración 77 - Batería 3V utilizada para el montaje digital - Agradecimientos a Fritzing	78
Ilustración 78 - Piezas Impresas	80
Ilustración 79 – (a) (b) (c) (d) Montaje dedos y parte de muñeca – Anverso y Reverso.....	81
Ilustración 80- (a) (b) (c) (d) Conexiones servomotores con la ESP32	82
Ilustración 81 – (a) (b) Montaje de diferentes ángulos de la prótesis impresa en 3D, mostrando el ensamblaje y las conexiones mecánicas necesarias para su funcionalidad. Anverso y Reverso.....	82
Ilustración 82 – (a) (b) Detalles del cableado interno de la prótesis, incluyendo las conexiones entre la placa ESP32, los servomotores y el sensor EMG, junto con el prototipo del brazo robótico conectado a una protoboard y a la placa ESP32, mostrando las conexiones.	83
Ilustración 83 - Prueba de correcto funcionamiento de la Prótesis al cargar el código Abrir-Cerrar-Prótesis.....	84
Ilustración 84 - Pruebas EMG de la prótesis con los electrodos mano cerrada ...	85
Ilustración 85 - Prueba EMG de la prótesis con los electrodos mano abierta	85
Ilustración 86 - Posiciones electrodos antebrazo derecho y ejemplo zonas antebrazo captar EMG	85
Ilustración 87 - Captura de osciloscopio mostrando una señal EMG con una frecuencia de 74.9849 Hz y un tiempo de subida de 2.090 ms. La señal tiene una amplitud en torno a 1,5V en una escala de 500 mV/div y una escala de tiempo de 1.0 ms/div.....	87
Ilustración 88 - Captura de osciloscopio mostrando una señal EMG con una frecuencia de 100.050 Hz y un tiempo de subida de 2.010 ms. La señal tiene una amplitud en torno a 1,5 V en una escala de 500 mV/div y una escala de tiempo de 1.0 ms/div.....	87

Índice de tablas

Tabla 1 - Comparativa Microcontroladores	38
Tabla 2 - Comparativa Servomotores	42
Tabla 3 - Comparativa Sensores EMG	46
Tabla 4 - Comparativa Sensores Shield.....	53
Tabla 5 - Comparativa procesos de fabricación	58
Tabla 6 - Comparativa de las técnicas de impresión 3D	62
Tabla 7 - Comparativa de los materiales de Impresión 3D	63
Tabla 8 - Piezas Impresas en 3D, indicando el número de impresiones, porcentaje de relleno, espesor de pared, y detalles de soporte, balsa, borde y peso en gramos	68

1. Introducción

1.1. Motivación

En el momento en que fue necesario tomar una decisión sobre qué campo estudiar, no tenía claro que carrera cursar y opté por el Grado en Ingeniería Electrónica de Telecomunicaciones (GIET). Durante el tiempo intermedio de mis estudios, me di cuenta de que el mundo de la impresión 3D me resultaba interesante, por lo que decidí comprar mi primera impresora 3D. Con ella, pude investigar, aprender y, de hecho, divertirme mucho en este campo.

Durante la pandemia, aprendí casos reales de la aplicación de esta tecnología para personas y trabajadores de la salud. Presencié cómo se estaban produciendo válvulas de respiradores, protectores faciales para el personal médico, respiradores de emergencia o abridores de puertas sin contacto, entre otros, mediante la impresión 3D. Estos ejemplos me inspiraron profundamente al observar cómo estas innovaciones eran útiles para fortalecer los esfuerzos de médicos y pacientes en la etapa crucial de la catástrofe sanitaria.

Un día me encontré con un vídeo que mostraba una prótesis para amputados con discapacidades motoras, y me dije a mí mismo: tengo que hacer una. Esto me motivó enormemente, ya que estaría extendiendo una mano amiga a alguien mientras desarrollaba la innovación en esta tecnología. Esto me llevó a la conclusión de que esta sería la forma perfecta de combinar mis pasatiempos, con la ingeniería, lo que finalmente me llevó a realizar un TFG de una prótesis de brazo impresa en 3D controlada mediante electromiografía.

Este proyecto no sólo representa una oportunidad para usar y desarrollar mis conocimientos en ambos campos, sino que también tiene el potencial de llegar a personas que han sufrido amputaciones con una solución asequible y funcional. La integración de la impresión 3D con la tecnología EMG en una prótesis de brazo es un desafío que considero muy interesante. Estoy seguro de que me permitirá desarrollarme tanto personal como profesionalmente.

Estos años de carrera me han motivado a realizar un proyecto de TFG en el que diseñar y faun prototipo combinando la electrónica con la robótica. Hablando con mis tutores, pensamos que sería buena idea poder crear de cero una prótesis.

1.2. Objetivos

El objetivo de este proyecto es crear y construir una prótesis de brazo impresa en 3D controlada por EMG. La prótesis será un reemplazo económico y funcional para amputados u otras personas que hayan perdido miembros.

La prótesis de brazo tendrá una mano y un antebrazo, ambos fabricados con la impresora 3D; la mano contará con servomotores para mover los dedos. Estos servomotores estarán conectados a los dedos mediante cables y guías fijadas en los huesos de los dedos, conocidos como falanges.

En cuanto a los componentes, se utilizarán artículos económicos y de alta resistencia. El microcontrolador específico será de bajo costo, pero con suficiente capacidad de procesamiento. Por otro lado, los servomotores específicos serán pequeños y ligeros, pero con potencia suficiente para permitir el movimiento de los dedos de manera cualitativa.

Los principales componentes de la prótesis incluirán:

- Sensores EMG: Estos registrarán las señales eléctricas producidas por la contracción de los músculos del usuario.
- Microcontrolador: Analizará las señales EMG y gestionará las funciones de los servomotores. Se requerirá un microcontrolador económico y fácil de programar.
- Servomotores: Serán pequeños, pero con suficiente potencia para permitir el movimiento de los dedos y las articulaciones del brazo.
- Estructura impresa en 3D: Se empleará un material sea ligero y resistente al mismo tiempo para imprimir las partes del brazo y la mano. La estructura presentará patrones para los cables que proporcionan interacción entre los servomotores y las articulaciones para movimientos adecuados y para evitar movimientos no autorizados de los cables.

Además, se adaptará un diseño mecánico adecuado de la prótesis que garantizará que todos los componentes estén correctamente fijados y colocados. Esto garantizará un uso cómodo de la prótesis por parte del usuario.

Con todo esto, se creará una prótesis de brazo que no solo ayudará a las personas con amputaciones, sino que también representará un avance en el uso de la impresión 3D y la EMG en el campo de los dispositivos médicos.

1.3. Estructura de la memoria

Este documento se divide en nueve partes. En la primera, que corresponde con el apartado 2 del Índice, se encuentra el estado del arte, donde se hace un resumen de la historia de las prótesis de brazo controladas por EMG, así como un análisis de los diferentes tipos de prótesis, la utilización de la impresión 3D en su fabricación, y los componentes electrónicos necesarios. También se discuten las aplicaciones de estas prótesis y los desafíos y avances en el control mediante EMG y EEG.

Seguidamente, en el apartado 3, se realiza un estudio de alternativas, donde se analiza la elección de microcontroladores, servomotores, sensores EMG y sensores Shield, evaluando sus ventajas frente a otras opciones disponibles.

En el apartado 4, se describen las partes mecánicas, los procesos de fabricación y las técnicas de impresión 3D utilizadas, así como los materiales empleados para la impresión mediante FDM y otras técnicas.

El apartado 5 se centra en el diseño y fabricación de la prótesis de brazo en 3D. Aquí se detalla el diseño mecánico, las piezas específicas, el protocolo de comunicación y el código de control, el diseño de hardware y el esquemático electrónico. También se incluye el desarrollo del montaje, la planificación detallada, la impresión 3D, el ensamblaje, el cableado, la conexión de componentes y la programación del ESP32.

En el apartado 6 se presentan las conclusiones del proyecto, mientras que en el apartado 7 se esbozan las futuras líneas de trabajo y posibles mejoras para el futuro. Finalmente, los apartados 8 y 9 incluyen las referencias bibliográficas y los anexos.

2. Estado del Arte

2.1. Prótesis de brazo controladas por EMG

2.1.1 Definición de prótesis de brazo

Las prótesis de brazo son dispositivos que reemplazan parcial o totalmente la función de un miembro superior perdido, que se muestran en la Ilustración 1. Estas prótesis pueden ser mecánicas, mioeléctricas o una combinación de ambas, y su principal objetivo es proporcionar al usuario la capacidad de realizar tareas cotidianas que, de otro modo, serían difíciles o imposibles. Las prótesis controladas por EMG (Electromiografía) utilizan señales eléctricas generadas por los músculos del usuario para controlar los movimientos de la prótesis, según [1] proporcionando una interfaz intuitiva y efectiva.



Ilustración 1- Diferentes ejemplos de prótesis de brazo (Agradecimientos a centroortopedicotecnologico.com)

2.1.2 Historia de las prótesis

La historia de las prótesis se remonta a la antigüedad. Según documentación histórica [2], la primera prótesis conocida es un dedo de pie artificial del antiguo Egipto, datado alrededor del 950-710 a.C. En épocas más recientes, durante la Primera y Segunda Guerra Mundial, la demanda de prótesis aumentó significativamente debido a la gran cantidad de soldados que perdieron extremidades en combate, podemos ver un ejemplo en la Ilustración 2. Con el avance de la tecnología, las prótesis han evolucionado desde simples dispositivos de madera y metal hasta complejas estructuras que imitan la anatomía y funcionalidad de los miembros humanos.



Ilustración 2 - Brazo protésico de madera y aluminio inventado por William Robert Grossmith del Siglo XIX (Agradecimientos magazine.medlineplus.go)

2.2 Estudio de los tipos prótesis

El mercado de prótesis actual se clasifica en dos grandes categorías: prótesis pasivas y prótesis funcionales.

2.2.1 Prótesis pasivas

Las prótesis pasivas según [3] se dividen en dos tipos principales: Laborales y Estéticas.

- **Laborales:** Estas prótesis están diseñadas para personas con amputaciones parciales de la mano que necesitan realizar tareas específicas en su trabajo. Ofrecen funcionalidad limitada pero suficiente para asistir en actividades laborales, proporcionando soporte y ayuda en la ejecución de tareas manuales. Un ejemplo de este tipo se puede observar en la Ilustración 3.



Ilustración 3 - Prótesis laboral diseñada para ayudar en actividades específicas, comúnmente utilizadas en entornos de trabajo (Agradecimientos a eleconomista.es)

- **Estéticas:** Este tipo de prótesis se enfoca en restaurar la apariencia natural de la mano y mejorar la imagen corporal del usuario. Son ligeras y cómodas, fabricadas con materiales modernos como la silicona, que ofrecen un aspecto muy realista comparado con las prótesis antiguas hechas de madera o fieltro. Un ejemplo de estas prótesis se muestra en la Ilustración 4.



Ilustración 4 - Prótesis estéticas altamente realistas hechas de silicona (Agradecimientos manosydedos.com)

2.2.2 Prótesis funcionales

Las prótesis funcionales se caracterizan por permitir cierto grado de movimiento, reemplazando parcialmente las funciones del miembro perdido. Varían en niveles de movilidad, pero todas buscan proporcionar al usuario una mejor calidad de vida. Según [4] se dividen según la fuente de energía que utilizan para su funcionamiento:

- **Prótesis de energía corporal:** Utilizan la fuerza física del usuario (muñón, hombro y cuello) para activar movimientos a través de un sistema de correas. Este tipo de prótesis permite realizar movimientos básicos del codo o la mano mediante la acción muscular y la movilidad del torso. Un ejemplo se presenta en la Ilustración 5.

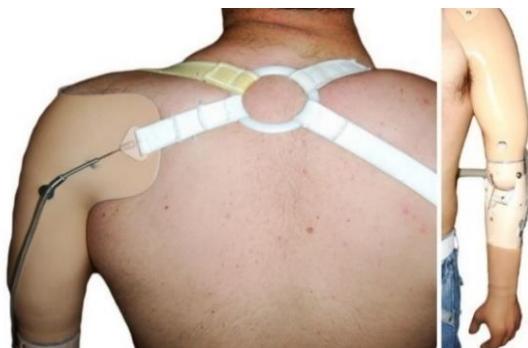


Ilustración 5 - Prótesis de energía corporal funcional (*Agradecimientos a ortopedialopez.com*)

- **Prótesis de energía extracorporal:** Estas prótesis se subdividen en dos tipos:
 - Neumáticas: Funcionan mediante gas CO₂ como fuente de energía, aunque esta tecnología está casi obsoleta debido a su complejidad y peso, se muestra un ejemplo en la Ilustración 6.



Ilustración 6 - Prótesis Neumática de rodilla 3R78 (*Agradecimientos a primestablecimientosortopedicos.es*)

- Eléctricas: Son las más avanzadas, ofreciendo una mayor cantidad de movimientos y, por ende, más independencia para el usuario. Aunque son más pesadas y requieren un aprendizaje para su uso adecuado. Dentro de las prótesis Eléctricas existen dos tipos:

1. Mioeléctricas: Utilizan señales eléctricas generadas por la contracción muscular para controlar el movimiento de la prótesis. Para ello, se colocan electrodos de captación dentro del encaje de la prótesis, en contacto directo con el músculo. Estos electrodos detectan las señales eléctricas del músculo en contracción y según [5] las usan para activar los movimientos de la prótesis. Un ejemplo de este tipo de prótesis se puede ver en la Ilustración 7.

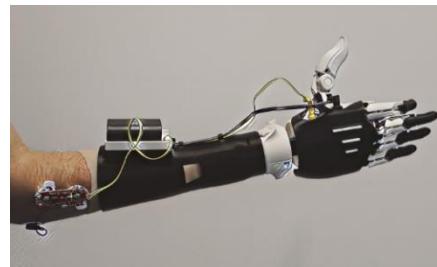


Ilustración 7 - Prótesis Mioeléctrica avanzada (Agradecimientos a investigacion.pucp.edu.pe)

2. Electrónicas: Enfocadas para usuarios con poco tejido muscular residual. Se accionan mediante pequeños interruptores ubicados en la prótesis, que el usuario puede activar con el movimiento de partes del cuerpo restantes. Un ejemplo de estas se observa en la Ilustración 8.



Ilustración 8 - Prótesis Electrónica avanzada (Agradecimientos a wired.com)

- **Prótesis Deportivas:** Diseñadas específicamente para atletas y personas activas, estas prótesis están hechas para soportar altos niveles de estrés físico y proporcionar soporte en actividades deportivas. Ejemplos incluyen prótesis para corredores, como la que se muestra en la Ilustración 9, que ofrecen flexibilidad y absorción de impactos, y prótesis para nadadores, diseñadas para mejorar la eficiencia en el agua.



Ilustración 9 - Prótesis Deportiva personalizada para corredores (Agradecimientos a primecareprosthetics.com)

- **Prótesis Biónicas:** Representan la última frontera en tecnología protésica, integrando sensores y actuadores avanzados para proporcionar una experiencia más natural. Estas prótesis pueden conectarse directamente al sistema nervioso del usuario, según [6] permitiendo un control preciso y casi intuitivo. Ejemplos incluyen prótesis de brazo con sensores que detectan señales del cerebro para mover la mano y los dedos como se muestra en la Ilustración 10.



Ilustración 10 - Prótesis Biónica controlada mediante señales EEG (Agradecimientos a itespresso.es)

- **Prótesis Híbridas:** El autor [7] resalta la combinación de las características de prótesis de energía corporal y extracorporal. Por ejemplo, la apertura y cierre de la mano puede ser controlada por señales mioeléctricas, mientras que los movimientos del codo pueden ser gestionados por un arnés accionado por la musculatura del torso. Un ejemplo de estas prótesis híbridas se muestra en la Ilustración 11.



Ilustración 11 - Prueba de Prótesis Híbrida en usuario (Agradecimientos a ortopro.com)

Para este TFG (entre todas las opciones disponibles) hemos optado por desarrollar una Prótesis de brazo mioeléctrica funcional impresa en 3D controlada mediante electromiografía.

2.3 Impresión 3D en prótesis

2.3.1 Definición de impresión 3D

La impresión 3D es un proceso de fabricación aditiva que crea objetos tridimensionales a partir de un modelo digital. Según [8], esta tecnología permite la creación de estructuras complejas capa por capa, utilizando diversos materiales como plásticos, metales y resinas. En el contexto de las prótesis, la impresión 3D ofrece la capacidad de producir dispositivos personalizados y adaptados a las necesidades específicas de cada usuario de manera rápida y a bajo costo. Ejemplos de dichas prótesis se muestran en la Ilustración 12.



Ilustración 12 - Ejemplo de aplicaciones en la impresión 3D en prótesis de miembros superiores (Agradecimientos a filament2print.com)

2.3.2 Historia de la impresión 3D en prótesis

La aplicación de la impresión 3D en la fabricación de prótesis comenzó a ganar atención en la década de 2000. Según un estudio de [9], la primera prótesis de miembro superior completamente funcional impresa en 3D se desarrolló en 2010, se muestra dicha prótesis en la Ilustración 13. Desde entonces, la impresión 3D ha revolucionado el campo de las prótesis, permitiendo no solo una personalización precisa sino también una rápida iteración de diseños, lo que ha llevado a mejoras continuas en funcionalidad y confort.

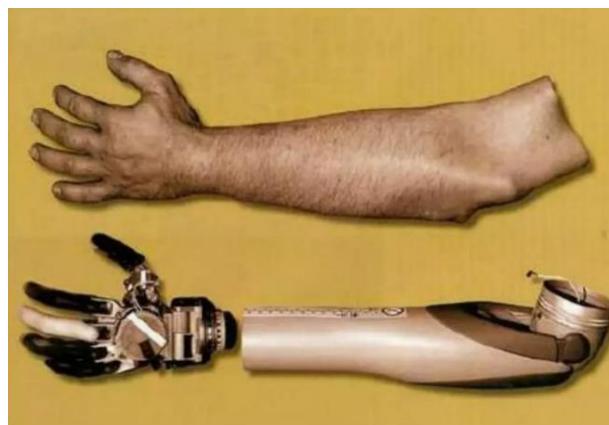


Ilustración 13 - Primera versión de prótesis de miembro superior DARPA (2007) (Agradecimientos a Jesús Manuel Dorador González)

2.3.3 Ventajas de la impresión 3D en prótesis

Las ventajas de la impresión 3D en la fabricación de prótesis son múltiples. En primer lugar, permite una personalización completa del dispositivo, adaptándolo a las medidas exactas del usuario. Además, reduce significativamente los costos y el tiempo de producción en comparación con los métodos tradicionales. Según [10] la impresión 3D también facilita la experimentación con nuevos materiales y diseños, lo que puede llevar a prótesis más ligeras, duraderas y funcionales.

2.4 Componentes de prótesis 3D controladas por EMG

2.4.1 Sensores EMG

Los sensores de electromiografía (EMG) son dispositivos que detectan la actividad eléctrica generada por los músculos. Según [11] estos sensores son esenciales para capturar las señales mioeléctricas que se utilizan para controlar las prótesis. Los sensores EMG pueden ser superficiales, colocados sobre la piel, o intramusculares, insertados dentro del músculo, los cuales se muestran en la Ilustración 14. En ambos casos, su función es medir la señal eléctrica generada durante la contracción muscular y convertirla en datos que puedan ser procesados por un microcontrolador.

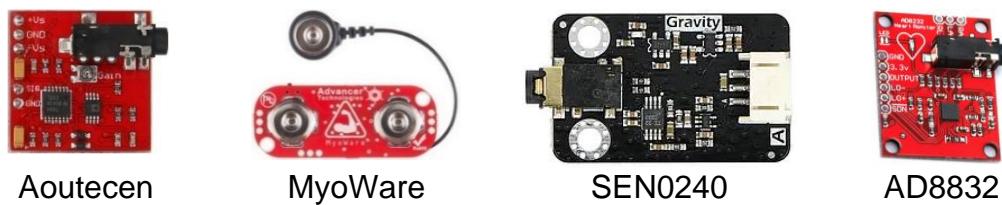


Ilustración 14 - Sensores EMG estudiados en el Trabajo Final De Grado (Agradecimientos en el estudio de alternativas)

2.4.2 Microcontroladores

El microcontrolador es el cerebro de la prótesis. Según [12] estos pequeños dispositivos electrónicos son responsables de procesar las señales EMG y enviar comandos a los servomotores para mover los dedos y las articulaciones del brazo. Los microcontroladores modernos, como el Arduino o el ESP-32, son especialmente adecuados para este propósito debido a su bajo costo, facilidad de programación y capacidad para manejar múltiples entradas y salidas. Se muestran los mencionados en la Ilustración 15.



Ilustración 15 - Microcontroladores estudiados en el Trabajo Final De Grado (Agradecimientos en el estudio de alternativas)

2.4.3 Servomotores

Los servomotores son actuadores que convierten señales eléctricas en movimientos precisos. En el contexto de las prótesis, estos motores se utilizan para mover los dedos y otras articulaciones del brazo. Según [13], los servomotores deben ser ligeros y de bajo consumo energético, pero lo suficientemente potentes para proporcionar un movimiento eficiente y controlado, se muestran en la Ilustración 16. La precisión y la velocidad de respuesta de los servomotores son cruciales para garantizar una funcionalidad natural y efectiva de la prótesis.



Ilustración 16 - Servomotores estudiados en el Trabajo Final De Grado (Agradecimientos en el estudio de alternativas)

2.5 Aplicaciones de prótesis controladas por EMG

2.5.1 Estructura impresa en 3D

La estructura de la prótesis, impresa en 3D, proporciona el soporte físico para los componentes electrónicos y mecánicos. Según [14], la utilización de materiales ligeros pero resistentes, como el PLA (Ácido poliláctico) o el PETG (Tereftalato de polietileno modificado con glicol), es común en la fabricación de prótesis. La estructura incluye guías para los cables que conectan los servomotores a las articulaciones, asegurando movimientos precisos y evitando que los cables se desplacen indebidamente. Se muestran algunos modelos en la Ilustración 17.



Ilustración 17 - 4 Modelos de estructuras de prótesis impresas en 3D con un diseño único y funcionalidad específica (Agradecimientos a bitfab.io)

2.5.2 Beneficios para los usuarios

Las prótesis controladas por EMG ofrecen numerosos beneficios para los usuarios. Según [15] estos dispositivos permiten un control más intuitivo y natural de los movimientos, ya que se basan en las señales musculares propias del usuario, se muestran algunas en la Ilustración 18. Esto puede mejorar significativamente la calidad de vida de las personas con amputaciones, permitiéndoles realizar tareas diarias con mayor facilidad y precisión.



*Ilustración 18 - Diferentes aplicaciones de prótesis y prototipados actuales
(Agradecimientos a 3dnatives.com)*

2.5.3 Casos de éxito

Existen numerosos casos de éxito en la aplicación de prótesis controladas por EMG. Por ejemplo, el proyecto Open Bionics ha desarrollado prótesis de bajo costo que han sido adoptadas por numerosos usuarios en todo el mundo. Según [16], estas prótesis no solo son funcionales, sino que también pueden ser personalizadas con diseños atractivos para los usuarios, lo que aumenta la aceptación y el uso del dispositivo, se muestran ejemplos en la Ilustración 19.



Ilustración 19 - Prótesis de Open Bionics personalizadas de la parte externa con superhéroes colaborando con Disney (Agradecimientos a ingenierabiomedica.org)

2.5.4 Desafíos y futuro de la tecnología

A pesar de los avances, todavía existen desafíos en el desarrollo de prótesis controladas por EMG. Según [17], uno de los principales desafíos es la mejora de la precisión y la consistencia de las señales EMG, especialmente en condiciones de uso prolongado. Además, la integración de nuevas tecnologías, como la inteligencia artificial y el aprendizaje automático, promete mejorar aún más la funcionalidad y adaptabilidad de las prótesis en el futuro.

2.6 Interfaces humano-maquina

A continuación, se van a describir los dos tipos principales de relaciones en interfaces humano-máquina (EMG y electroencefalografía-EEG), en base principalmente en el control con EMG destacando su uso en el desarrollo de la prótesis. Comparando las tecnologías, tanto la usada en este proyecto (EMG) como su alternativa (EEG). Comentando tanto el control de cada tecnología, como sus desafíos y avances, y por último todo lo relacionado con el proceso de control de señal de cada una de ellas.

2.6.1 Control mediante EMG

El control mediante EMG se basa en la captura y análisis de señales electromiográficas generadas por la actividad muscular para controlar dispositivos externos, principalmente prótesis. Esta técnica es crucial para desarrollar interfaces que permiten a los usuarios controlar prótesis de miembros con movimientos que imitan la función natural del cuerpo humano. Según investigaciones de [18], el sistema de control EMG ha mejorado en términos de precisión y facilidad de uso gracias a los avances en el procesamiento de señales y aprendizaje automático.

Además, en investigaciones previas [19] se realiza un análisis de cómo las características avanzadas de extracción y selección pueden mejorar la robustez del reconocimiento de patrones EMG, crucial para la adaptación dinámica a las variaciones diarias en la señal EMG de un usuario.

Según [20] los sistemas de control mioeléctricos han sido fundamentales en el desarrollo de dispositivos asistenciales y de rehabilitación, facilitando la clasificación de patrones en la señal electromiográfica capturada de la superficie de la piel. Con la evolución de dispositivos como el Myo Gesture Control de Thalmic Labs, que ofrece una API para desarrolladores, se ha extendido el uso de la actividad muscular para aplicaciones más generales, incluyendo el control de interfaces multimedia y la integración con otros dispositivos inteligentes. En la Ilustración 20 se muestran tres soluciones para el control de prótesis.

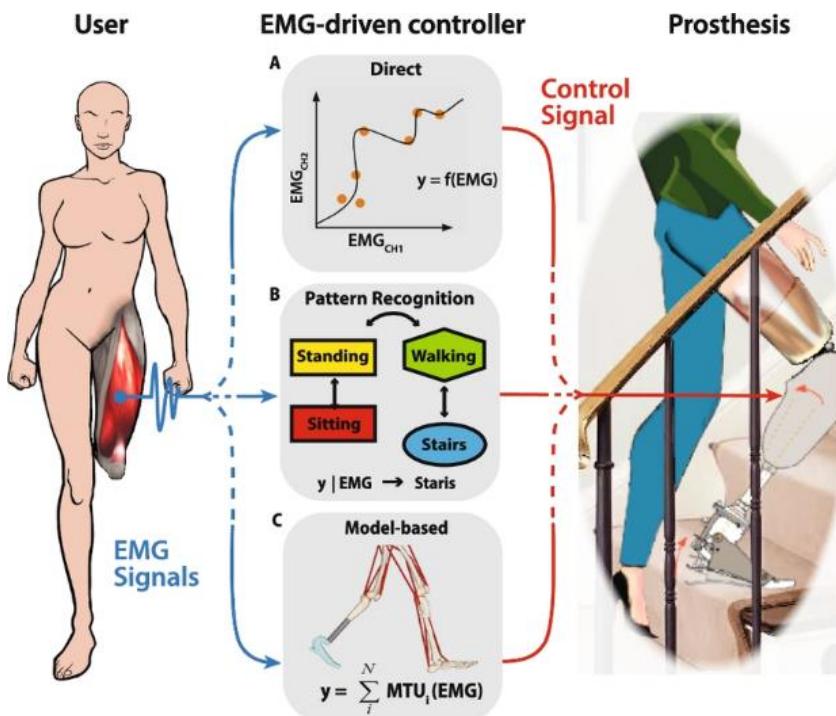


Ilustración 20 - Representación gráfica de tres soluciones para el control de prótesis mediante señales EMG, captadas del muñón del amputado para un control de alto nivel, utiliza métodos de control directo, reconocimiento de patrones, basado en patrones, cuyas señales de salida controlan la prótesis (Agradecimientos a researchgate.net)

2.6.1.1 Desafíos y avances:

Cuando hablamos de desafíos podemos destacar que los principales desafíos incluyen la interferencia de señales externas y la variabilidad entre usuarios, que pueden afectar la consistencia y eficacia del control. La investigación [21] continúa en el desarrollo de algoritmos adaptativos que ajustan en tiempo real a las variaciones de la señal EMG y en el uso de aprendizaje profundo para una clasificación más precisa de las señales, se adjunta Ilustración 21 con patrones de actividad.

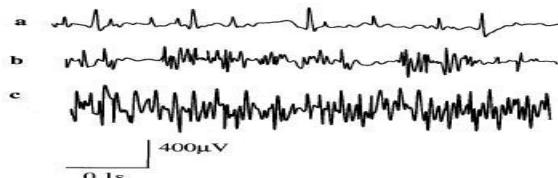


Ilustración 21 - Patrones de actividad en la contracción progresiva muscular. a. Patrón Simple; b. Patrón intermedio; c. Patrón interferencial (Agradecimientos a neutronic.com.ar)

2.6.1.2 Avances en la tecnología EMG

La electromiografía (EMG) ha jugado un papel crucial en el desarrollo de prótesis avanzadas. Según [22] el uso de señales EMG para controlar prótesis se exploró inicialmente en la década de 1950. Estas señales, que resultan de la actividad muscular, pueden ser capturadas mediante electrodos colocados en la piel y utilizadas para controlar motores y actuadores en una prótesis, se muestra en la Ilustración 22. En la actualidad, la tecnología EMG ha mejorado considerablemente, permitiendo una respuesta más rápida y precisa, y facilitando el desarrollo de prótesis más funcionales y accesibles.

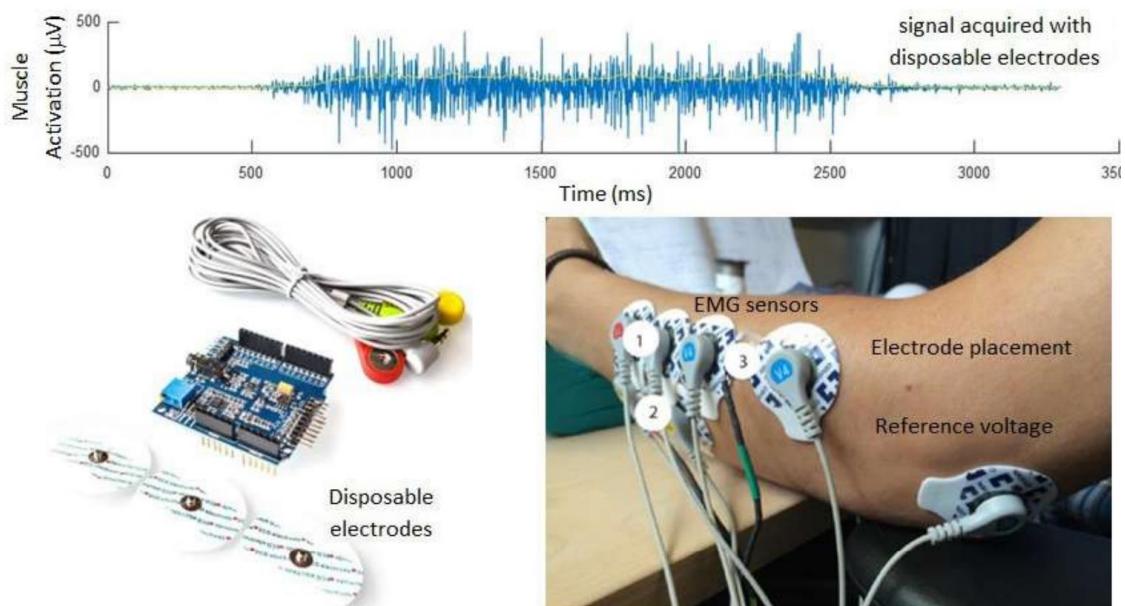


Ilustración 22 - Ejemplo de sensores superficiales aplicados al control de una prótesis. El sistema abarca varios electrodos EMG y una etapa de instrumentación en modo diferencial diseñada para captar la señal analógica (Agradecimientos unizar.es)

2.6.1.3 Proceso de control con EMG:

El proceso de control mediante EMG podemos explicarlo mediante la Ilustración 23 donde se describe cada paso del proceso detalladamente.

A continuación, se describe cada paso del proceso detalladamente:

1. Registro: Se capturan las señales EMG a través de electrodos colocados en la piel del usuario, cerca de los músculos que se desean monitorear. Estas señales reflejan la actividad eléctrica contráctil de los músculos.
2. Pre-Amplificación: Las señales EMG, que son de muy baja amplitud, son preamplificadas para hacerlas adecuadas para el procesamiento. La pre-amplificación aumenta la señal intentando no introducir mucho ruido.
3. Filtrado: Las señales amplificadas pasan por un proceso de filtrado para eliminar el ruido y las interferencias no deseadas. Se utilizan filtros de paso bajo y paso alto para aislar la banda de frecuencia relevante para las señales EMG.
4. Amplificación: Tras el filtrado, las señales se amplifican nuevamente para asegurar que tengan suficiente amplitud para las etapas posteriores de procesamiento y análisis.
5. Rectificado de onda: El proceso de rectificación convierte las señales EMG en una forma más fácil de manejar, transformando todas las partes negativas de la señal en positivas, esto simplifica su análisis.
6. Comunicación USB: Las señales procesadas se transmiten a través de una interfaz USB a una computadora u otro dispositivo para su adquisición y análisis en tiempo real.
7. Adquisición: Las señales EMG rectificadas y transmitidas son adquiridas por un sistema de control, donde se almacenan temporalmente para su procesamiento inmediato.
8. Extracción de patrones: Se analizan las señales adquiridas para extraer características y patrones específicos que corresponden a diferentes movimientos musculares.
9. Clasificación con RNA (Redes Neuronales Artificiales): Las características extraídas se introducen en una red neuronal artificial que clasifica los patrones de señal en diferentes categorías de movimiento. La RNA se entrena previamente con datos de ejemplo para reconocer y predecir movimientos musculares.
10. Control de brazo: Los resultados de la clasificación se utilizan para generar comandos específicos que controlan los servomotores del brazo protésico, permitiendo movimientos precisos y coordinados del brazo en respuesta a las señales EMG del usuario.

Este proceso garantiza que las señales EMG capturadas se traduzcan eficazmente en movimientos del brazo protésico, permitiendo al usuario controlar la prótesis de manera intuitiva y natural.

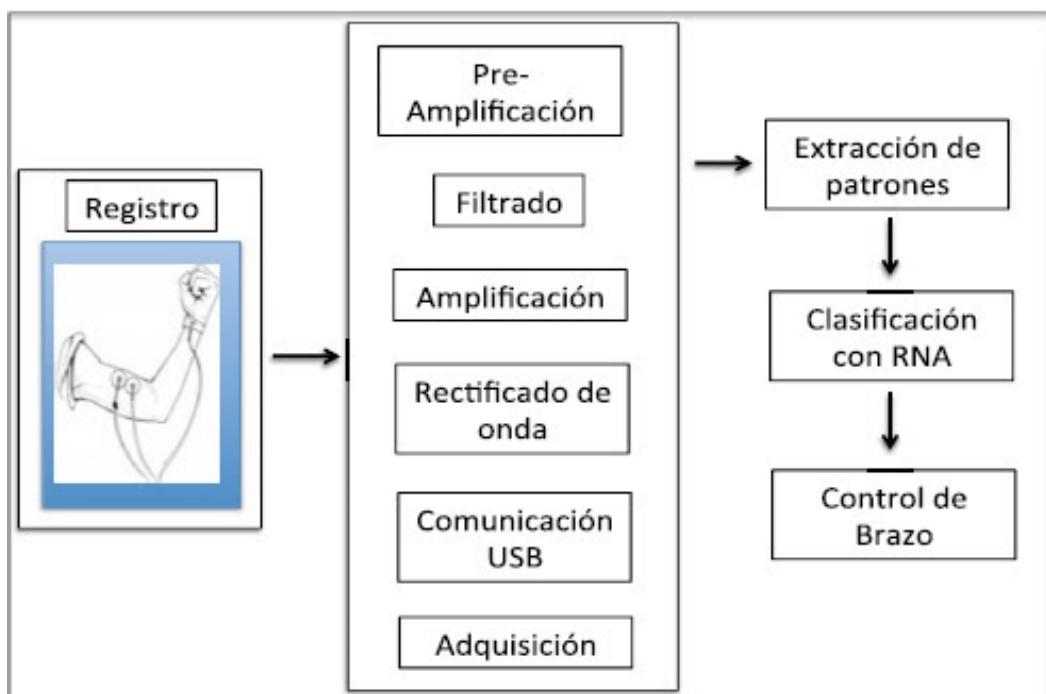


Ilustración 23 - Diagrama de bloques de la metodología de control de brazo electrónico usando señales electromiográficas. (Agradecimientos a scielo.org.co/)

2.6.2 Control mediante EEG

El control mediante EEG utiliza la actividad eléctrica del cerebro, capturada a través de electrodos en el cuero cabelludo, para operar interfaces cerebro-computador (BCI). Esta tecnología permite a usuarios con limitaciones físicas severas interactuar con el entorno. Investigaciones, como las de [23] [24], han demostrado que los sistemas BCI pueden decodificar intenciones específicas del usuario a partir de patrones de actividad cerebral, como se muestra en la Ilustración 24, permitiendo acciones como mover un cursor o controlar una silla de ruedas. Los BCI, clasificados en invasivos y no invasivos, conectan el cerebro con dispositivos artificiales sin necesidad de mecanismos neuromusculares naturales, aumentando la autonomía de personas con discapacidades severas.

La clasificación de las señales EEG es compleja debido a la multidimensionalidad y variabilidad de las señales cerebrales. Los avances en algoritmos de procesamiento y redes neuronales profundas están mejorando la robustez y eficiencia de los sistemas BCI. Además, la diferenciación entre sistemas invasivos y no invasivos es fundamental, siendo los no invasivos preferidos por su menor riesgo y facilidad de uso.

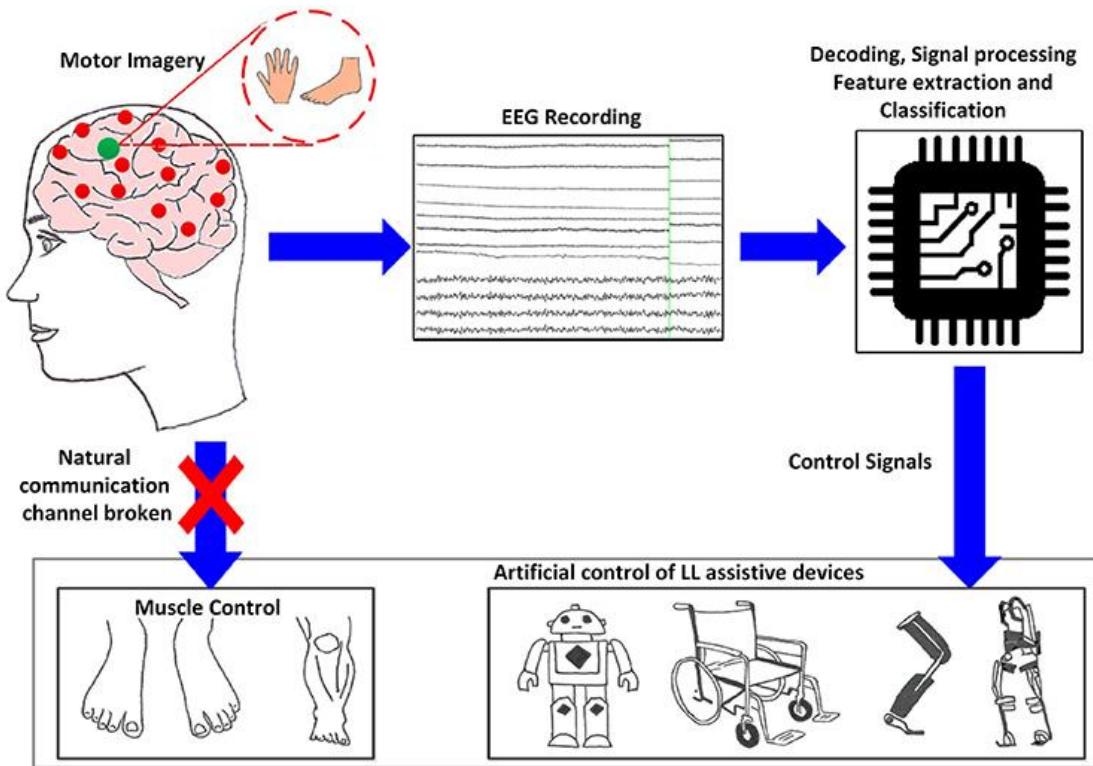


Ilustración 24 - Diagrama genérico de concepto/función de dispositivos de asistencia LL controlada por BCI basados en imágenes motoras, mostrando el proceso de control mediante la imaginación motriz y el registro EEG, destacando la decodificación y procesamiento de señales para generar comando de control (Agradecimientos a frontiersin.org)

2.6.2.1 Proceso de control con EEG:

Los procesos de control mediante EMG y EEG comparten varias similitudes y componentes comunes, aunque también presentan diferencias clave en ciertos casos específicos. Ambos métodos inician con la captura de señales bioeléctricas: EEG utiliza electrodos en el cuero cabelludo para registrar la actividad cerebral, mientras que EMG emplea electrodos en la piel cerca de los músculos para capturar las señales electromiográficas, como se muestra en la Ilustración 25. Las señales capturadas en ambos procesos son procesadas y filtradas para eliminar el ruido. Luego, se analizan los patrones de las señales: en EEG, se detectan intenciones específicas del usuario, y en EMG, se extraen características correspondientes a movimientos musculares.

Ambos procesos convierten estos patrones en comandos para dispositivos externos, que luego ejecutan las acciones deseadas. Finalmente, se proporciona retroalimentación al usuario para confirmar la ejecución de la acción. Sin embargo, un paso específico de EMG es el rectificado de onda, que convierte las señales en una forma más manejable, y la clasificación con redes neuronales artificiales para diferenciar los patrones de señal en categorías de movimiento, pasos que no están presentes en el proceso de EEG.

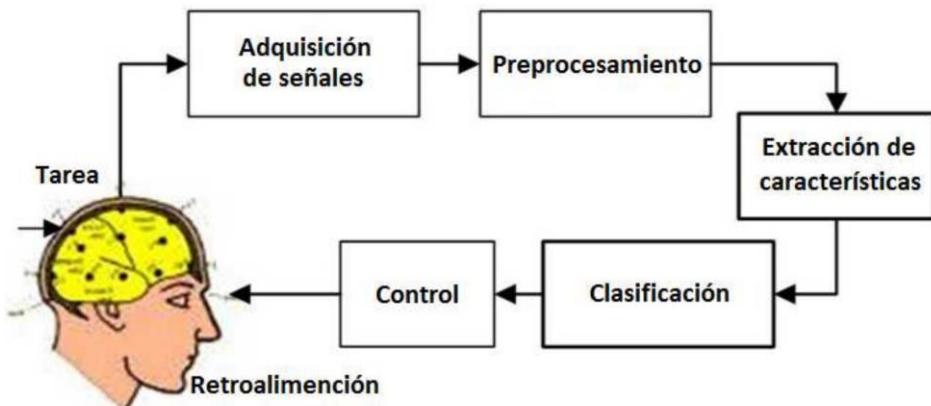


Ilustración 25 - Diagrama de bloques del procesamiento de señales EEG (Agradecimientos a upm.es)

En la Ilustración 26 podemos ver un ejemplo de éxito donde se fusionan las dos tecnologías para el control de una prótesis:

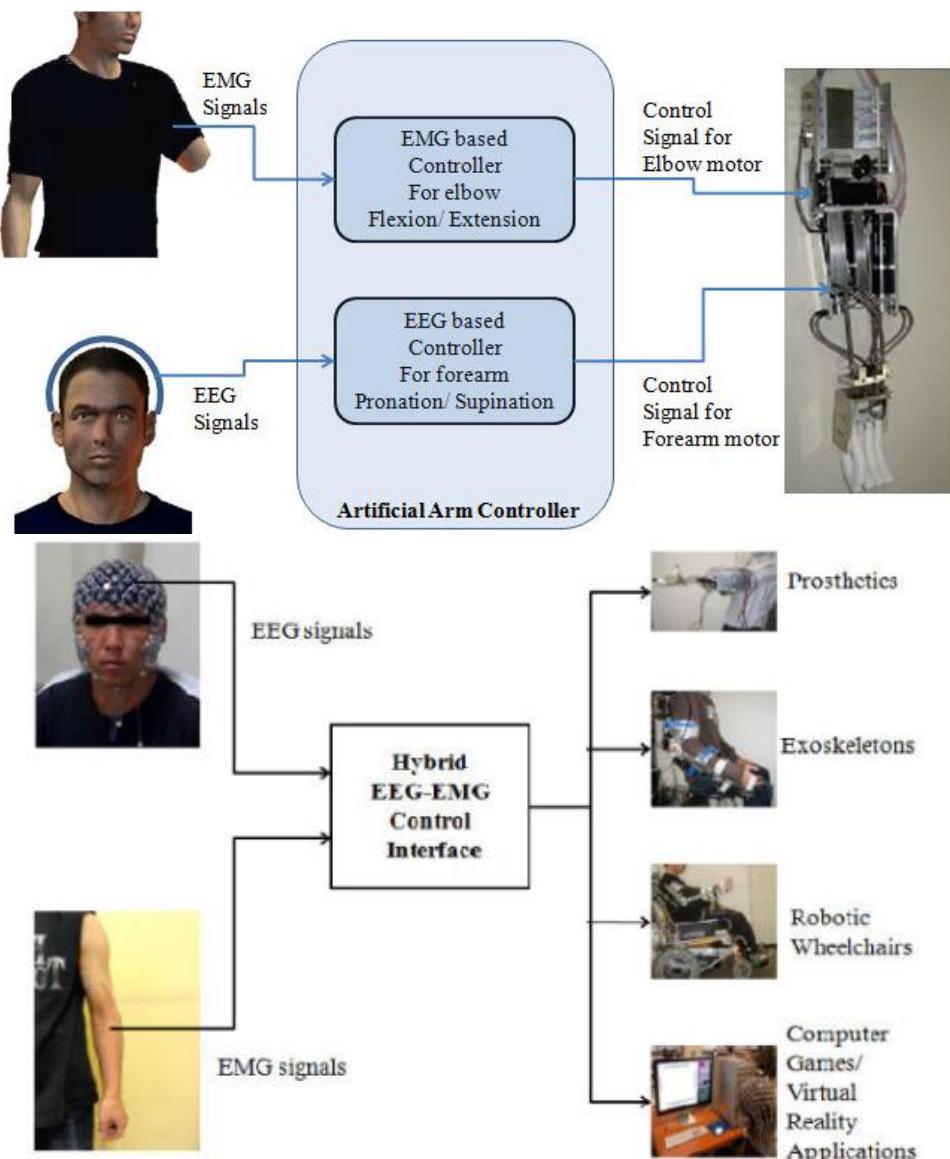


Ilustración 26 – (a) (b) Diagramas de bloques de controladores de prótesis basados en señales híbridas EMG y EEG (Agradecimientos a semanticscholar.org)

2.6.3 Resumen interfaces humano-maquina

En conclusión, tanto el control mediante EMG como el control mediante EEG representan tecnologías avanzadas y cruciales para el desarrollo de interfaces humano-máquina, especialmente en el ámbito de las prótesis. El EMG permite a los usuarios controlar dispositivos externos a través de señales electromiográficas generadas por la actividad muscular, facilitando movimientos naturales y precisos. Esta tecnología ha avanzado significativamente en términos de precisión y facilidad de uso, lo que ha sido demostrado en estudios y aplicaciones prácticas. Por su parte, el EEG ofrece una vía innovadora para que personas con limitaciones físicas severas interactúen con el entorno mediante la actividad eléctrica cerebral, posibilitando el control de dispositivos mediante intenciones detectadas a partir de patrones de ondas cerebrales.

Nos hemos decantado por la tecnología EMG debido a sus aplicaciones directas en el control de prótesis y su capacidad para imitar la función natural de los miembros humanos. La facilidad de integración con sistemas de control y la capacidad para desarrollar algoritmos adaptativos que mejoren la clasificación de señales la hacen especialmente adecuada para este proyecto. Además, el EMG ha demostrado ser robusto y eficiente en contextos de rehabilitación y asistencia, ofreciendo una solución efectiva y accesible para los usuarios. En resumen, la elección del EMG se basa en su madurez tecnológica, precisión, y potencial para mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidades.

2.7 Mundo Opensource

En los últimos años, la filosofía DIY (Do It Yourself, traducido al español como "Hazlo tú mismo") ha experimentado un crecimiento significativo. Se han creado comunidades conocidas como "Makers" que, aprovechando la alta conectividad de internet, comparten diseños, modelos, consejos etc.... en general, conocimiento. La idea principal es que, al compartir información, todos los integrantes de la comunidad pueden alcanzar más fácilmente sus objetivos personales. Plataformas como Thingiverse (<https://www.thingiverse.com>) se especializan en diseños CAD para impresión 3D, permitiendo a los usuarios subir y descargar trabajos para adaptarlos a sus necesidades específicas.

Según [25] este enfoque ha dado lugar a numerosos proyectos derivados, conocidos como "spin-offs", que utilizan los diseños de otros como base para realizar modificaciones y mejoras. Un ejemplo notable de estas comunidades es E-NABLE (<http://enablingthefuture.org>), que se dedica al desarrollo de prótesis de mano mediante impresión 3D.

Dentro de estas comunidades, se pueden encontrar proyectos de diversa índole, que van desde simples pasatiempos, como el robot InMoov en sus inicios (<http://www.inmoov.fr>), hasta iniciativas con un propósito social específico, especialmente en los campos de la salud y el bienestar. Según los autores [26] los proyectos más destacados incluyen:

- RoboHand (<http://www.robohand.net>).
 - OpenBionics (<http://www.openbionics.org>).

Se enfocan en el diseño y desarrollo de neuro-prótesis de miembro superior, reduciendo su costo en comparación con equivalentes comerciales en el mercado.

El autor [27] destaca que además de Thingiverse, existen otras plataformas importantes como Cults3D (<https://cults3d.com>), donde los usuarios también pueden compartir y descargar diseños 3D. Estas comunidades y plataformas, como podemos ver en la Ilustración 27 han revolucionado la manera en que se desarrollan y distribuyen los proyectos, permitiendo que más personas accedan a tecnología avanzada y personalizada de una manera más asequible y colaborativa.



Ilustración 27 - Visualización con conceptos clave relacionados con el movimiento y la cultura del software libre / OpenSource (Agradecimientos a designthinking.gal)

3. Estudio de alternativas

A continuación, se va a desarrollar el estudio de alternativas, cuyo objetivo es identificar y evaluar diversas opciones tecnológicas clave para el desarrollo de la prótesis robótica controlada por señales electromiográficas (EMG).

Este análisis comparativo se centra en cuatro componentes fundamentales: microcontroladores, servomotores, sensores EMG y sensores shields para microcontroladores. Cada una de estas decisiones influye directamente en el rendimiento, la eficiencia energética y la usabilidad del dispositivo final.

3.1 Microcontrolador

A continuación, se detallan cada una de ellas junto con sus características. Para la elección de microcontrolador se han valorado cuatro opciones.

La primera opción es la placa WeMos D1 R32 (ESP32), cuyo diagrama se muestra en la Ilustración 28 Y 29.

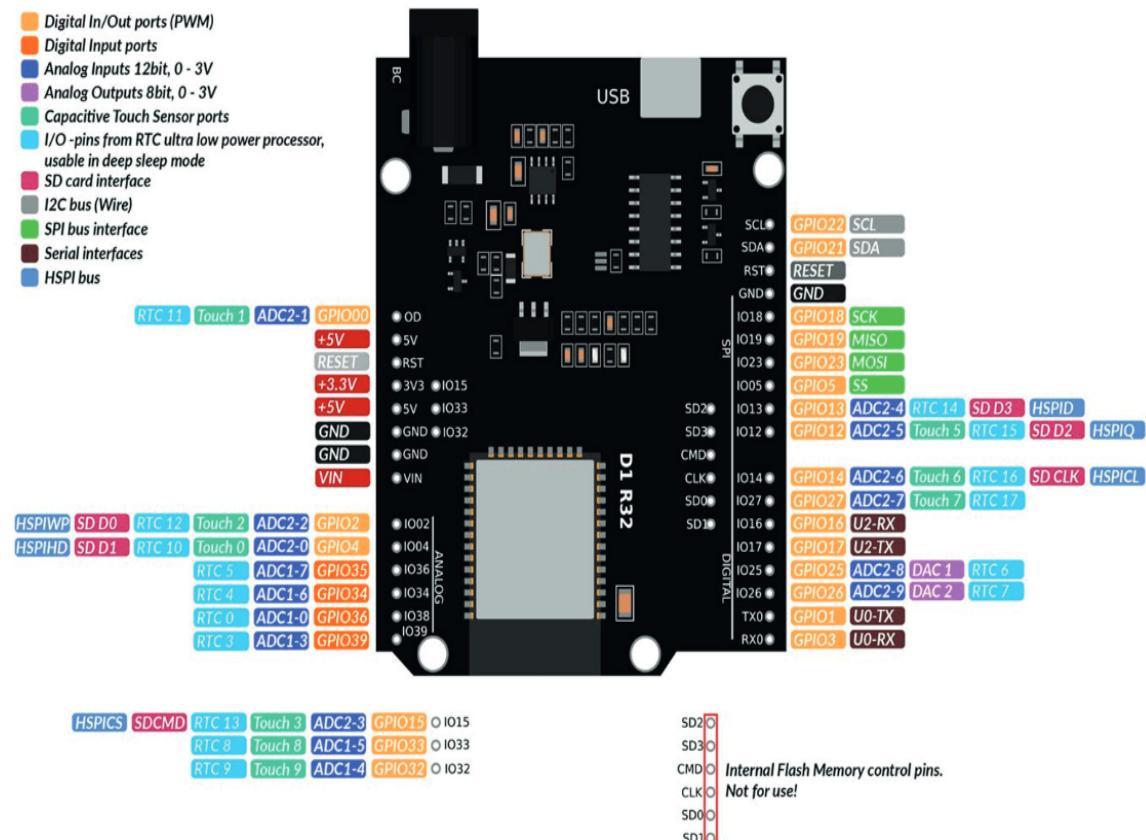


Ilustración 28 - Diagrama de pines de la placa WeMos R32 D1 ESP32 (Agradecimientos a espressif.com)

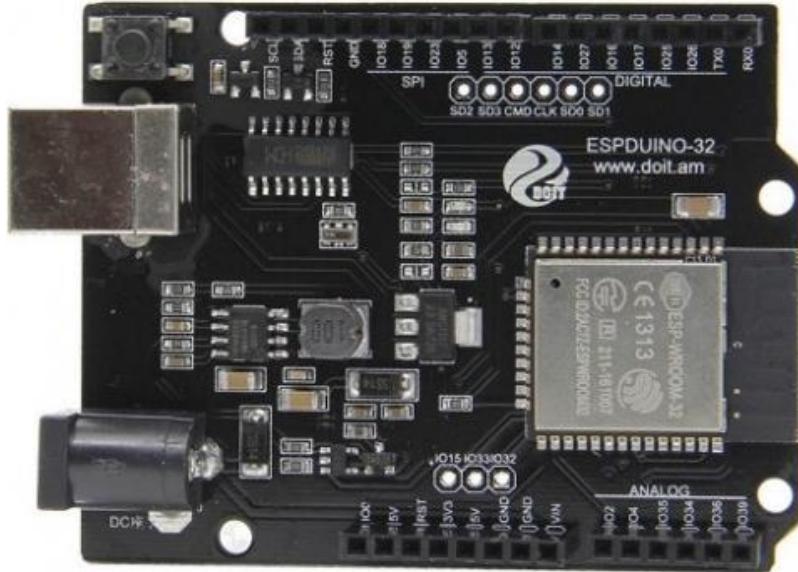


Ilustración 29 – Vista superior de la placa WeMos R32 D1 ESP32 (Agradecimientos a espressif.com)

Este microcontrolador es conocido por su alto rendimiento y bajo consumo energético, así como por su versatilidad en aplicaciones IoT. Las características técnicas se detallan a continuación:

- Microcontrolador: Xtensa Dual Core LX6 de 32 bits
- Nº bits: 32 bits
- Nº núcleos: Dual core
- Velocidad del reloj (MHz): Hasta 240
- Memoria Flash (MB): 4
- RAM (KB): 520
- GPIO: 34
- Conectividad: Wi-Fi y Bluetooth
- Voltaje Operativo: 3,3 V
- Voltaje de Entrada: 5 V
- Pines de Entradas/Salidas Digital: 34
- Pines de Entradas Analógicas: 18
- Corriente DC por cada Pin E/S (mA): 40
- Corriente DC entregada en el Pin 3,3V (mA): 50
- EEPROM (KB): No
- Precio aproximado: 10 €
- Comunidad OpenSource: Muy Alta

La segunda opción es el NodeMCU ESP8266, observable en la Ilustración 30 Y 31:

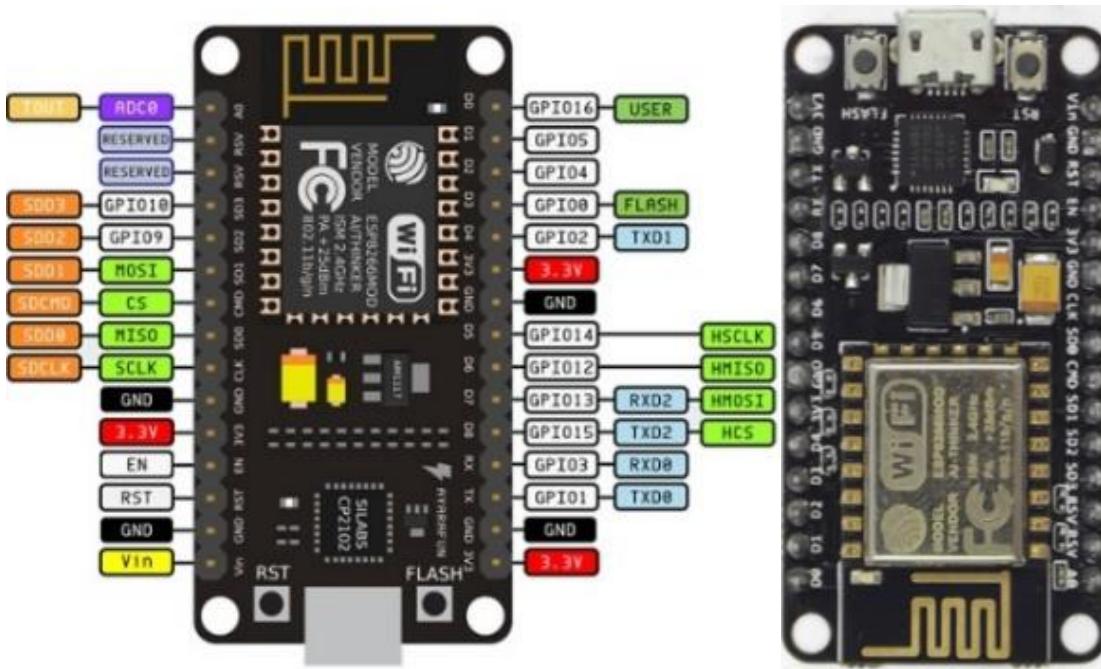


Ilustración 30 – Diagrama con los pines de la placa ESP8266 (Agradecimientos espressif.com)

Ilustración 31 - Vista superior de la placa ESP8266 (Agradecimientos a espressif.com)

Este microcontrolador es una opción popular para proyectos de IoT debido a su bajo costo y conectividad Wi-Fi integrada. Las características técnicas del NodeMCU ESP8266 son las siguientes:

- Microcontrolador: Tensilica 32-bit Xtensa LX106
- Nº bits: 32 bits
- Nº núcleos: Single core
- Velocidad del reloj (MHz): 80 o 160
- Memoria Flash (MB): 4
- RAM (KB): 80
- GPIO: 17
- Conectividad: Wi-Fi
- Voltaje Operativo: 3,3 V
- Voltaje de Entrada: 5 V
- Pines de Entradas/Salidas Digital: 17
- Pines de Entradas Analógicas: 1
- Corriente DC por cada Pin E/S (mA): 12
- Corriente DC entregada en el Pin 3,3V (mA): 50
- EEPROM (KB): No
- Precio aproximado: 8 €
- Comunidad OpenSource: Baja

La tercera opción es el Arduino UNO, observable en la Ilustración 32 Y 33.



ARDUINO
UNO REV3

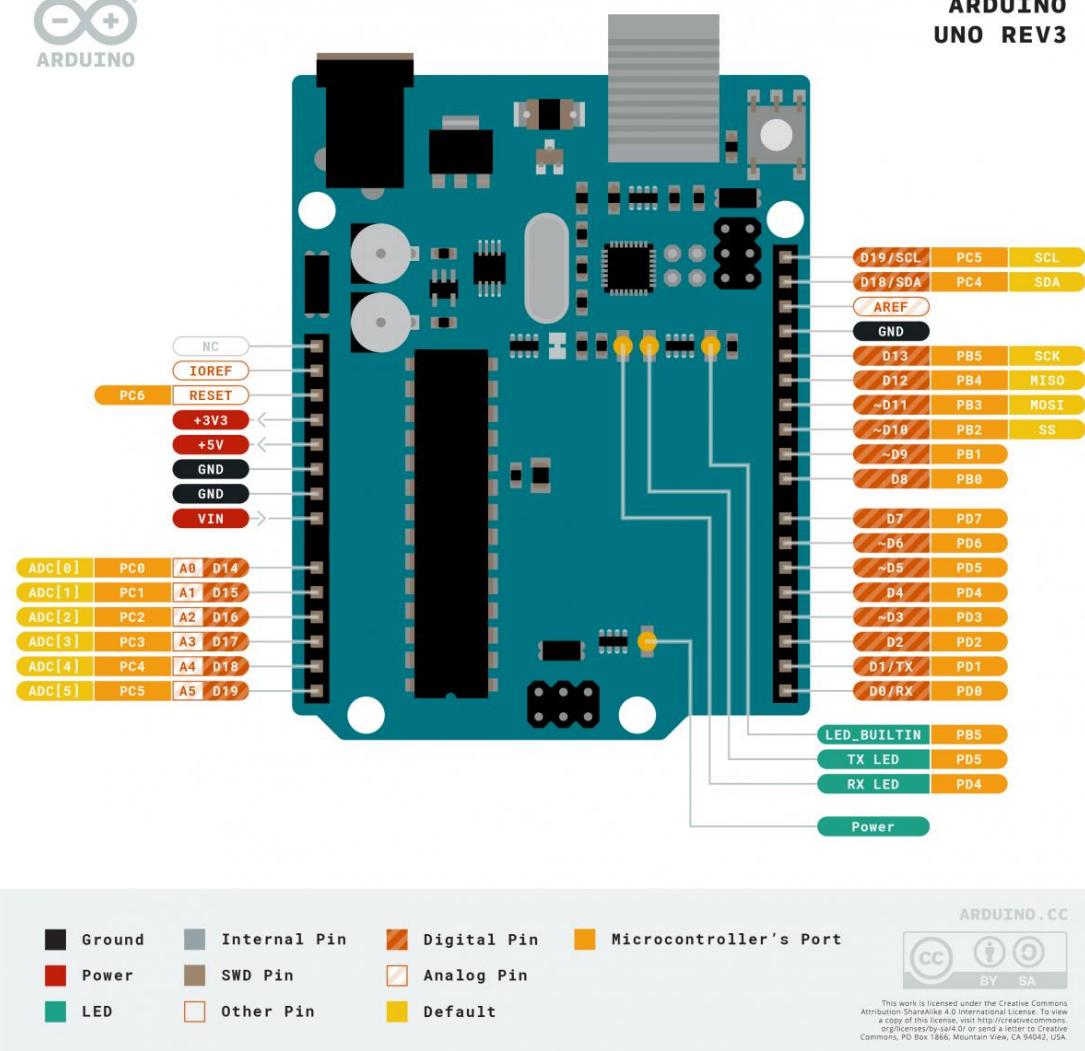


Ilustración 32 - Diagrama con los pines de la placa Arduino UNO (Agradecimientos a arduino.cc)



Ilustración 33 - Vista superior de la placa Arduino UNO (Agradecimientos a [Arduino.cc](http://arduino.cc))

Este es uno de los microcontroladores más usados para el prototipado, ya que su fácil uso y gran comunidad, han proporcionado una gran versatilidad a este microcontrolador. Las características técnicas se detallan a continuación:

- Microcontrolador: ATMega328P
- N° bits: 8 bits
- N° núcleos: Single core
- Velocidad del reloj (MHz): 16
- Memoria Flash (MB): 0.032 de los cuales 0,5 KB es usado por Bootloader
- RAM (KB): 2
- GPIO: 14
- Conectividad: No incluye conectividad integrada
- Voltaje Operativo: 5 V
- Voltaje de Entrada: 7-12 V
- Pines de Entradas/Salidas Digital: 14
- Pines de Entradas Analógicas: 6
- Corriente DC por cada Pin E/S (mA): 40
- Corriente DC entregada en el Pin 3,3V (mA): 50
- EEPROM (KB): 1 (Atmega328)
- Precio aproximado: 20 €
- Comunidad OpenSource: Alta

La cuarta opción es el Arduino MEGA2560, observable en la Ilustración 34 Y 35.

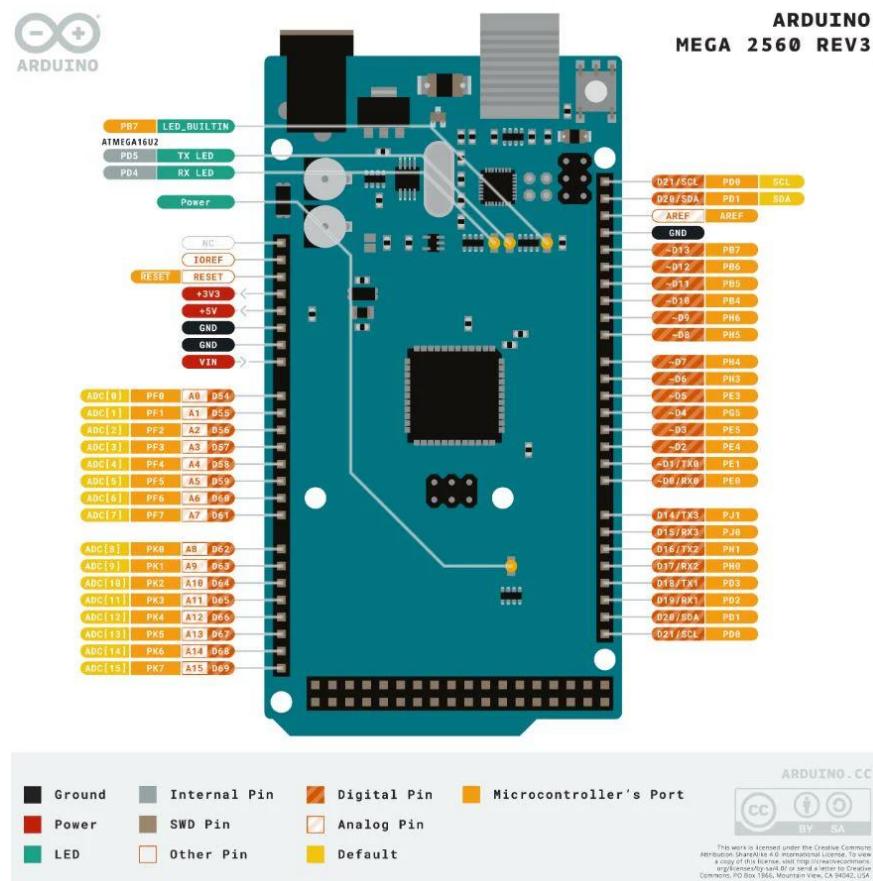


Ilustración 34 - Diagrama con los pines de la placa Arduino MEGA (Agradecimientos a arduino.cc)



Ilustración 35 - Vista superior de la placa Arduino MEGA (Agradecimientos a Arduino.cc)

Este Arduino es la versión superior del Arduino UNO, ofreciendo más pines, mayor capacidad de memoria, ofreciendo lo mismo a nivel de comunidad, pero con mejor hardware. Las características técnicas del Arduino Mega2560 son las siguientes:

- Microcontrolador: ATmega2560
- Nº bits: 8 bits
- Nº núcleos: Single core
- Velocidad del reloj (MHz): 16
- Memoria Flash (MB): 0.256
- RAM (KB): 8
- GPIO: 54 (15 con salida PWM)
- Conectividad: No incluye conectividad integrada
- Voltaje Operativo: 5 V
- Voltaje de Entrada: 7-12 V
- Pines de Entradas/Salidas Digital: 54 (15 con salida PWM)
- Pines de Entradas Analógicas: 16
- Corriente DC por cada Pin E/S (mA): 40
- Corriente DC entregada en el Pin 3,3V (mA): 50
- EEPROM (KB): 4 (ATmega2560)
- Precio aproximado: 35 €
- Comunidad OpenSource: Muy alta

La Tabla 1 es un resumen de la comparativa de estas cuatro alternativas de microcontroladores. Se puede observar que el ESP32 sobresale por encima de los microcontroladores de la familia Arduino y NodeMCU ESP8266 en términos de rendimiento, capacidad, velocidad de procesado, conectividad y memoria. El ESP32 ofrece un procesador de doble núcleo con una velocidad de hasta 240 MHz, 4 MB de memoria Flash y 520 KB de RAM, además de conectividad Wi-Fi y Bluetooth. Estas características lo convierten en la opción más potente y versátil para aplicaciones que requieren procesamiento intensivo y comunicación inalámbrica, superando significativamente a los otros microcontroladores en estas áreas.

Teniendo en cuenta todos estos factores y el uso previsto, el ESP32 proporciona una excelente relación entre rendimiento, conectividad y precio. Con su capacidad superior de procesamiento, memoria extensa y características integradas de conectividad, es la mejor opción para el proyecto, ofreciendo un rendimiento óptimo y versatilidad a un costo accesible de aproximadamente 10 €. Esta combinación de características hace que el WeMos R32 D1 ESP32 sea ideal para satisfacer las necesidades del proyecto.

Característica	ESP32	NodeMCU ESP8266	Arduino UNO	Arduino Mega2560
Microcontrolador	Xtensa Dual Core LX6 de 32 bits	Tensilica 32-bit Xtensa LX106	ATmega328P	ATmega2560
Nº bits	32 bits	32 bits	8 bits	8 bits
Nº núcleos	Dual core	Single core	Single core	Single core
Velocidad del reloj (MHz)	Hasta 240	80 o 160	16	16
Memoria Flash (MB)	4	4	0.032	0.256
RAM (KB)	520	80	2	8
Conectividad	Wi-Fi y Bluetooth	Wi-Fi	No incluye	No incluye
Voltaje Operativo	3.3V	3.3V	5V	5V
Voltaje de Entrada	5V	5V	7-12V	7-12V
Voltaje de Entrada (límites)	3.0-3.6V	3.0-3.6V	6-20V	6-20V
Pines digitales de Entrada/Salida	34	17	14	54 (15 con salida PWM)
Pines análogos de entrada	18	1	6	16
Corriente DC por cada Pin E/S	40 mA	12 mA	40 mA	40 mA
Corriente DC entregada en el Pin 3.3V	50 mA	50 mA	50 mA	50 mA
EEPROM	No	No	1 KB	4 KB
Precio aproximado (€)	10	8	20	35
OpenSource	Muy alta	Baja	Alta	Muy alta

Tabla 1 - Comparativa Microcontroladores

3.2 Servomotores

Para seleccionar el servomotor adecuado, se han analizado cuatro opciones. A continuación, se presentan las características de cuatro modelos de servomotores:

- **Servomotor modelo SG90**

El Servo SG90 que se muestra en la Ilustración 36, es ampliamente utilizado en proyectos de robótica debido a su versatilidad y bajo peso, ideal para aplicaciones donde el peso y el tamaño son cruciales. Este servomotor micro ofrece un equilibrio entre rendimiento y facilidad de uso, proporcionando un par de fuerza adecuado para aplicaciones ligeras. Su tamaño compacto lo hace perfecto para proyectos que requieren precisión en espacios reducidos, destacándose por su popularidad en aplicaciones robóticas que demandan un componente pequeño y eficiente. Sus características técnicas son:

- Tamaño: Micro
- Peso (g): 9
- Velocidad (s/60°): 0.12 seg / 60° @ 4.8V
- Par de fuerza (kg·cm): 1.8 Kg-cm @ 4.8V
- Voltaje de funcionamiento (V): 4.8 - 6.0
- Tipo de engranaje: Plástico
- Rango de rotación: 180°
- Dimensiones (mm): 22.6 x 11.4 x 22.6
- Precio: 2.5 €
- Comunidad OpenSource: Media



Ilustración 36 - Servomotor SG90 (Agradecimientos a opencircuit.es)

• **Servomotor modelo MG90**

El Servo MG90 que se muestra en la Ilustración 37, se distingue por sus engranajes metálicos, que le confieren mayor durabilidad y resistencia mecánica. Este servomotor micro es conocido por su alta velocidad y mayor par de fuerza en comparación con el SG90, lo que lo convierte en una excelente opción para aplicaciones que requieren un poco más de potencia. Su construcción robusta y su capacidad para ofrecer un rendimiento superior lo hacen ideal para proyectos que necesitan componentes más resistentes y duraderos.

Sus características técnicas son:

- Tamaño: Micro
- Peso (g): 13.4
- Velocidad (s/60°): 0.10 seg / 60° @ 4.8V
- Par de fuerza (kg·cm): 2.2 Kg-cm @ 4.8V
- Voltaje de funcionamiento (V): 4.8 - 6.0
- Tipo de engranaje: Metal
- Rango de rotación: 180°
- Dimensiones (mm): 22.8 x 12.2 x 28.5
- Precio: 5-7 €
- Comunidad OpenSource: Alta



Ilustración 37 - Servomotor MG90S (Agradecimientos a az-delivery.de)

- **Servomotor modelo MG995**

El Servo MG995 que se muestra en la Ilustración 38, es un servomotor estándar ampliamente utilizado en aplicaciones que requieren gran par de fuerza y durabilidad. Sus engranajes metálicos aseguran alta potencia y una notable durabilidad, haciéndolo adecuado para aplicaciones exigentes. Este servomotor es ideal para sistemas robóticos más robustos y prótesis, donde la fiabilidad y la capacidad de manejar cargas pesadas son esenciales para el éxito del proyecto. Sus características técnicas son:

- Tamaño: Estándar
- Peso (g): 55
- Velocidad (s/60°): 0.20 seg / 60° @ 4.8V
- Par de fuerza (kg·cm): 10 Kg·cm @ 4.8V
- Voltaje de funcionamiento (V): 4.8 - 7.2
- Tipo de engranaje: Metal
- Rango de rotación: 180°
- Dimensiones (mm): 40.7 x 19.7 x 42.9
- Precio: 8-10 €
- OpenSource: Alta



Ilustración 38 - Servomotor MG995 (Agradecimientos a market.samm.com)

- **Servomotor modelo MG996R**

El Servo MG996R que se muestra en la Ilustración 39, es una versión mejorada del MG995, ofreciendo un par de fuerza superior y mayor velocidad. Este servomotor destaca por su robusto diseño y rápido tiempo de respuesta, lo que lo hace ideal para proyectos que requieren alta precisión y fuerza. Mantiene la durabilidad característica de sus engranajes metálicos y es perfecto para aplicaciones avanzadas que demandan un rendimiento elevado y componentes confiables. Sus características técnicas son:

- Tamaño: Estándar
- Peso (g): 55
- Velocidad (s/60°): 0.16 seg / 60° @ 4.8V
- Par de fuerza (kg·cm): 11 Kg·cm @ 4.8V
- Voltaje de funcionamiento (V): 4.8 - 7.2
- Tipo de engranaje: Metal
- Rango de rotación: 180°
- Dimensiones (mm): 40.7 x 19.7 x 42.9
- Precio: 12-15 €
- OpenSource: Muy alta



Ilustración 39 - Servomotor MG996R (Agradecimientos a turibot.es)

En la Tabla 2 se incluye un resumen comparativo de los cuatro servomotores, después de analizarlos, se decidió optar por el servomotor MG996R debido a las siguientes razones:

- Par de fuerzas: Con un par de fuerzas de 11 Kg·cm, el MG996R proporciona la fuerza necesaria para mover partes de la prótesis con precisión y eficacia.
- Mayor velocidad: Con una velocidad de 0.16 seg / 60° @ 4.8V, el MG996R es más rápido que el MG995, lo que mejora la respuesta del movimiento.
- Durabilidad: Los engranajes metálicos aseguran una mayor vida útil y resistencia mecánica, crucial para el uso continuo y exigente.
- Robustez: Su construcción robusta y capacidad de operar a voltajes más altos (4.8 - 7.2V) lo hacen ideal para aplicaciones que requieren alta fiabilidad y resistencia.
- Versatilidad: El MG996R funciona en un rango de voltaje más amplio (4.8 - 7.2V), ofreciendo mayor flexibilidad en términos de fuentes de alimentación.
- Ángulo de rotación adecuado: Un rango de rotación de 180° es adecuado para la mayoría de las aplicaciones de movimientos de las prótesis.
- Compatibilidad y disponibilidad: Este modelo es ampliamente disponible y compatible con muchos sistemas de control estándar, facilitando su integración en el diseño.

Considerando las características técnicas y la necesidad de un servomotor potente y duradero, el MG996R se presenta como la opción óptima para la prótesis comparado con las demás opciones. Su capacidad para proporcionar un par de fuerzas elevado, junto con su robustez y durabilidad, garantizan un rendimiento confiable y eficiente en aplicaciones exigentes. La elección del MG996R sobre el MG995 se debe a su mayor par de fuerzas y velocidad, lo que asegura una respuesta más rápida y eficiente en el uso de la prótesis.

En conclusión, el MG996R es superior a su hermano MG995, y comparado con el SG-90 y el MG90 es superior y más idóneo para desempeñar la función principal de brindar movimiento a la prótesis.

Características importantes	SG90	MG90	MG995	MG996R
Tamaño	Micro	Micro	Estándar	Estándar
Peso (g)	9	13.4	55	55
Velocidad (s/60°)	0.12	0.10	0.20	0.16
Par de fuerza (kg·cm)	1.8	2.2	10 - 10.5	11
Voltaje de funcionamiento (V)	4.8 - 6.0	4.8 - 6.0	4.8 - 7.2	4.8 - 7.2
Tipo de engranaje	Plástico	Metal	Metal	Metal
Rango de rotación	180°	180°	180°	180°
Dimensiones (mm)	22.6 x 11.4 x 22.6	22.8 x 12.2 x 28.5	40.7 x 19.7 x 42.9	40.7 x 19.7 x 42.9
OpenSource	Media	Alta	Alta	Muy alta
Precio	2.5	5 a 7	8 a 10	12 a 15

Tabla 2 - Comparativa Servomotores

3.3 Sensores EMG

Para seleccionar el sensor EMG adecuado, se deben analizar varias opciones. A continuación, se presentan las características de cuatro modelos de sensores EMG:

- **Sensor Aoutecen de señal electromiográfico**

Este sensor EMG estándar desechable, observable en la Ilustración 40, está diseñado para medir la actividad muscular mediante la detección del electromiograma (EMG). Su alta sensibilidad lo hace adecuado para aplicaciones interiores y es compatible con microcontroladores mediante una línea de conexión EMG.



Ilustración 40 – (a) (b) Sensor Aoutecen EMG (Agradecimientos a arduino-kit.com.ua y mercadolibre.com)

Sus características técnicas son:

- Material: Semiconductor
 - Enviar datos: Compatible para placa de prueba
 - Voltaje de la fuente de alimentación: $\pm 9V$ fuente de alimentación dual, mínimo $\pm 3.5V$
 - Tamaño del producto: Aprox. 25 x 26 x 10 mm
 - Peso: Aprox. 40g
 - Protección contra voltaje inverso: No especificado
 - Indicadores visuales: No
 - Guía del usuario: No especificado
 - Aplicaciones: Microcontroladores, investigación, sistemas de control
 - Conectores de electrodos integrados: No
 - Salida analógica: Sí
 - Compatibilidad con microcontroladores: Sí
 - Configuración de bajo ruido: No especificado
 - Opciones de ajuste de ganancia: No
 - Compacto: Sí
 - Precio: 22 €
 - Comunidad OpenSource: Muy alta
- **MyoWare Muscle Sensor**

Este sensor que se muestra en la Ilustración 41 es fácil de usar y cuenta con conectores de electrodos integrados y LEDs indicadores que muestran la flexión muscular. Tiene protección contra voltaje inverso y es compatible con microcontroladores como ESP32. Sus características técnicas son:

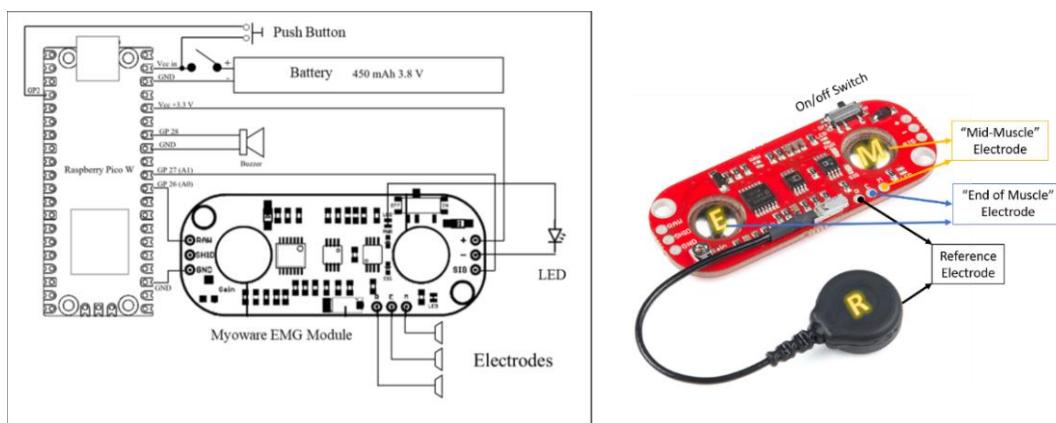


Ilustración 41 – (a) (b) Sensor MyoWare y Pines con Raspberry (Agradecimientos a TME.eu y fruugo.es)

Sus características técnicas son:

- Material: Semiconductor
- Enviar datos: Compatible para placa de prueba
- Voltaje de la fuente de alimentación: 3.3V - 5V
- Tamaño del producto: Aprox. 45 x 20 mm
- Peso: Ligero

- Protección contra voltaje inverso: Sí
- Indicadores visuales: Sí
- Guía del usuario: Sí
- Aplicaciones: Robótica, control mediante señales musculares, hobby
- Conectores de electrodos integrados: Sí
- Salida analógica: Sí
- Compatibilidad con microcontroladores: Sí
- Configuración de bajo ruido: No especificado
- Opciones de ajuste de ganancia: Sí
- Compacto: Sí
- Precio: 45 €
- Comunidad OpenSource: Muy alta

- **Sensor Muscular ECG/EMG AD8832**

Este sensor que se muestra en la Ilustración 42, mide la actividad eléctrica filtrada y rectificada de los músculos, proporcionando una salida de 0 a Vs voltios dependiendo de la actividad muscular. Su pequeño tamaño facilita su integración con microcontroladores como ESP32.

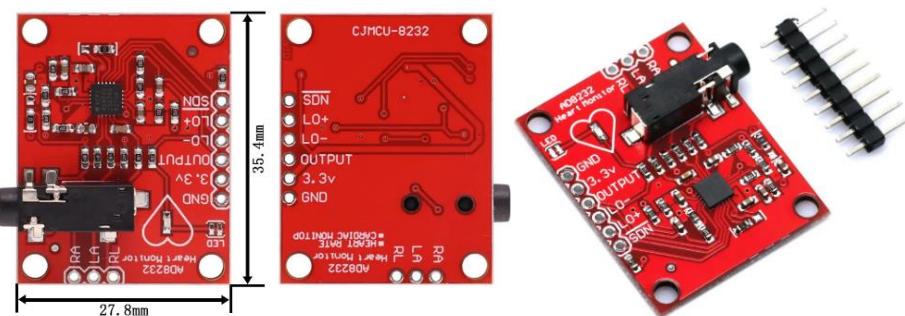


Ilustración 42 – (a) (b) Sensor Muscular EMG/EEG AD8832 (Agradecimientos a circuitointegrato.com y store.sigmap.com)

Sus características técnicas son:

- Material: Semiconductor
- Enviar datos: Compatible para placa de prueba
- Voltaje de la fuente de alimentación: 3.3V - 5V
- Tamaño del producto: Pequeño y portátil
- Peso: Ligero
- Protección contra voltaje inverso: No especificado
- Indicadores visuales: No
- Guía del usuario: No especificado
- Aplicaciones: Microcontroladores, prototipos
- Conectores de electrodos integrados: No
- Salida analógica: Sí
- Compatibilidad con microcontroladores: Sí
- Configuración de bajo ruido: No especificado
- Opciones de ajuste de ganancia: No
- Compacto: Sí
- Precio: 15 €
- Comunidad OpenSource: Alta

- **SEN0240 - Sensor EMG de DFRobot**

Este sensor que se muestra en la Ilustración 43, incluye un tablero de electrodo seco EMG, cable de electrodo y un cable analógico de 3 pinos. Diseñado para aplicaciones de desarrollo con Arduino.

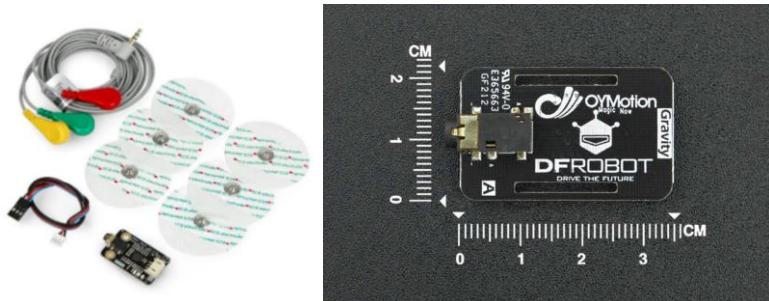


Ilustración 43 – (a) (b) Sensor EMG SEN0240 (Agradecimientos a ubuy.com.es y es.rs-online.com)

Sus características técnicas son:

- Material: Semiconductor
- Enviar datos: Compatible para placa de prueba
- Voltaje de la fuente de alimentación: 3.3V - 5V
- Tamaño del producto: No especificado
- Peso: No especificado
- Protección contra voltaje inverso: No especificado
- Indicadores visuales: No
- Guía del usuario: No especificado
- Aplicaciones: Investigación y desarrollo de proyectos basados en EMG
- Conectores de electrodos integrados: No
- Salida analógica: Sí
- Compatibilidad con microcontroladores: Sí
- Configuración de bajo ruido: Sí
- Opciones de ajuste de ganancia: No especificado
- Compacto: No especificado
- Precio: 30 €
- OpenSource: Media

En la Tabla 3 se incluye un resumen comparativo de los cuatro sensores EMG, después de analizarlos, se decidió optar por el sensor EMG Aoutecen debido a las siguientes razones:

- Alta sensibilidad: Su capacidad para detectar señales EMG débiles es crucial para proporcionar lecturas precisas de la actividad muscular en la prótesis.
- Compatibilidad con Microcontroladores: Este sensor está diseñado para integrarse fácilmente con microcontroladores, facilitando su uso en sistemas de control y robótica.
- Tamaño y peso adecuados: Su diseño compacto (25 x 26 x 10 mm) y peso ligero (aproximadamente 40g) lo hacen ideal para dispositivos portátiles y ajustados, como una prótesis.

- Fuente de alimentación dual: Puede operar con una fuente de alimentación dual (+-9V) y mínima de +-3.5V, asegurando eficiencia en diversas condiciones de energía.
- Material y construcción: Fabricado con material semiconductor, garantiza durabilidad y confiabilidad en su funcionamiento.
- Aplicaciones versátiles: Además de prótesis, es adecuado para investigación y otros sistemas de control basados en la actividad muscular.

Característica	Aoutecen Sensor EMG	MyoWare Muscle Sensor	AD8832 Sensor EMG	SEN0240 - Sensor EMG de Drobot
Tipo de artículo	Sensor EMG	Sensor EMG	Sensor EMG	Sensor EMG
Material	Semiconductor	Semiconductor	Semiconductor	Semiconductor
Enviar datos	Compatible para placa	Compatible para placa	Compatible para placa	Compatible para placa
Voltaje de la fuente de alimentación(V)	+ -9V fuente de alimentación dual, mínimo + -3.5V	3.3V - 5V	3.3V - 5V	3.3V - 5V
Tamaño del producto(mm)	25 x 26 x 10	45 x 20 x 10	35 x 28 x 10	22 x 35 x 10
Peso(g)	40	60	50	50
Indicadores visuales	No	Sí	No	No
Aplicaciones	Microcontroladores , control señales musculares	Robótica, control mediante señales musculares, hobby	Microcontroladores , prototipos	Investigación y desarrollo de proyectos basados
Precio(€)	22	45	15	30
OpenSource	Muy alta	Muy alta	Alta	Media

Tabla 3 - Comparativa Sensores EMG

Considerando estas características y la necesidad de un sensor EMG preciso y confiable, el Aoutecen se presenta como la opción óptima para la prótesis. Su sensibilidad, compatibilidad, y diseño ligero aseguran un rendimiento eficiente en aplicaciones exigentes, haciendo de este sensor una herramienta esencial para el desarrollo de prótesis y proyectos de control muscular.

3.4 Sensores Shield

Para seleccionar el Sensor Shield adecuado, se deben analizar varias opciones. A continuación, se presentan las características técnicas de cuatro modelos de Sensores Shield:

- **Sensor Shield Adafruit**

Este sensor shield que se muestra en la Ilustración 44, es compatible con Arduino, ESP32 y Raspberry Pi, este shield es muy popular en la comunidad Open Source debido a su alta calidad y soporte extensivo. Aunque es un poco más caro, ofrece una mayor cantidad de pines y es conocido por su robustez y fiabilidad.

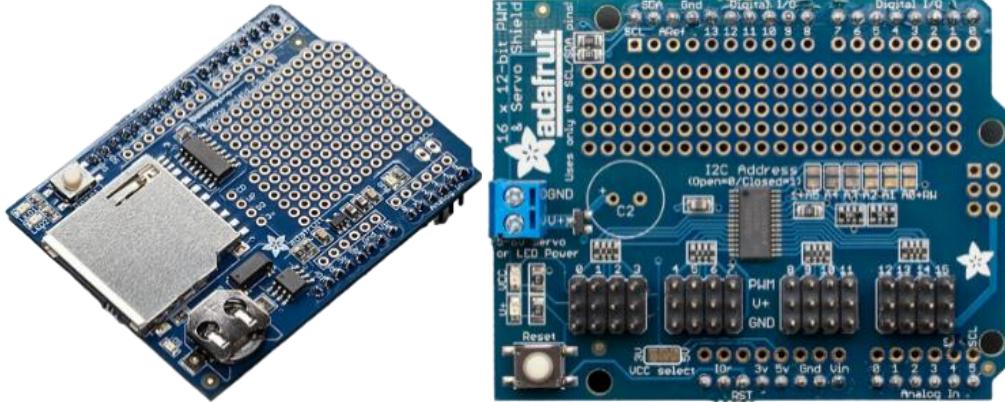


Ilustración 44 – (a) Vista lateral-superior y pines Sensor Shield Adafruit (Agradecimiento a digikey.es) – (b)Vista superior pines Sensor Shield Adafruit (Agradecimientos a robotshop.com)

Características técnicas del Adafruit Sensor Shield V4:

- Voltaje de Operación: 3.3V/5V DC
- Compatibilidad: Compatible con Arduino UNO, MEGA, ESP32 y Raspberry Pi.
- Número de Pines Disponibles: 50
- Puertos I/O: 14 puertos de entrada/salida.
- Puertos de Entrada Analógica: 6 puertos
- Puerto UART: Sí
- Puerto I2C: Sí
- Puerto para módulo inalámbrico APC220: No
- Puerto para módulo Bluetooth: No
- Puerto para módulo SD card: No
- Puerto para URF01+: No
- Puerto para LCD paralelo: No
- Puerto para LCD serial: No
- LED Power y LED L (Pin 13): Sí
- Pulsador Reset: Sí
- Bornera para alimentación externa: No
- Comunidad OpenSource: Alta.
- Precio: 15 €

- **DFRobot Gravity IO Expansion Shield**

Este shield que se muestra en la Ilustración 45 y 46, se destaca por su compatibilidad con Arduino y ESP32, y ofrece una fácil conexión a sensores y módulos adicionales. Es ligeramente más caro que el Sensor Shield V5, pero es conocido por su facilidad de uso y buena documentación.

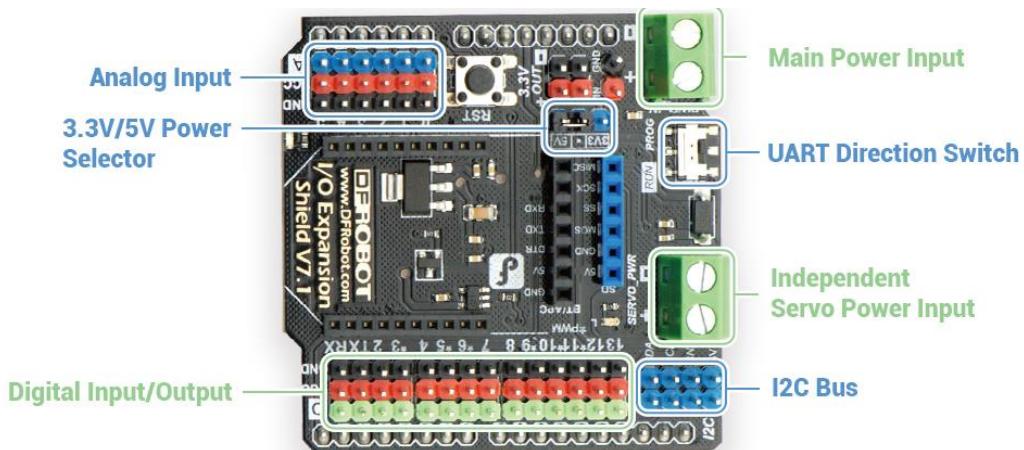


Ilustración 45 - Diagrama con los pines del shield DFRobot Gravity IO (Agradecimientos a [digikey.es](#))

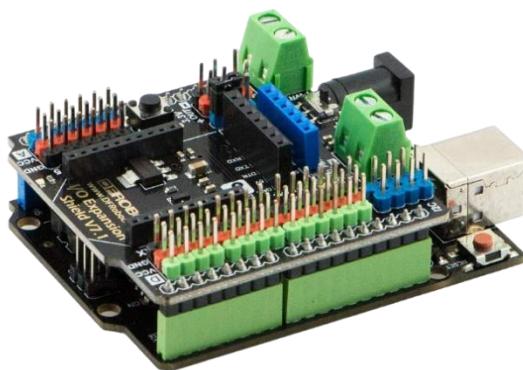


Ilustración 46 – Vista lateral-superior pinos sensor shield DFRobot Gravity IO Expansion (Agradecimiento a [digikey.es](#))

Características técnicas del DFRobot Sensor Shield V5:

- Voltaje de Operación: 3.3V/5V DC
- Compatibilidad: Compatible con Arduino UNO, MEGA y ESP32
- Número de Pines Disponibles: 42
- Puertos I/O: 14 puertos de entrada/salida
- Puertos de Entrada Analógica: 6 puertos
- Puerto UART: Sí, incluye puerto UART
- Puerto I2C: Sí, tiene puerto I2C
- Puerto para módulo inalámbrico APC220: No
- Puerto para módulo Bluetooth: Sí
- Puerto para módulo SD card: No
- Puerto para URF01+: No
- Puerto para LCD paralelo: No
- Puerto para LCD serial: No
- LED Power y LED L (Pin 13): Sí
- Pulsador Reset: Sí
- Bornera para alimentación externa: No
- Comunidad Open Source: Alta
- Precio: 12 €

- Seeed Studio Base Shield V2

Este shield que se muestra en la Ilustración 47 y 48, es muy versátil, compatible con Arduino, ESP32 y Raspberry Pi. Ofrece características similares a los otros shields, con un buen equilibrio entre precio y funcionalidad. Es altamente valorado en la comunidad OpenSource por su calidad y facilidad de uso.

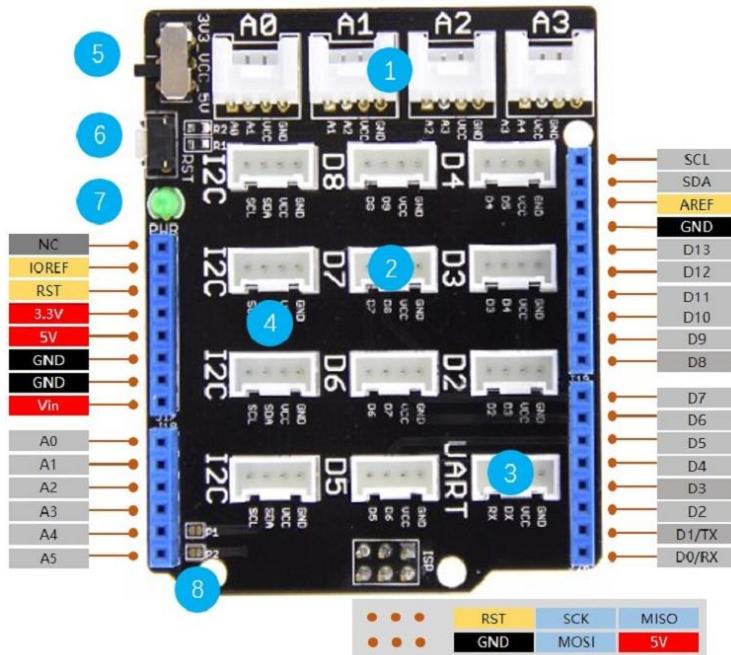


Ilustración 47 - Diagrama con los pines del shield DFRobot Gravity IO (Agradecimientos a arduino.cc)

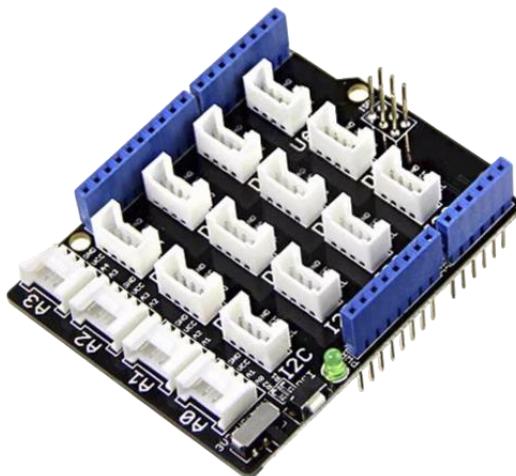


Ilustración 48 – Vista lateral-superior pines del Seed Studio Base Shield V2– (Agradecimiento a arduino.cc)

Características técnicas del Seeed Studio Base Shield V2

- Voltaje de Operación: 3.3V/5V DC
 - Compatibilidad: Compatible con Arduino UNO, MEGA y ESP32
 - Número de Pines Disponibles: 40 pines

- Puertos I/O: Dispone de 14 puertos de entrada/salida
- Puertos de Entrada Analógica: 6 puertos
- Puerto UART: Sí
- Puerto I2C: Sí
- Puerto para módulo inalámbrico APC220: No
- Puerto para módulo Bluetooth: Sí
- Puerto para módulo SD card: Sí
- Puerto para URF01+: No
- Puerto para LCD paralelo: No
- Puerto para LCD serial: No
- LED Power y LED L (Pin 13): Sí
- Pulsador Reset: Sí
- Bornera para alimentación externa: No
- Comunidad OpenSource: Alta
- Precio: 14 €

- **Sensor Shiled V5**

Este shield que se muestra en la Ilustración 49 y 50, es compatible con múltiples placas Arduino (UNO, MEGA, DUE y ESP32) y ofrece una amplia gama de puertos para módulos adicionales como Bluetooth, APC220, y SD card. Es económico y tiene una gran y fuerte presencia en la comunidad Open Source, lo que lo hace ideal para proyectos como el desarrollado en este TFG.

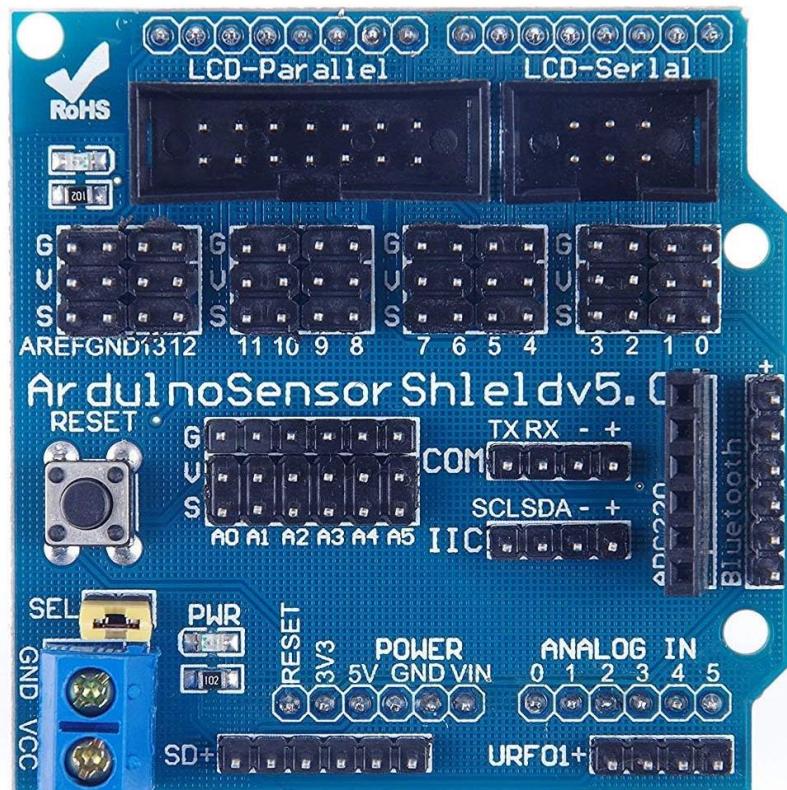


Ilustración 49 - Vista lateral-superior pines sensor shield V5 (Agradecimiento roboticafacil.es)

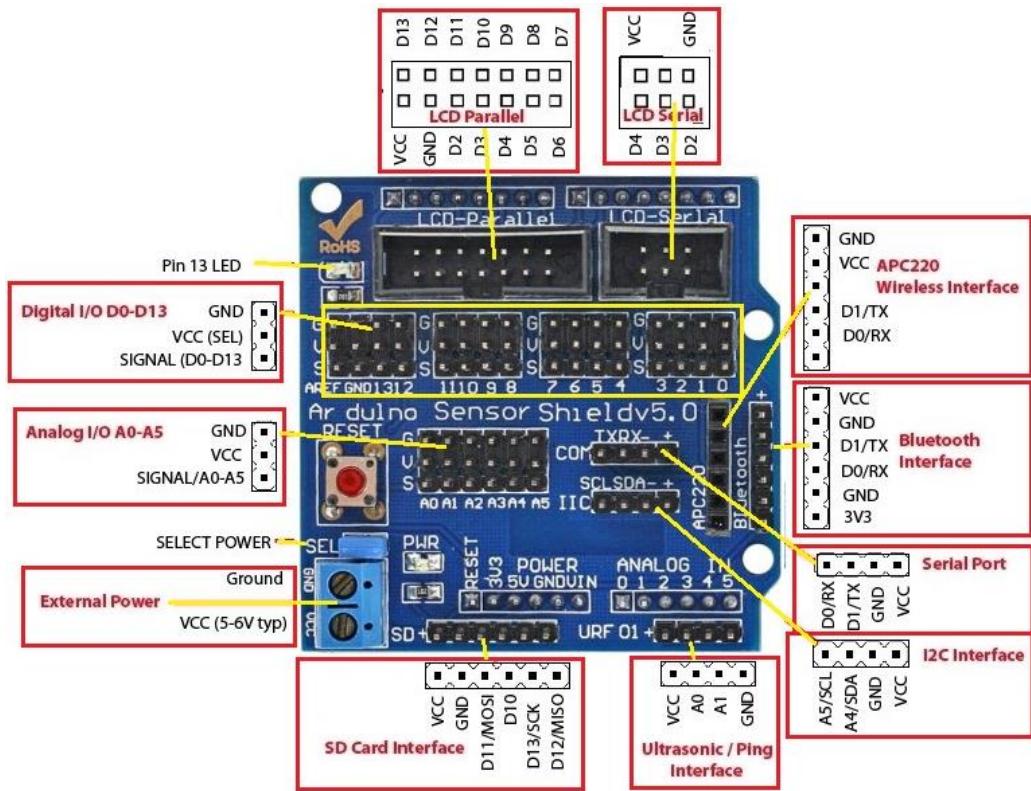


Ilustración 50 - Diagrama con los pines del Sensor Shield V5 Ar (Agradecimientos a roboticafacil.es)

Sus características técnicas son:

- Voltaje de Operación: 5V DC
- Compatibilidad: Compatible con Arduino UNO, MEGA y ESP32
- Número de Pines Disponibles: Tiene 40 pines disponibles
- Puertos I/O: Dispone de 14 puertos de entrada/salida
- Puertos de Entrada Analógica: Tiene 6 puertos de entrada analógica
- Puerto UART: Sí, incluye puerto UART
- Puerto I2C: Sí, tiene puerto I2C
- Puerto para módulo inalámbrico APC220: Sí, dispone de puerto para este módulo
- Puerto para módulo Bluetooth: Sí, incluye puerto para módulos Bluetooth
- Puerto para módulo SD card: Sí, tiene puerto para módulo SD card
- Puerto para URF01+: Sí, dispone de puerto para URF01+
- Puerto para LCD paralelo: Sí, incluye puerto para LCD paralelo
- Puerto para LCD serial: Sí, dispone de puerto para LCD serial
- LED Power y LED L (Pin 13): Sí, tiene LED Power y LED L en el Pin 13.
- Pulsador Reset: Sí, incluye un pulsador de reset
- Bornera para alimentación externa: Sí, dispone de bornera para alimentación externa de servos
- Comunidad Open Source: Muy alta
- Precio: 10 €

En la Tabla 4 se incluye un resumen comparativo de los cuatro sensores shield, después de analizarlos, se ha elegido el Sensor Shield V5 debido a las siguientes razones:

- Compatibilidad: Es compatible con una amplia gama de microcontroladores, incluidos Arduino UNO, MEGA y ESP32, proporcionando flexibilidad en el diseño y desarrollo de proyectos.
- Número de pines: Con 40 pines disponibles, ofrece suficientes conexiones para una gran variedad de sensores y actuadores, adecuado para proyectos complejos como una prótesis de brazo.
- Facilidad de conexión: Este shield facilita enormemente el conexionado y la alimentación de los servomotores. Usando los puertos IO (D0-D13), podemos conectar directamente los servomotores.
- Comunidad OpenSource: Tiene una fuerte presencia en la comunidad Open Source, con amplia documentación y soporte comunitario, importante para resolver problemas y obtener apoyo durante el desarrollo del proyecto.
- Documentación y soporte: Existe una gran cantidad de recursos y tutoriales disponibles específicamente para el Sensor Shield V5, facilitando su uso incluso para principiantes en hardware.
- Precio: Con un precio de 10 €, es una opción económica sin sacrificar la calidad ni las características esenciales, crucial para proyectos con presupuestos limitados.
- Alimentación externa: Podemos alimentar la placa con una fuente de alimentación externa, proporcionando mayor potencia.

El montaje real se realizará mediante un shield, más concretamente con el modelo sensor shield V5. Este shield va colocado sobre la placa ESP32, permitiendo usar todos los pines disponibles que se ven en la Figura 50.

En conclusión, se ha decidido utilizar el Sensor Shield V5 porque facilita enormemente el conexionado y la alimentación de los servomotores. En comparación con sus competidores directos, es el mejor, y su excelente relación calidad-precio junto con su fuerte presencia en la Comunidad OpenSource aseguran un soporte y documentación abundantes.

Estos factores justifican su elección para el desarrollo de este TFG donde la precisión y la confiabilidad son esenciales para evitar futuros problemas a lo largo del desarrollo del proyecto.

Característica	Sensor Shield V5	Adafruit Sensor Shield V4	DFRobot Sensor Shield V5	Seeed Studio Base Shield V2
Voltaje de Operación	5V DC	3.3V/5V DC	3.3V/5V DC	3.3V/5V DC
Compatibilidad	Arduino UNO, MEGA, LEONARDO, ESP32	Arduino UNO, MEGA, LEONARDO, ESP32	Arduino UNO, MEGA, LEONARDO, ESP32	Arduino UNO, MEGA, LEONARDO,ESP32
Número de Pines Disponibles	40	50	42	40
Puertos I/O	14	14	14	14
Puertos de Entrada Analógica	6	6	6	6
Puerto UART	Sí	Sí	Sí	Sí
Puerto I2C	Sí	Sí	Sí	Sí
Puerto para módulo inalámbrico APC220	Sí	No	No	No
Puerto para módulo Bluetooth	Sí	No	Sí	Sí
Puerto para módulo SD card	Sí	No	No	Sí
Puerto para URF01+	Sí	No	No	No
Puerto para LCD paralelo	Sí	No	No	No
Puerto para LCD serial	Sí	No	No	No
LED Power y LED L (Pin 13)	Sí	Sí	Sí	Sí
Pulsador Reset	Sí	Sí	Sí	Sí
Bornera alimentación	Sí	No	No	No
Open Source	Muy Alta	Alta	Alta	Alta
Precio(€)	10	15	12	14

Tabla 4 - Comparativa Sensores Shield

4. Bloque mecánico

4.1 Procesos de fabricación

Para la fabricación de piezas mecánicas hay tres posibles opciones:

4.1.1 Mecanizado mediante máquinas de control numérico (CNC)

El mecanizado mediante máquinas de control numérico (CNC) es un proceso de manufactura que utiliza ordenadores para controlar herramientas y máquinas de corte. Los códigos de control numérico (generalmente G-code) dirigen los movimientos de las máquinas, asegurando que las herramientas sigan trayectorias específicas para cortar, moldear o perforar materiales. Según [28] este tipo de proceso de fabricación comprende un conjunto de operaciones de conformación de piezas mediante la eliminación de material, ya sea por arranque de viruta o por abrasión, como se muestra en la Ilustración 51 y como el resultado en la Ilustración 52.



*Ilustración 51 – Proceso de mecanizado CNC y de una pieza compleja
(Agradecimientos a 3dnewworld.com y researchgate.net)*

A continuación, se describen las principales ventajas y desventajas, así como algunos ejemplos clave de su utilización:

- Ventajas:
 - Precisión y repetibilidad: Permite producir piezas con tolerancias muy ajustadas de manera consistente.
 - Automatización: Reduce la necesidad de intervención humana, lo que disminuye errores y costos laborales.
 - Flexibilidad: Puede programarse para fabricar una amplia variedad de piezas sin necesidad de reconfiguraciones significativas.
 - Eficiencia: La producción es más rápida y se puede realizar en series grandes con alta consistencia.
- Desventajas:
 - Costo inicial alto: Las máquinas CNC son costosas, y también lo es su mantenimiento.
 - Requiere programación especializada: Es necesario contar con personal capacitado para programar y operar las máquinas.

- Desperdicio de material: El mecanizado tradicionalmente genera más residuos comparado con técnicas como la impresión 3D.
- Ejemplos clave de su utilización:
- Industria automotriz: Fabricación de componentes de motor y piezas estructurales.
- Aeroespacial: Producción de piezas con alta precisión y materiales especiales.
- Medicina: Creación de implantes y prótesis personalizadas con cubiertas externas.
- Electrónica: Fabricación de carcasa y componentes precisos.



Ilustración 52 - Prótesis mano fabricada mediante CNC (Agradecimientos a hacedores.com)

4.1.2 Fabricación con Impresión 3D

La segunda opción es la impresión 3D es un proceso de fabricación aditiva que crea objetos tridimensionales depositando material capa por capa según un modelo digital. Este método se utiliza ampliamente en prototipado, manufactura personalizada y producción de series cortas. Permite la creación de formas complejas que serían imposibles con métodos tradicionales, facilitando la innovación y el desarrollo de productos personalizados. Según [29] utiliza solo el material necesario para crear el objeto, reduciendo significativamente el desperdicio de material en comparación con métodos sustractivos como el CNC.

Es ideal para fabricar productos únicos y personalizados, desde prótesis médicas hasta componentes específicos para maquinaria, adaptados a las necesidades individuales. Acelera el proceso de desarrollo de productos permitiendo la creación rápida de prototipos para pruebas y modificaciones, facilitando la iteración rápida en las etapas de diseño.

A continuación, se describen las principales ventajas y desventajas:

- Ventajas:
- Versatilidad de diseño: Permite crear formas complejas que serían imposibles con métodos tradicionales.
- Reducción de residuos: Utiliza solo el material necesario para crear el objeto.
- Personalización: Ideal para fabricar productos únicos y personalizados.

- Rapidez en el prototipado: Acelera el proceso de desarrollo de productos.
- Desventajas:
- Limitaciones en el tamaño de las piezas: Las impresoras tienen un volumen de construcción limitado.
- Menor resistencia en comparación con CNC: Los objetos impresos pueden ser menos duraderos y resistentes.
- Velocidad: La impresión 3D puede ser más lenta que el mecanizado para grandes volúmenes.

4.1.3 Fabricación con Fibra de Carbono

La fabricación en fibra de carbono es un proceso que utiliza fibras de carbono, conocidas por su alta resistencia y bajo peso, para crear componentes con propiedades mecánicas superiores. Según [30] este proceso comprende varias etapas, incluyendo diseño y moldeado, laminación, compactación y curado, que aseguran la calidad y funcionalidad de las piezas producidas. Las fibras de carbono se colocan en un molde y se compactan en una bolsa de vacío para eliminar burbujas de aire, seguido de un curado en horno o autoclave para solidificar la resina, resultando en piezas altamente resistentes y ligeras, como se muestra en las Ilustraciones 53, 54 y 55.

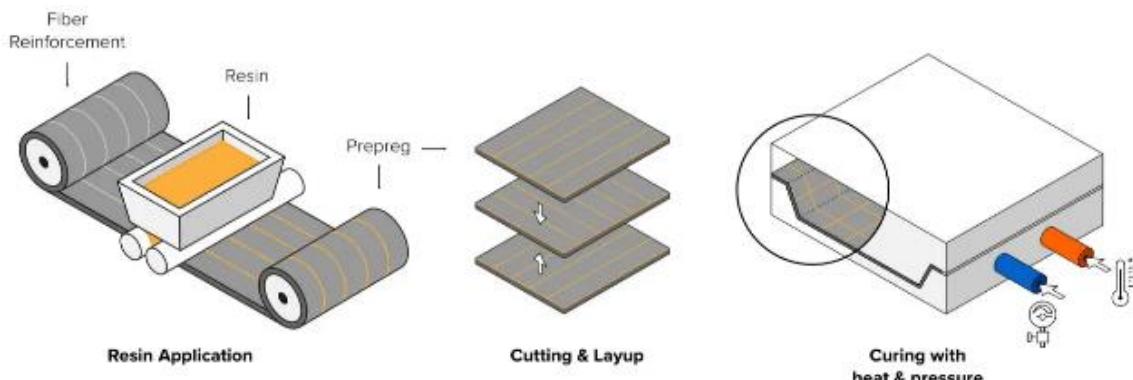


Ilustración 53 - Dibujos del proceso de laminación preimpregnada (Agradecimientos a formlabs.com)

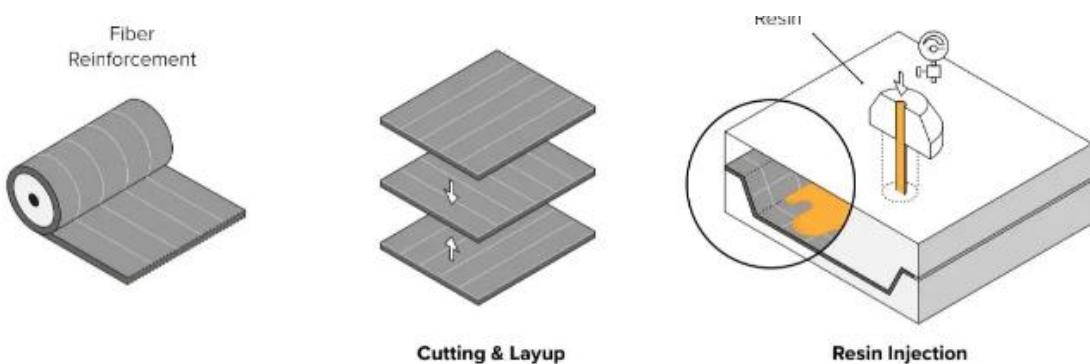


Ilustración 54 – Dibujos del proceso de moldeo por transferencia de resina (RTM) ([Agradecimientos formlabs.com](http://formlabs.com))

A continuación, se describen las principales ventajas y desventajas, así como algunos ejemplos clave de su utilización:

- Ventajas:
 - Alta resistencia y ligereza: La fibra de carbono ofrece una excelente relación resistencia-peso, superando a muchos materiales tradicionales como el acero y el aluminio.
 - Resistencia a la corrosión: A diferencia de los metales, la fibra de carbono no se oxida, lo que aumenta su durabilidad.
 - Versatilidad en el diseño: Permite la creación de formas complejas y optimizadas que serían difíciles o imposibles de fabricar con materiales tradicionales.
 - Amortiguación de vibraciones: Ideal para aplicaciones que requieren alta resistencia a la fatiga y buen comportamiento frente a vibraciones.
 - Propiedades térmicas: Tiene un bajo coeficiente de expansión térmica, manteniendo su forma y tamaño en un rango amplio de temperaturas.
- Desventajas:
 - Costo alto: Los materiales compuestos de fibra de carbono y los procesos de fabricación son generalmente más costosos que los métodos tradicionales.
 - Complejidad del proceso: La fabricación y el moldeado de fibra de carbono requieren equipos especializados y técnicos capacitados.
 - Tiempo de producción: El proceso de laminación y curado puede ser más lento comparado con otros métodos de fabricación.
 - Fragilidad: Aunque es muy resistente a tensiones, la fibra de carbono puede ser frágil frente a impactos y puede romperse bajo ciertas condiciones.
- Ejemplos clave de su utilización:
 - Industria automotriz: Fabricación de componentes estructurales y partes de alto rendimiento, como carrocerías de autos deportivos.
 - Aeroespacial: Producción de piezas críticas que requieren alta resistencia y ligereza, como fuselajes y componentes de alas.
 - Deportes: Equipos deportivos de alta gama, como bicicletas y raquetas de tenis.
 - Medicina: Prótesis y equipos médicos avanzados que requieren alta durabilidad y bajo peso.



Ilustración 55 - Prótesis robótica de Fibra de Carbono (Agradecimientos a fibradecarbono.es)

Después de evaluar las tres principales opciones de fabricación de piezas mecánicas: mecanizado CNC, impresión 3D y fabricación en fibra de carbono (que se muestran en la Tabla 5 al final del apartado) se ha decidido optar por la impresión 3D para la creación de nuestra prótesis. Esta decisión se basa en varios factores clave que destacan las ventajas de la impresión 3D frente a las otras técnicas. La impresión 3D permite una versatilidad de diseño sin igual, posibilitando la creación de formas complejas y personalizadas que serían imposibles de fabricar mediante métodos tradicionales. Además, la impresión 3D reduce significativamente el desperdicio de material, utilizando solo lo necesario para crear el objeto, lo que resulta en una producción más eficiente y sostenible.

Otro aspecto crucial es la capacidad de prototipado rápido que ofrece la impresión 3D, lo que facilita iteraciones rápidas y modificaciones en las etapas de diseño, acelerando el desarrollo del producto. A pesar de algunas desventajas como la menor resistencia comparada con CNC y las limitaciones en el tamaño de las piezas, la impresión 3D sigue siendo ideal para proyectos personalizados y de bajo volumen. Por estas razones, hemos concluido que la impresión 3D es la opción óptima para la fabricación de nuestra prótesis, proporcionando un equilibrio perfecto entre innovación, eficiencia y personalización. Se muestra la comparativa en la siguiente Tabla 5.

Característica	CNC	Impresión 3D	Fibra de Carbono
Precio	Alto costo inicial	Bajo costo inicial	Alto, materiales y equipos especializados
Velocidad	Rápido para producción en serie	Lento, especialmente en piezas grandes	Moderada, el proceso puede ser lento
Precisión	Muy alta	Variable, depende del tipo de impresora	Alta, pero depende de la técnica de laminación
Flexibilidad	Menor, requiere reconfiguración	Alta, fácil de cambiar de diseño	Alta, permite formas optimizadas y complejas
Resistencia	Alta, piezas muy duraderas	Variable, generalmente menor	Alta, excelente relación resistencia-peso
Automatización	Alta, reduce intervención humana	Alta, pero puede requerir ajustes manuales	Moderada, requiere intervención humana en varios pasos
Residuos	Genera más residuos	Utiliza solo el material necesario	Moderado, residuos de material compuesto
Aplicaciones Clave	Automotriz, aeroespacial, medicina, electrónica	Prototipado, manufactura personalizada	Automotriz, aeroespacial, deportes, medicina
Durabilidad	Alta, especialmente con materiales metálicos	Menor, dependiendo del material utilizado	Muy alta, ideal para aplicaciones exigentes
Comunidad OpenSource	Baja	Muy alta	Media

Tabla 5 - Comparativa procesos de fabricación

4.2 Técnicas de impresión 3D

Seguidamente vamos a explicar los tipos de impresoras 3D y sus técnicas más utilizadas según [31]:

4.2.1 SLA (Impresión por Estereolitografía)

La estereolitografía (SLA) es una técnica de impresión 3D que utiliza un láser ultravioleta para solidificar una resina líquida fotopolimerizable, capa a capa, hasta formar el objeto deseado, se muestra en las Ilustraciones 56 y 57. Es conocida por su alta resolución y precisión en los detalles.

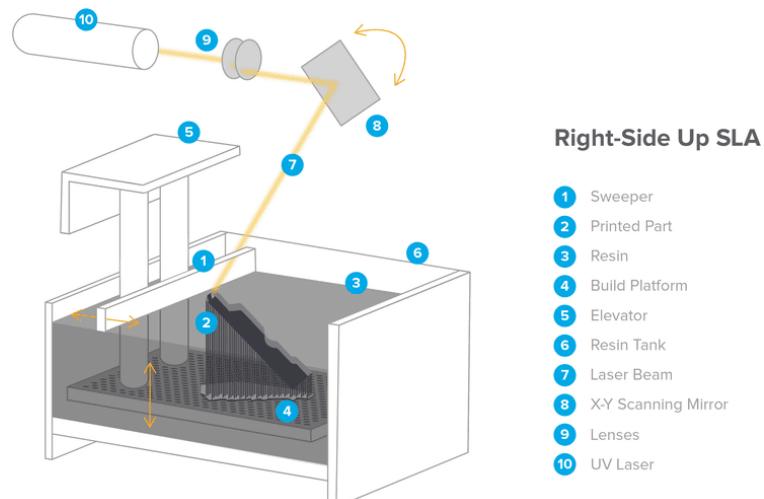


Ilustración 56 – Esquemático del proceso de funcionamiento de la impresión 3d mediante la técnica SLA del lado derecho (Agradecimientos a formlabs.com)

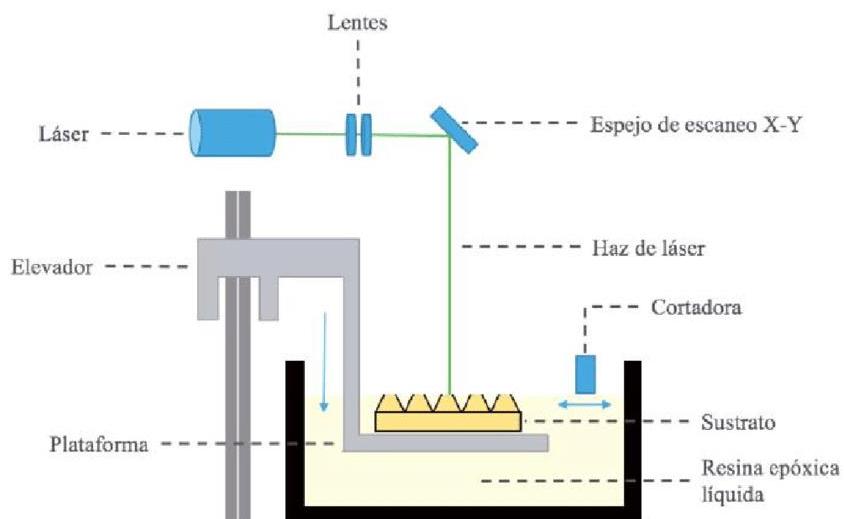


Ilustración 57 – Esquemático de una impresora 3D utilizando la técnica SLA
(Agradecimientos a formlabs.com)

A continuación, se describen las principales ventajas y desventajas, así como algunos ejemplos clave de su utilización. Se muestra un ejemplo de impresora SLA en la Ilustración 58.

- Ventajas:
 - Alta resolución y precisión: Permite detalles muy finos y acabados superficiales suaves.
 - Capacidad de crear geometrías complejas: Ideal para piezas intrincadas y detalladas.

- Variedad de materiales: Existen diversas resinas con propiedades específicas como biocompatibilidad y resistencia al calor.
- Desventajas:
 - Costo de materiales y equipos: Las resinas y las impresoras SLA suelen ser costosas.
 - Post-procesamiento necesario: Las piezas requieren curado adicional y eliminación de soportes.
 - Fragilidad de las piezas: Las piezas pueden ser más frágiles en comparación con otros métodos.
- Ejemplos clave de su utilización
 - Prototipos dentales y médicos: Producción de modelos precisos y biocompatibles.
 - Joyería: Creación de moldes detallados para fundición.
 - Prototipado de productos: Detalles finos y modelos conceptuales de alta calidad.

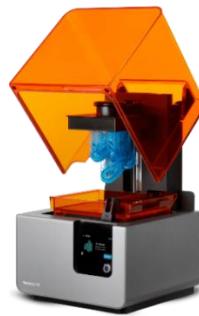


Ilustración 58 - Impresora 3D tipo SLA (Agradecimientos formlabs.com)

4.2.2 FDM (Impresión por Depósito de Material Fundido)

La impresión por deposición de material fundido (FDM) es la forma más común de impresión 3D. Utiliza un filamento de material termoplástico que se funde y se deposita capa por capa para crear el objeto, se muestra en la ilustración 59.

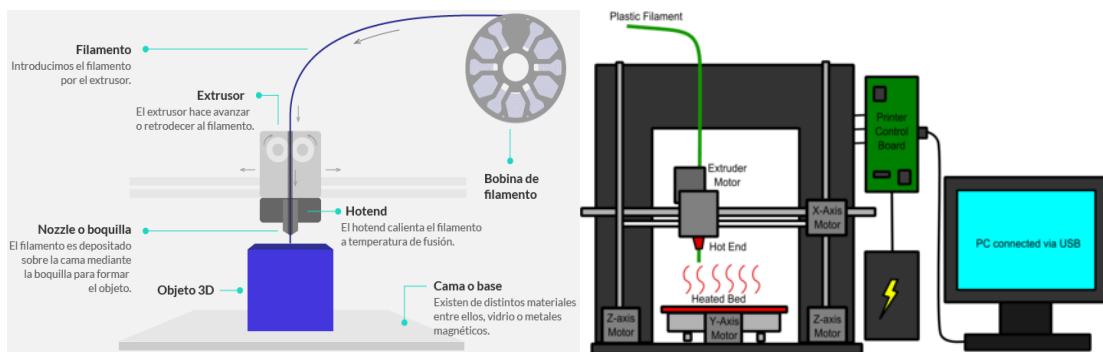


Ilustración 59 – (a) y (b) Esquemáticos partes esenciales y hardware necesarios para el funcionamiento de una impresora 3D usando la técnica FDM (Agradecimientos formlabs.com)

A continuación, se describen las principales ventajas y desventajas, así como algunos ejemplos clave de su utilización. Se muestra una impresora FDM en la Ilustración 60.

- Ventajas:
 - Costo asequible: Equipos y materiales son relativamente económicos.
 - Facilidad de uso: Amplia disponibilidad y accesibilidad para usuarios principiantes.
 - Variedad de materiales: Amplia gama de filamentos disponibles, incluyendo PLA, ABS, y PETG.
- Desventajas:
 - Resolución menor: Comparada con SLA, la calidad de superficie y detalles es inferior.
 - Propensión a defectos: Problemas como el warping (deformación) y las capas visibles pueden ocurrir.
 - Menor resistencia de las piezas: Las piezas pueden ser menos resistentes comparadas con otros métodos.
- Ejemplos clave de su utilización:
 - Prototipado rápido: Creación de modelos funcionales y pruebas de concepto.
 - Educación: Herramienta educativa para enseñar diseño y manufactura.
 - Partes funcionales: Producción de piezas personalizadas y repuestos.



Ilustración 60 - Impresora 3D tipo FDM (Agradecimientos filament2print.com)

En la Tabla 6 se incluye un resumen comparativo de los dos tipos de técnicas de impresión 3D.

Después de evaluar las ventajas y desventajas de las técnicas de impresión 3D FDM (Impresión por Deposición de Material Fundido) y SLA (Impresión por Estereolitografía), se ha decidido utilizar la impresora FDM para la fabricación de nuestra prótesis. La elección se basa en varios factores clave. Primero, la FDM según [32] es significativamente más económica tanto en términos de equipos como de materiales, lo cual es crucial para mantener el proyecto dentro de un presupuesto accesible. Además, la facilidad de uso y la amplia disponibilidad de filamentos como PLA, ABS y PETG permiten una mayor flexibilidad y adaptabilidad en el diseño y desarrollo del prototipo.

Aunque la resolución y precisión de la FDM son inferiores a las de SLA, la durabilidad y funcionalidad de las piezas producidas con FDM son adecuadas para las necesidades de este proyecto. Por otro lado, la SLA, aunque ofrece una alta resolución y capacidad para crear geometrías complejas, presenta desventajas significativas como el alto costo de materiales y equipos, y la necesidad de un post-procesamiento adicional. Por estas razones, hemos optado por la impresión FDM, ya que equilibra costo, facilidad de uso y funcionalidad, haciendo posible la creación eficiente y efectiva de la prótesis.

Característica	SLA	FDM
Velocidad	Relativamente lenta	Generalmente más rápida
Resolución	Muy alta, detalles finos	Menor, detalles menos precisos
Precio	Alto (equipos y materiales costosos)	Bajo (más asequible)
Post-procesamiento	Requiere curado y limpieza	Mínimo, depende de la pieza
Resistencia	Menor, piezas más frágiles	Mayor, piezas más duraderas

Tabla 6 - Comparativa de las técnicas de impresión 3D

4.3 Tipos de Materiales Impresión 3D para impresión FDM

A continuación, voy a explicar los materiales más importantes en el mundo de la impresión 3D, los materiales utilizados en la impresión 3D abarcan una amplia gama de opciones, cada uno con características únicas que determinan su idoneidad para diferentes aplicaciones, se muestran en la Ilustración 61. A continuación, exploraré algunos de los tipos más comunes:

1. PLA (Ácido Poliláctico): El PLA es un material fácil de usar, con buena calidad de impresión y alta dureza, pero con baja resistencia térmica e impacto, lo que lo hace menos adecuado para piezas que requieren durabilidad y resistencia a temperaturas más altas.
2. ABS (Acilonitrilo Butadieno Estireno): El ABS es conocido por su alta resistencia térmica y al impacto, siendo ideal para piezas duraderas. Sin embargo, es más difícil de imprimir debido a su tendencia a deformarse y su necesidad de una cama caliente.
3. PETG (Polietileno Tereftalato Glicol): El PETG combina facilidad de impresión con buenas propiedades mecánicas. Tiene alta resistencia térmica y durabilidad, con una menor tendencia a deformarse durante la impresión, lo que lo hace versátil para diversas aplicaciones.
4. TPE/TPU/TPC (Elastómeros Termoplásticos): Estos elastómeros son altamente flexibles y duraderos, ideales para piezas que requieren elasticidad. Sin embargo, son más difíciles de imprimir y requieren configuraciones específicas.



*Ilustración 61 - Filamentos para la impresión 3d FDM por orden de explicación –
(Agradecimiento a formlabs.com)*

En la Tabla 7 se incluye un resumen comparativo de los dos tipos de técnicas de impresión 3D.

Características más importantes	PLA	ABS	PETG	TPE/TPU/TPC
Temperatura de fusión (°C)	200 - 215	220 - 240	230 - 250	N/D
Calidad de impresión	Alta	Media	Muy Alta	Alta
Resistencia térmica	Muy baja (30°C)	Muy alta (<100°C)	Alta (80°C)	Media
Resistencia al impacto	Muy baja	Muy alta	Muy Alta	Alta
Adhesión entre capas	Media	Baja	Alta	Alta
Dureza	Alta	Alta	Alta	Media-Alta
Flexibilidad	Baja	Media	Media	Alta
Durabilidad	Media	Alta	Alta	Alta
Dificultad de uso	Baja	Media	Baja	Media
T(°C) de la cama de impresión	20 - 60	80 - 110	50 - 75	N/D
Contracción/deformación	Mínima	Considerable	Mínima	Baja
Soluble	No	ésteres y acetonas	No	No

Tabla 7 - Comparativa de los materiales de Impresión 3D

Se ha decidido utilizar PETG para la fabricación del brazo protésico debido a varias razones clave:

- Alta resistencia térmica: Con una estabilidad térmica aproximada de 80°C, el PETG mantiene su forma y funcionalidad a temperaturas altas, lo que lo hace más adecuado que el PLA para entornos donde el brazo pueda estar expuesto a diferentes condiciones térmicas.
- Buena resistencia al impacto: Aunque no alcanza la estabilidad térmica del ABS, el PETG ofrece una resistencia al impacto adecuada para aplicaciones que requieren robustez. Esto es esencial para garantizar la durabilidad del brazo protésico en el uso diario.
- Adhesión entre capas: PETG presenta una excelente adhesión entre capas, mejorando la rigidez estructural de las piezas impresas y reduciendo la posibilidad de fallos estructurales durante el uso.
- Facilidad de uso: Comparado con el ABS, el PETG es significativamente más fácil de imprimir. No requiere temperaturas extremadamente altas en la cama caliente, lo que simplifica el proceso de impresión y minimiza los problemas de deformación y contracción del material.

- Durabilidad y flexibilidad: La resistencia moderada y la flexibilidad del PETG lo hacen ideal para aplicaciones que requieren un equilibrio entre rigidez y capacidad de flexión. Esto asegura que el brazo pueda resistir movimientos y fuerzas sin comprometer su integridad.

En conclusión, hemos decidido utilizar PETG porque ofrece una combinación óptima de resistencia al calor, adhesión entre capas, facilidad de uso y durabilidad. Estas propiedades aseguran que el brazo protésico sea operativo, duradero y no requiera equipos inusuales para su impresión en 3D. En comparación con otros materiales, el PETG destaca por su equilibrio entre rendimiento y facilidad de manejo, lo que lo hace ideal para nuestro proyecto de prótesis 3D.

4.4 Conclusión sobre el bloque mecánico

Después de evaluar exhaustivamente las opciones de fabricación de piezas mecánicas como el mecanizado CNC y la fibra de carbono, hemos optado por la impresión 3D utilizando la técnica FDM y el material PETG para nuestra prótesis. La impresión 3D destaca por su versatilidad de diseño, eficiencia en el uso de materiales y capacidad de personalización, permitiendo la creación de formas complejas que serían difíciles con métodos tradicionales.

El PETG fue seleccionado por sus excelentes propiedades mecánicas, alta resistencia térmica, buena resistencia al impacto y facilidad de impresión. La técnica FDM ofrece una combinación de accesibilidad y fiabilidad, crucial para mantener el proyecto dentro de un presupuesto razonable sin comprometer la calidad. Esta elección asegura que la prótesis sea duradera, funcional y adaptable a futuras mejoras, posicionándonos para avanzar en la producción de una prótesis eficiente y personalizada.

5. Diseño y Fabricación de la Prótesis de Brazo en 3D

Los materiales que se van a utilizar son los que se describen en las siguientes secciones. Además, se explica el proceso completo de diseño, fabricación y montaje de la prótesis de brazo.

5.1 Diseño Mecánico

Durante el desarrollo del proyecto se ha realizado el prototipado y adaptación de la prótesis en 3D, que está compuesta por varias piezas, las cuales han sido obtenidas del proyecto Open Source InMoov [33]. A continuación, en la Ilustración 62, se detalla la lista de piezas impresas en PETG, como las modificaciones realizadas a seis de ellas.

En primer lugar, se detalla la lista de Piezas para la Mano Derecha/Right Hand:

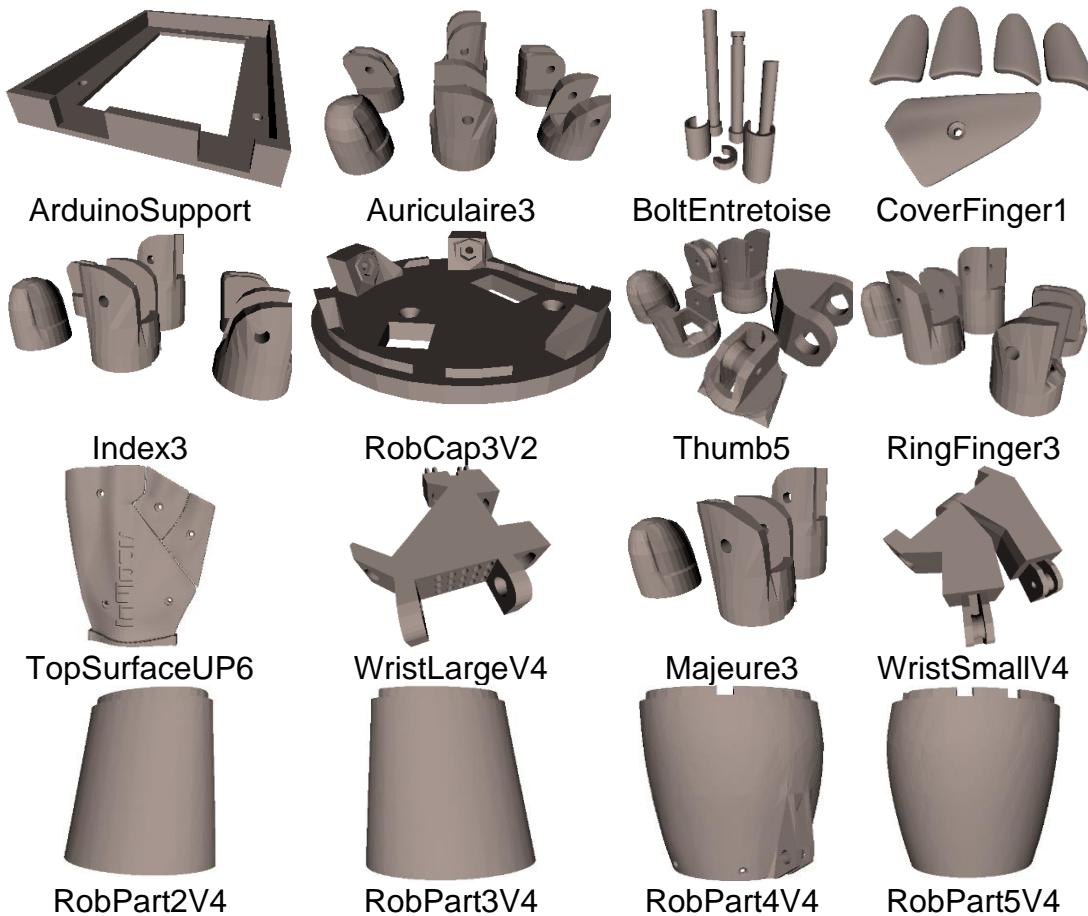


Ilustración 62 - Piezas Mano Derecha – Right Hand

En segundo lugar, se detalla la lista de piezas en la Ilustración 63 para el Antebrazo/Forearm:

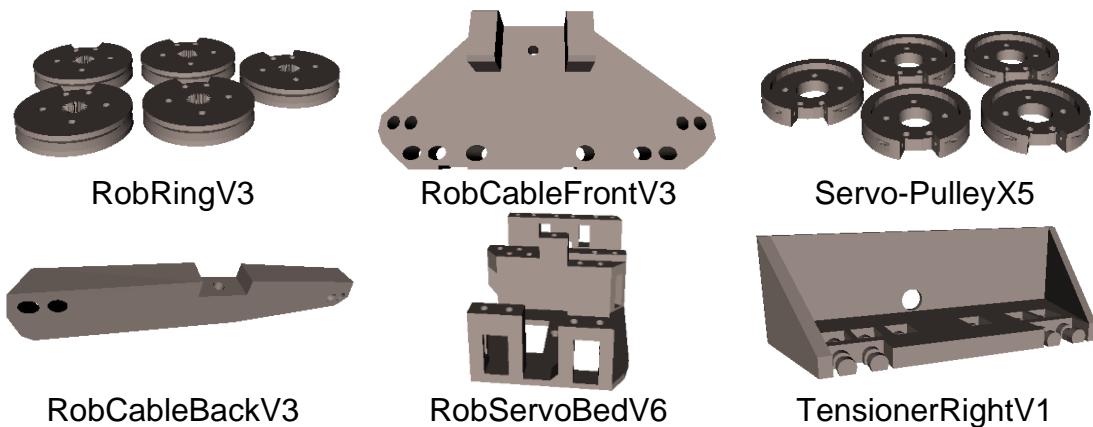


Ilustración 63 - Piezas Antebrazo - Forearm

En último lugar, se detalla la lista de piezas para la Muñeca Derecha/Right Rotation Wrist en la Ilustración 64:

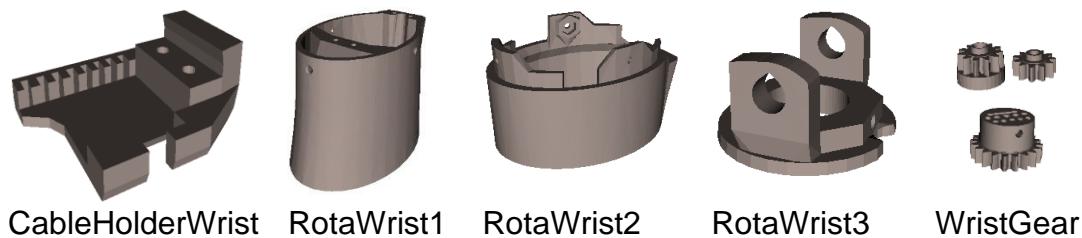


Ilustración 64 - Piezas Muñeca Derecha - Right Rotation Wrist

Dentro de la lista de piezas impresas del proyecto InMoov, se han modificado seis piezas que se muestran en la Ilustración 65.

Al ser un proyecto Open Source, la posibilidad de cambios, innovaciones y modificaciones es muy amplia, para empezar, se detallará la información sobre las modificaciones y creación de piezas:

1. TopSurfaceUP6: Se le han modificado las letras para otorgar un diseño visual más personal.
2. ArduinoSupport: Se ha modificado una parte del soporte ya que en el proyecto original se realizó con la placa Arduino UNO, y a la hora de tener una base en la que sujetar la placa WeMos ESP32, era incompatible cuadrar las dimensiones de la placa original a la usada en este proyecto, por lo cual se realizaron unos cortes en la base para permitir la entrada de la placa. Se realizaron diferentes versiones.
3. Servo-pulley y RobRing: Se han modificado estéticamente y funcionalmente las dimensiones de las cavidades internas por donde se desplaza el cable que está conectado a los servomotores para su movimiento.
4. Servo-Bed: Se realizó una prueba modificando la cama de los servomotores, no siendo satisfactoria y eligiendo el modelo base por mejor funcionalidad.

5. Soporte para la mano: Se ha creado una base para la mano, para sujetar la palma de la mano y poder realizar con más precisión y menos dificultad los movimientos de los dedos.

Todas las modificaciones se han realizado con SolidWorks y Tinkercad, y el laminado del archivo con UltiMaker Cura.

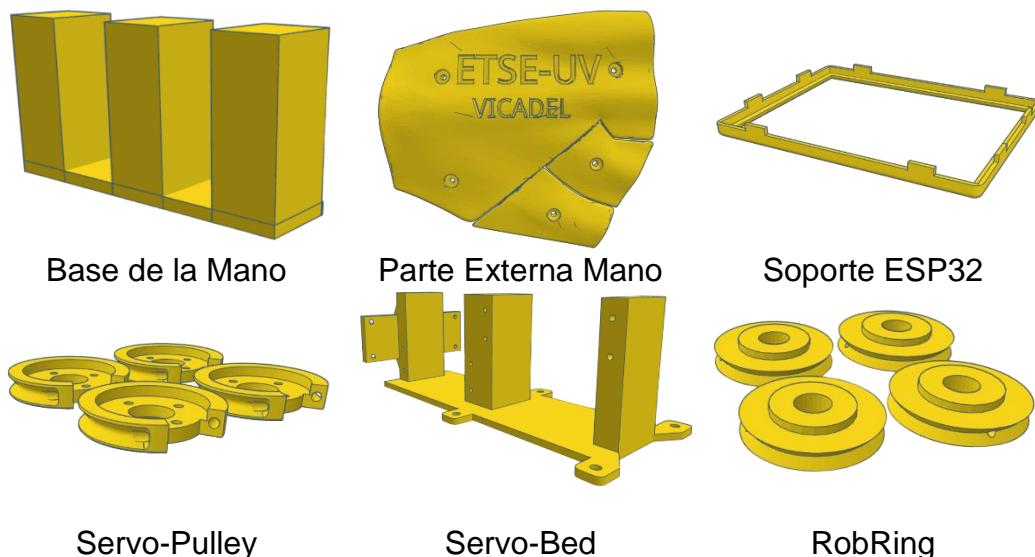


Ilustración 65 - Piezas modificadas y creadas para el proyecto

5.2 Detalles de las Piezas

En la Tabla 8 están todas las características de la fabricación de las piezas de la prótesis, enfocándonos en las propiedades indispensables para su fabricación, las características son las siguientes:

- **Número de impresiones:** Cantidad de veces que se imprime una pieza específica. Aumentar este número puede ser útil para producir piezas adicionales o de repuesto.
- **Relleno (%):** Porcentaje de densidad interna de una pieza. Un relleno más alto (cerca del 100%) produce piezas más sólidas y resistentes, mientras que un relleno más bajo (10-30%) ahorra material y tiempo de impresión.
- **Espesor de pared (mm):** Grosor de las paredes exteriores de la pieza. Un mayor espesor de pared aumenta la resistencia y durabilidad de la pieza, pero también incrementa el tiempo y el material de impresión.
- **Soporte:** Estructuras temporales impresas para sostener partes sobresalientes o en voladizo de una pieza durante la impresión. Estos se eliminan después de completar la impresión.
- **Balsa:** Una capa de base impresa debajo de la pieza para mejorar la adhesión a la cama de impresión. Facilita la impresión de piezas con áreas de contacto pequeñas.

- **Borde:** Añade un contorno adicional alrededor de la base de la pieza para mejorar la adhesión a la cama de impresión y reducir el riesgo de deformaciones. Se utiliza principalmente para piezas con esquinas pequeñas o delicadas.

Dentro de los detalles de las piezas; al realizar la fabricación con PETG, muchos valores visibles que se muestran en la Tabla 8, han sido modificados en el proyecto para la mayor adaptabilidad del PETG, como puede ser:

1. Uso de soportes en las piezas en los que son necesarios
2. El relleno se ha aumentado dándole más densidad para aumentar su resistencia.
3. El aumento del espesor de pared en la gran mayoría de ellas.

Estos detalles varían en contraposición al proyecto original de InMoov que al haber sido realizado en PLA no era necesario ajustar tan al detalle este tipo de valores, ya que al usarse un material mucho más estándar, el margen de error al no ajustarlos es mínimo comparado con el PETG.

Pieza	Numero de impresiones	Relleno (%)	Espesor de pared(mm)	Soporte	Balsa	Borde	Peso(gr)
Thumb5	1	30	2	No	No	No	20
Index3	1	30	1.5	No	No	No	15
Majeure3	1	30	1.5	No	No	No	15
RingFinger3	1	30	1.5	No	No	No	15
Auriculaire3	1	30	1.5	No	No	No	15
BoltEntretoise7	1	30	2	No	No	No	15
WristLargeV4	1	30	2	No	No	No	61
WristSmallV4	1	30	2	No	No	No	25
TopSurfaceUP6	1	30	2	No	No	No	45
CoverFinger1	1	30	2	Si	No	No	10
RobPart2V4	1	30	2	No	No	Si	40
RobPart3V4	1	30	2	No	No	Si	51
RobPart4V4	1	30	2	No	No	Si	66
Robpart5V4	1	30	2	No	No	Si	83
RotaWrist1V4	1	30	2	No	No	No	41
RotaWrist2V4	1	30	2	No	No	No	22
RotaWrist3V3	1	30	2	No	No	No	11
WristGearV5	1	30	2	No	No	No	12
CableHolderWristV5	1	30	2	No	No	No	6
ESP32Support	1	30	2	No	No	No	8
RobCap3V2	1	30	2	No	No	No	26
RobRingV3	1	30	2	No	No	No	15
Servo-PulleyX5	1	30	2	No	No	No	12
TensionerRightV1	1	30	2	Si	No	No	15
RobCableFrontV3	1	30	2	No	No	No	14
RobCableBackV3	1	30	2	No	No	No	7
RobServobedV6	1	30	2	Si	No	No	47

Tabla 8 - Piezas Impresas en 3D, indicando el número de impresiones, porcentaje de relleno, espesor de pared, y detalles de soporte, balsa, borde y peso en gramos

5.3 Diseño del protocolo de comunicación y código de control de la prótesis

En primer lugar, se han probado dos códigos, el primero para comprobar y validar la apertura y el cierre de la mano, conectada la prótesis a la placa WeMos ESP32 y cargando el código desde el Arduino IDE, este código no contiene parte de movimiento mediante EMG, pero lo he utilizado para el ajuste de servomotores y como código previo para la comprobación del movimiento de los servomotores y funcionamiento de la prótesis, a continuación, se explicará el código mediante su diagrama de flujo:

5.3.1 Código Abrir-Cerrar mano prótesis:

Para describir el código utilizando su diagrama de flujo que se muestra en la Ilustración 66, podemos comenzar por la configuración, seguir con la inicialización y finalmente el bucle principal del programa:

Configuración

Primero, se incluye una librería que permite controlar los servomotores. Luego, se definen los pines de la placa ESP32 que se utilizarán para conectar los servomotores.

Inicialización

En la función de configuración (*setup*), se conecta cada servomotor a un pin específico de la placa, preparando así los servomotores para su operación.

Bucle Principal

En el bucle principal (*loop*), se realizan las siguientes acciones:

1. Mover dedos de 0 a 180 grados: Los dedos se abren y cierran gradualmente.
2. Esperar 1 segundo: Se introduce una pausa para mantener los dedos cerrados durante un breve periodo.
3. Mover dedos de 180 a 0 grados: Los dedos se abren nuevamente de manera rápida.
4. Esperar 1 segundo: Se introduce otra pausa antes de repetir el ciclo.

El programa repite este ciclo de manera continua, simulando el movimiento de una mano real.

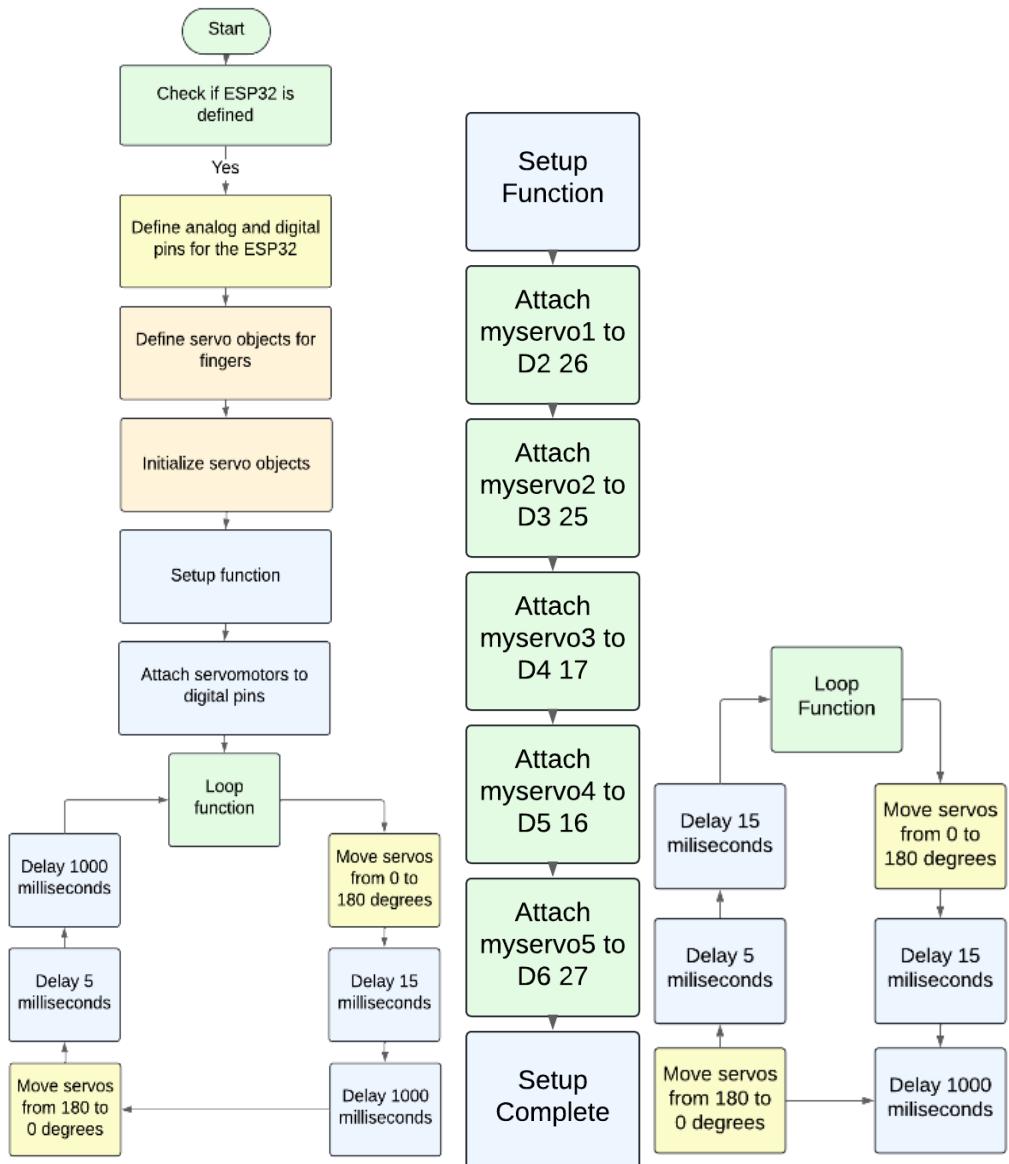


Ilustración 66 - Diagrama de flujo completo código Abrir-Cerrar mano; a. Código completo; b. Setup (); c. Loop ()

5.3.2 Código completo control prótesis mediante EMG

En esta sección, se detalla el código utilizado para el control de la prótesis mediante señales EMG, basado en su diagrama de flujo general y posteriormente dividido en sus partes más importantes.

Inicialmente, se comentará el diagrama del código a nivel general, sin entrar en detalles específicos e internos de cada parte, tal como se muestra en la Ilustración 67.

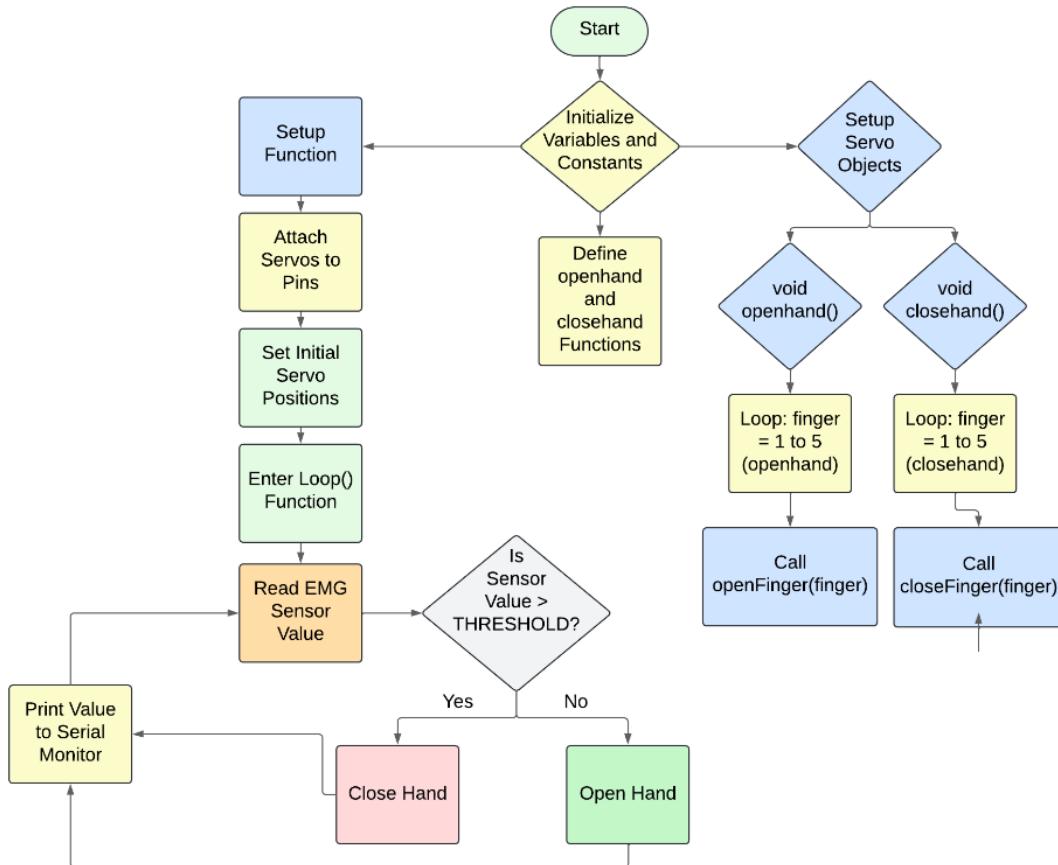


Ilustración 67 - Diagrama de flujo completo código rótesis controlada mediante EMG
(Agradecimientos Lucid)

En este caso, se explican cada una de las variables de cada función o subprograma:

Variables Globales:

- *THRESHOLD*: Valor umbral para determinar el estado de la mano (abierta/cerrada).
- *EMGPIN*: Pin analógico conectado al sensor EMG. Definido como A0 (GPIO36).
- *LITTLEPIN*, *RINGPIN*, *MIDDLEPIN*, *INDEXPIN*, *THUMBPIN*: Pines digitales usados por los servomotores. Asignados a D2 (26), D3 (25), D4 (17), D5 (16), y D6 (27), respectivamente.

Constantes:

- *LITTLE*, *RING*, *MIDDLE*, *INDEX*, *THUMB*: Constantes utilizadas para identificar cada dedo. Definidas como 1, 2, 3, 4 y 5, respectivamente.

Objetos Servo:

- *servoLittleFinger*, *servoRingFinger*, *servoMiddleFinger*, *servoIndexFinger*, *servoThumbFinger*: Objetos de la clase Servo para cada uno de los dedos de la mano protésica (meñique, anular, medio, índice, pulgar).

Variable:

- *finger*: Variable para iterar a través de los dedos durante los movimientos de apertura y cierre.

Configuración

Primero, se configuran las variables y constantes necesarias. Luego, se definen las funciones para abrir y cerrar la mano. En esta etapa, se declaran cinco objetos de tipo `Servo`, cada uno asociado a un dedo de la mano, y una variable entera denominada `finger`, como se muestra en la Ilustración 68.

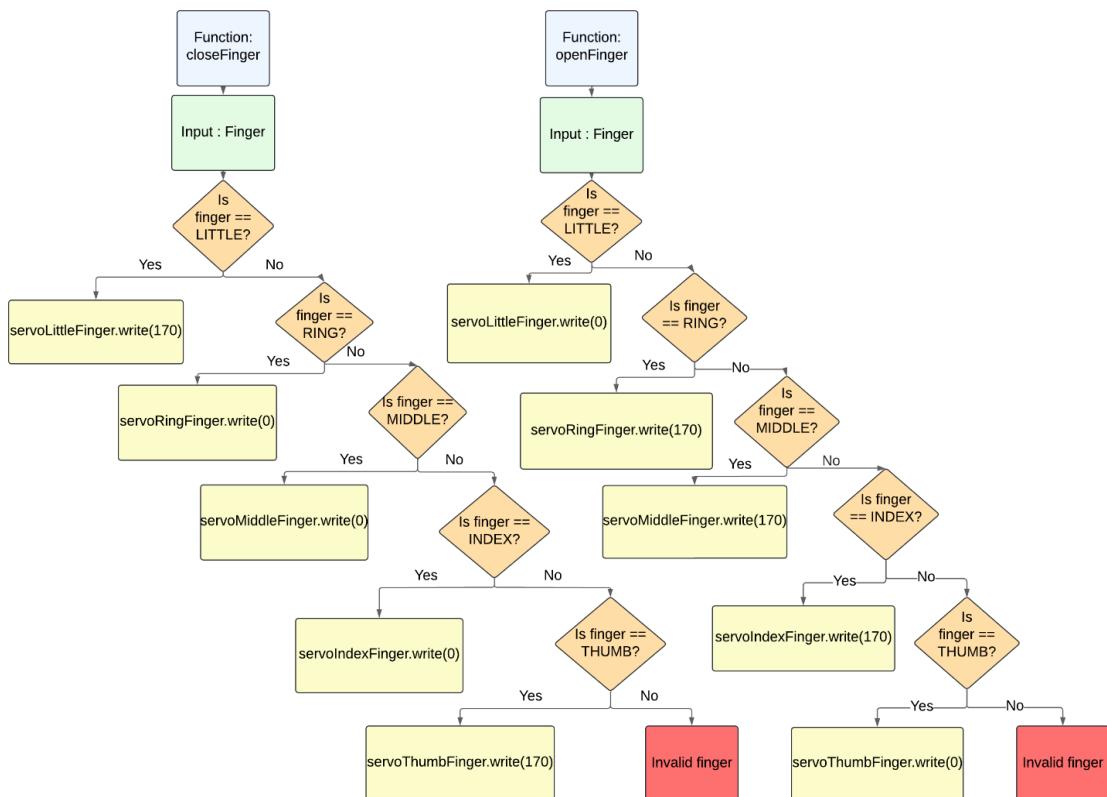


Ilustración 68 - Diagrama de flujo de las funciones *openFinger(int finger)* y *closeFinger(int Finger)* del código general con EMG (Agradecimientos Lucid)

Funciones para Abrir y Cerrar la Mano

Se han definido dos funciones principales:

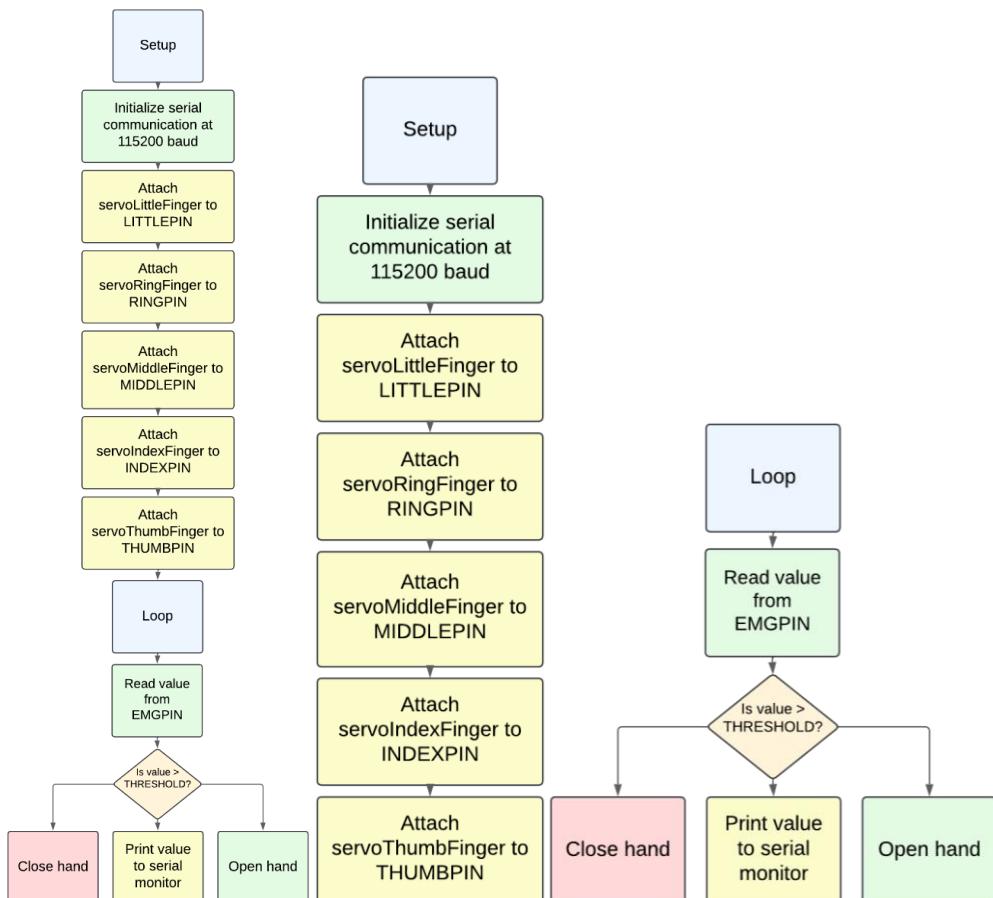
- openhand()

Esta función abre la mano moviendo los servos a las posiciones correspondientes. Se inicia con un bucle for donde la variable *finger* toma valores desde 1 hasta 5 (inclusive). Dentro del bucle, se llama a la función openFinger, pasándole *finger* como argumento. La función openFinger se encarga de mover el servo correspondiente al dedo especificado a la posición de apertura (Ejemplo: 0 o 170 grados).

- closehand()

Esta función cierra la mano moviendo los servos a las posiciones correspondientes. En closehand(), la mecánica es similar a openhand(), pero el objetivo es cerrar la mano, por lo que los movimientos del servo son inversos (Ejemplo: 170 a 0 grados).

Por último se ha comentado la última parte del código donde están presentes el *Setup()* y el *Loop()*, donde realmente está la parte más importante del código, como se muestra en la Ilustración 69.



*Ilustración 69 - Diagrama de flujo del setup() y del loop() del código general EMG
(Agradecimientos a Lucid)*

Inicialización – Setup ()

En la función de configuración *setup()*, se conectan los servomotores a los pines de la placa y se configuran las posiciones iniciales de los servos. Posteriormente, se entra en la función de bucle (*loop*).

Bucle Principal – Loop ()

En el bucle principal *loop()*, se realiza lo siguiente:

1. Leer el valor del sensor EMG: Se obtiene la lectura del sensor que mide la actividad eléctrica muscular.

2. Comparar el valor del sensor con un umbral: Se verifica si el valor del sensor es mayor que un cierto umbral.
 - Si el valor es mayor que el umbral, se cierra la mano.
 - Si el valor es menor o igual al umbral, se abre la mano.

3. Imprimir el valor en el monitor serie: Se muestra el valor del sensor en la pantalla para monitorear la actividad.:

Conclusión

En resumen, el programa lee continuamente los valores del sensor EMG y ajusta la posición de la mano robótica (abierta o cerrada) en función de estos valores, permitiendo así el control de la mano mediante señales musculares.

Códigos de Prueba

Además, se han realizado diferentes códigos para probar varias posiciones de la mano, evaluando la tensión de los servomotores y la respuesta de los dedos. Las figuras realizadas con la mano mediante diferentes códigos están detalladas a continuación en la Ilustración 70.

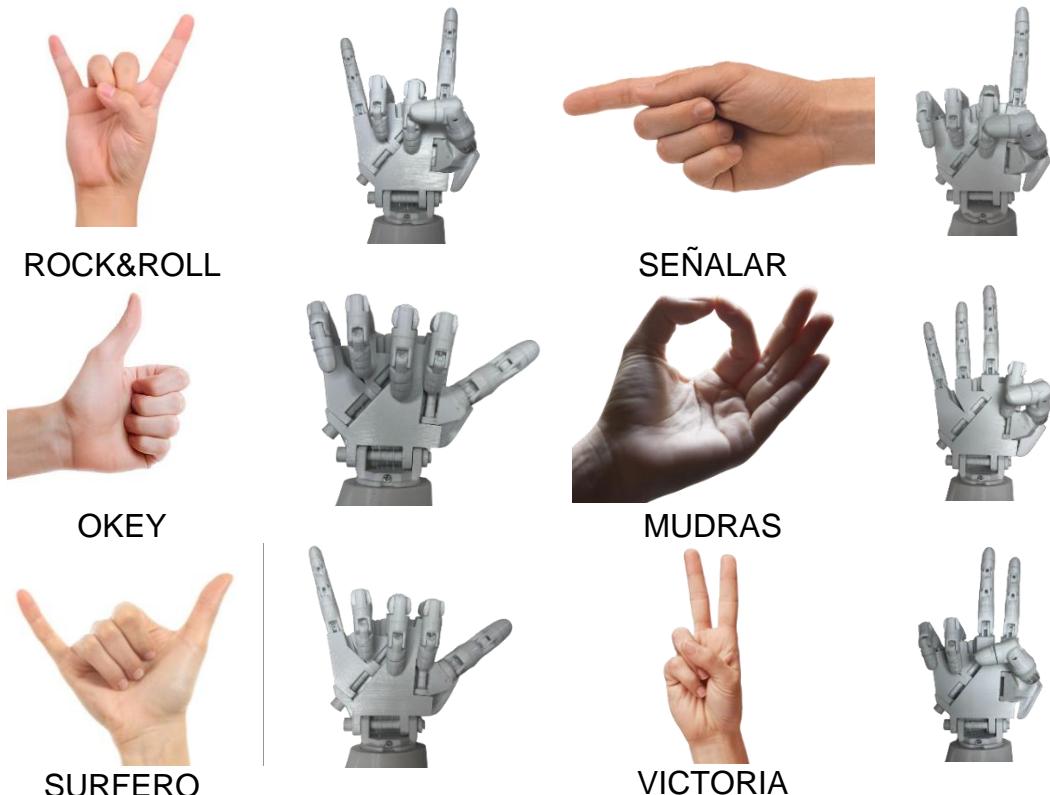


Ilustración 70 - Diferentes posiciones de la mano para comprobar el funcionamiento de los servomotores

Repositorio

Para finalizar adjunto el enlace al repositorio personal del Trabajo Final de Grado, donde se encuentran todos los códigos usados, tanto para pruebas, como archivos para el montaje y el código final de movimiento mediante el sensor EMG, es el siguiente: [Repositorio GitHub](#)

Todos los documentos anexados en el GitHub están sujetos a la GNU General Public License (GPL) [34], una licencia de software libre publicada por la Free Software Foundation el 29 de junio de 2007. Esta licencia permite a los usuarios ejecutar, estudiar, compartir y modificar el software, garantizando que todas las versiones modificadas y distribuidas conserven estas libertades.

5.4 Diseño de hardware y esquemático electrónico

En esta sección se presentará el esquema del circuito destinado a la recepción de la señal EMG y al control del movimiento de los servomotores. Este esquema ha sido elaborado utilizando el programa Fritzing, un software de código abierto que facilita la creación y documentación de prototipos electrónicos. Fritzing permite documentar prototipos basados en cualquier microcontrolador y generar esquemas de circuitos impresos para su posterior implementación.

5.4.1 Diseño en 3D y Componentes de Hardware

El diseño en 3D de este proyecto incorpora varios componentes de hardware que se detallan a continuación. El esquema se ha creado utilizando una *protoboard* y diversos componentes obtenidos de librerías abiertas en internet, dado que Fritzing no incluye todos los modelos necesarios de forma predeterminada.

El circuito completo y las conexiones detalladas se pueden observar en los esquemas proporcionados en las Ilustraciones 71 y 72 adjuntas.

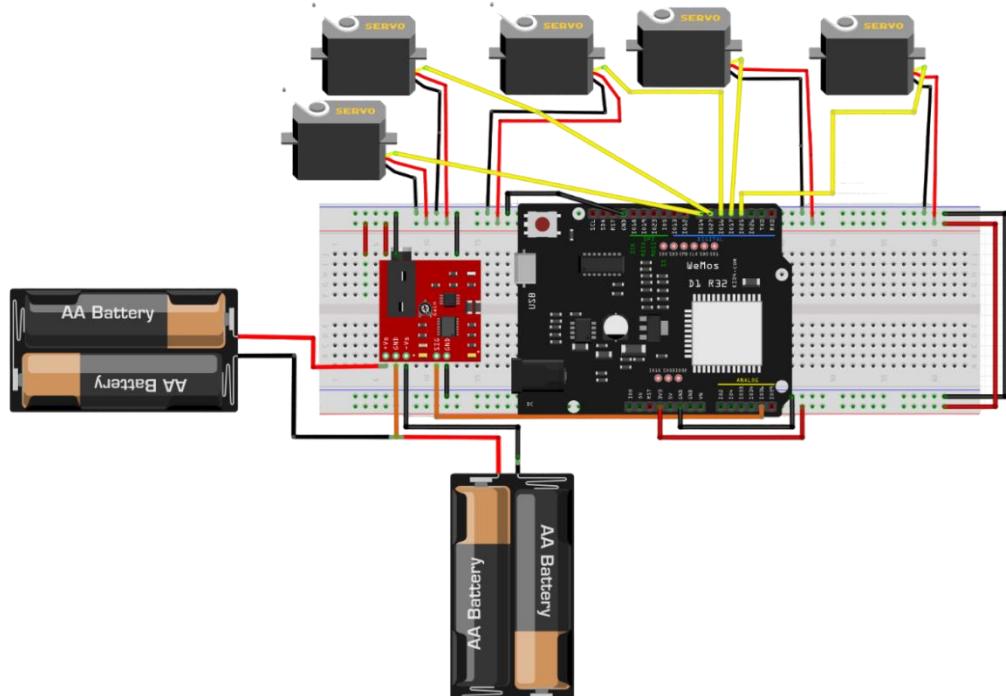


Ilustración 71 - Esquema de Placa de Prueba 3D del montaje de la prótesis -
Agradecimientos a Fritzing

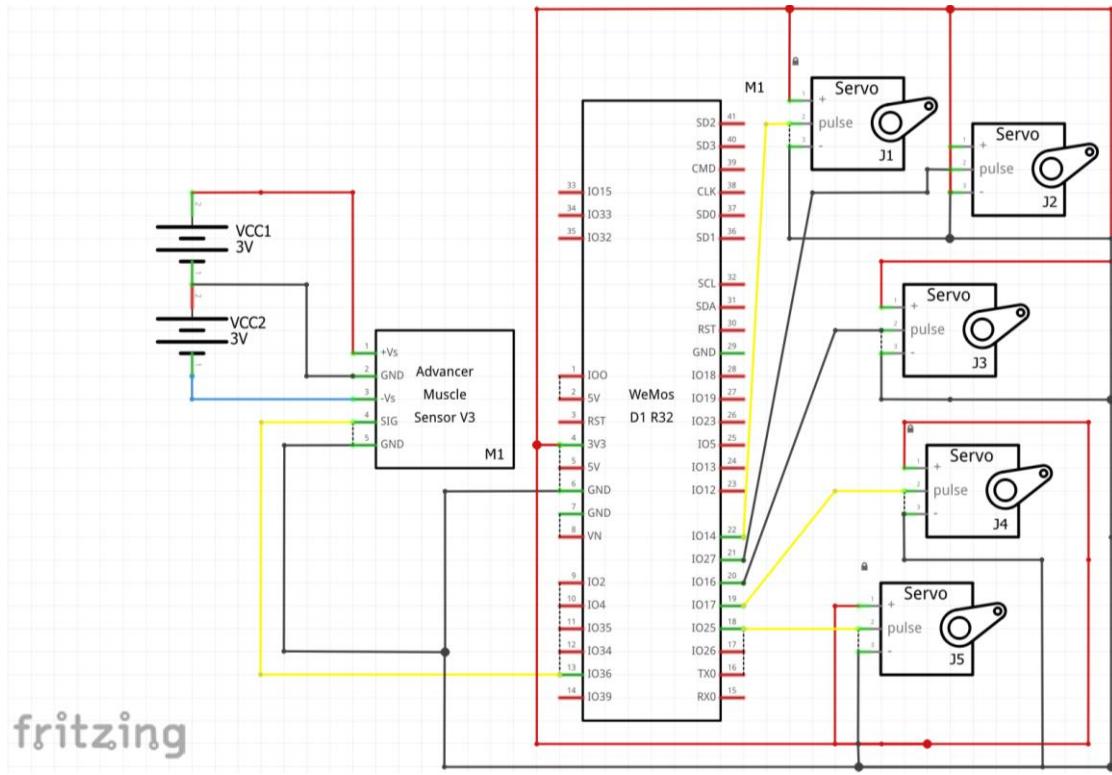


Ilustración 72 - Esquemático electrónico del montaje de la prótesis - Agradecimientos a Fritzing

Cconexionado de los Servomotores

Los servomotores se conectan en paralelo a la alimentación de +5V y GND de la placa ESP32. Las conexiones específicas de los servos se realizan en los pines digitales IO14, IO27, IO16, IO17 y IO25 para los cinco servos, respectivamente.

Cconexionado del Sensor EMG

El sensor EMG se conecta de acuerdo con el esquema mencionado, con las entradas de alimentación y la conexión SIG enviando datos al pin A0 de la ESP32.

5.4.2 Componentes Utilizados

- **Protoboard de 830 Conexiones:**

En la *protoboard* se insertan las conexiones entre la placa ESP32 Wemos R32 D1, el sensor EMG Aoutecen y los servomotores. Además, se conectan los cables que realizan las conexiones entre la placa, los servos, el sensor y las baterías de 9V, como se muestra en la Ilustración 73.

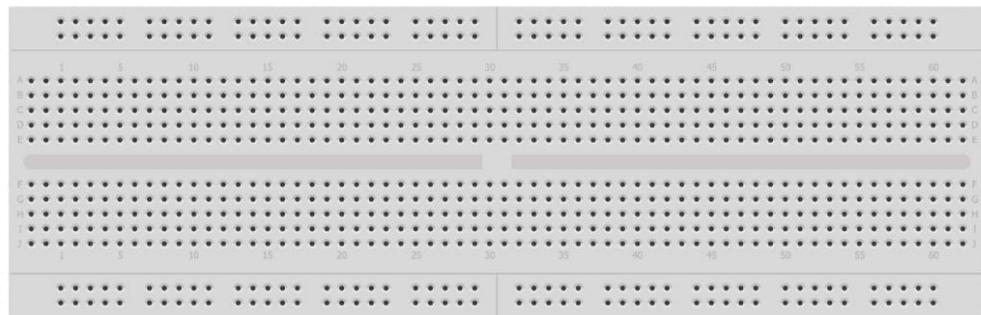


Ilustración 73 – Protoboard utilizado para el montaje digital - Agradecimientos a Fritzing

- Placa WeMos R32 D1 ESP32:

Este modelo fue descargado de una librería externa para su uso en Fritzing. La placa *ESP32 Wemos R32 D1* se utiliza para controlar los servomotores y recibir las señales del sensor EMG, como se muestra en la Ilustración 74.

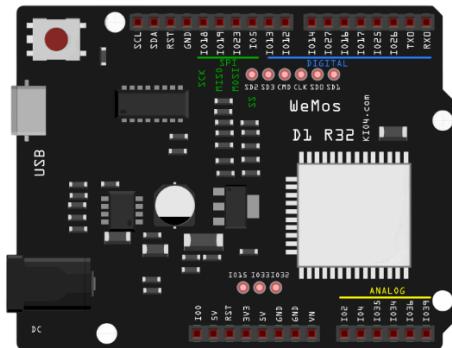


Ilustración 74 – WeMos R32 D1 ESP32 utilizado para el montaje digital - Agradecimientos a Fritzing

- **Servomotores:**

Aunque no se encontró el modelo exacto *MG996R*, se utilizó el modelo genérico de *Micro Servo* ofrecido por Fritzing, que posee las mismas conexiones que el modelo real. Los servos se conectan con tres cables: amarillo (SIG), rojo (Vcc) y negro (GND) como se muestra en la Ilustración 75.



Ilustración 75 – Micro servo estándar para el montaje digital - Agradecimientos a Fritzing

- **Sensor EMG Aoutecen:**

Este *sensor EMG Aoutecen* que se muestra en la Ilustración 76, detecta las señales eléctricas de los músculos y envía estos datos a la placa *WeMos R32 D1 ESP32* para el control de los servomotores. El sensor tiene cinco conexiones:

- +Vs: Conectado a +9V de la primera batería.
- GND: Conectado a tierra de ambas baterías de 9V.
- -Vs: Conectado a -9V de la segunda batería.
- SIG: Conectado al pin analógico A0 de la placa ESP32.
- GND: Conectado al pin GND de la placa ESP32.

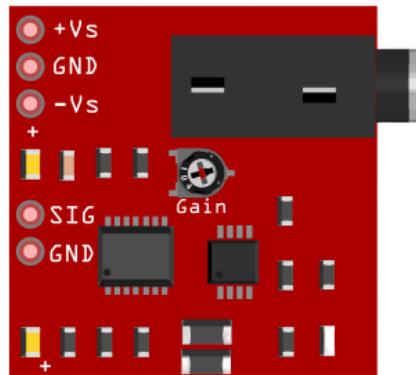


Ilustración 76 – Sensor EMG Aoutecen utilizado para el montaje digital - Agradecimientos a Fritzing

- **Baterías:**

Se utilizan dos *baterías* de 3V que se muestran en la Ilustración 77, para alimentar el sensor EMG. La conexión se realiza de la siguiente manera:

- +3V de la primera batería: Conectado a +Vs del sensor.
- -3V de la primera batería y +3V de la segunda batería: Conectados a GND del sensor.
- -3V de la segunda batería: Conectados a -Vs del sensor.

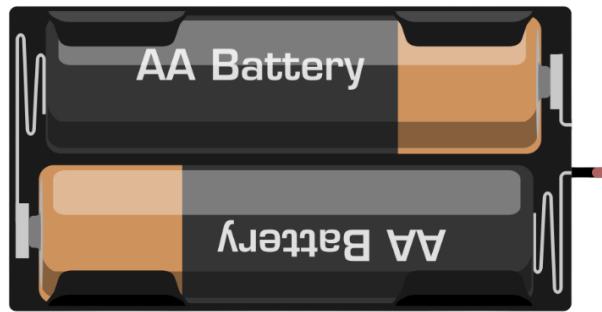


Ilustración 77 - Batería 3V utilizada para el montaje digital - Agradecimientos a Fritzing

Para concluir puedo resaltar la utilización de Fritzing para la documentación y creación del diseño del hardware de la prótesis 3D ha facilitado un proceso más accesible y organizado. La combinación de componentes descargados y predeterminados en Fritzing ha permitido la creación de un prototipo funcional.

5.5 Desarrollo del montaje

Para realizar el montaje se necesitan los siguientes materiales:

- Prótesis impresa en 3D
- Placa con microcontrolador WeMos R32 D1 ESP32
- Módulo de adquisición de sensor de señal analógica, sensor EMG Aoutecen
- Electrodos EMG
- Servomotores MG996R
- Hilo de pesca
- Batería 7,2V (fuente alimentación externa)
- Servo Tester
- Protoboard
- Fuente de alimentación +-3V

Otros materiales que también son necesarios:

- Taladro para los agujeros, papel de lija acabados y uniones
- Pegamento para pegar piezas impresas en 3D
- Pelacables
- Destornillador
- Tornillos

Pernos montaje:

- Perno de 8 mm x 8 cm: Para sujetar la muñeca grande a la muñeca pequeña.
- Perno de 8 mm x 4 cm: Para sujetar la abrazadera a la parte inferior del pulgar.
- Perno de 8 mm x 6 cm: Para sujetar "WristLarge" a "Robopart1".
- Pernos de 3 mm x 2 cm: Para todas las bisagras de los dedos.

En los siguientes, se describe la planificación detallada para la fabricación de la prótesis 3D

5.5.1 Impresión 3D y Ensamblaje

Introducción y Preparación de Materiales

En esta fase inicial, se realizó la preparación exhaustiva de todos los materiales necesarios para la impresión 3D y el ensamblaje de las piezas de la prótesis. Se utilizaron archivos STL del proyecto de código abierto InMoov [34] los cuales fueron descargados desde los enlaces proporcionados en la documentación del proyecto, además de los que se han creado y modificado los cuales se han explicado en el anterior bloque.

Impresión de las Piezas

1. Preparación de archivos STL: Se descargaron y prepararon los archivos STL necesarios en el software de la impresora 3D, configurando parámetros óptimos como un relleno del 30% y un espesor de capa de 0.2 mm.
2. Proceso de impresión: Durante la impresión, cada componente fue revisado meticulosamente para asegurar la ausencia de errores, empleando adhesivo para cama caliente cuando fue necesario para evitar deformaciones.
3. Post-procesamiento: Posteriormente, se procedió al post-procesamiento de las piezas, utilizando herramientas como lijas y taladros para ajustar las partes, garantizando así un ajuste preciso y perfecto.

Ensamblaje de la Mano y Antebrazo

1. Clasificación y preparación: Se clasificaron todas las piezas impresas como se muestra en la Ilustración 78, y se prepararon los componentes adicionales necesarios, como tornillos, adhesivos y herramientas específicas.
2. Unión de piezas: Para la unión de las piezas impresas, se utilizó un adhesivo plástico de dos componentes, siguiendo rigurosamente las instrucciones del fabricante para asegurar una unión fuerte y duradera.
3. Ajustes finos: Se realizaron ajustes finales para asegurar que todas las piezas se movieran suavemente y encajaran perfectamente, optimizando la funcionalidad de la prótesis, como podemos ver en la Ilustración 79.



Ilustración 78 - Piezas Impresas

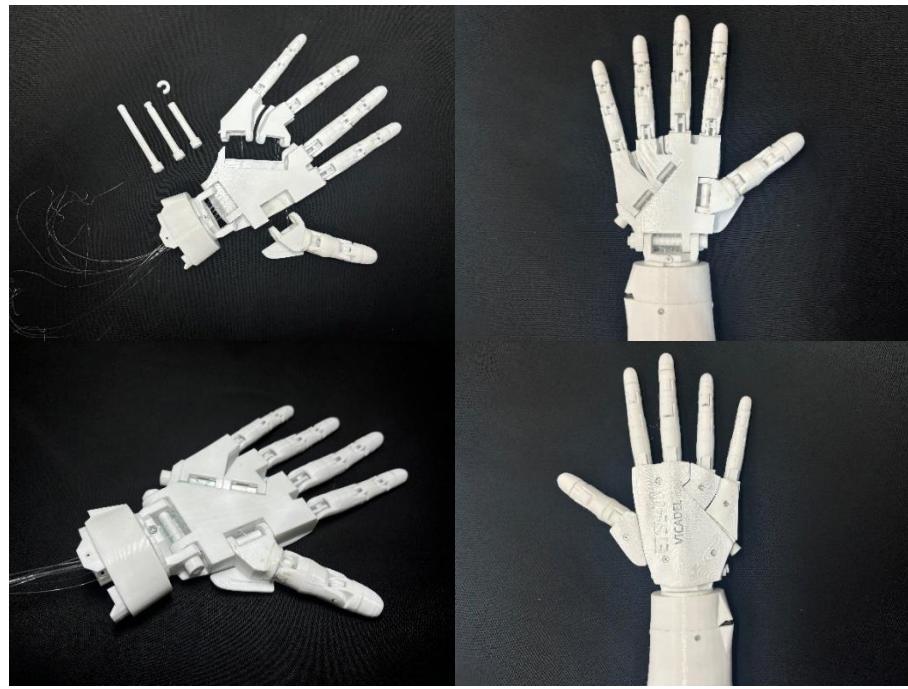


Ilustración 79 – (a) (b) (c) (d) Montaje dedos y parte de muñeca – Anverso y Reverso

5.5.2 Cableado y Conexión de Componentes

Conexión de Servomotores y Sensores

1. Preparación de los Servomotores: Se reunieron todos los servomotores MG996R y se conectaron a sus respectivos pines digitales en la placa WeMos R32 D1 ESP32, como se muestra en las Ilustraciones 80 y 81. La asignación de pines fue la siguiente:
 - Meñique: Pin D2 (26)
 - Anular: Pin D3 (25)
 - Medio: Pin D4 (17)
 - Índice: Pin D5 (16)
 - Pulgar: Pin D6 (27)
2. Alimentación y tierra: Se conectaron todas las tomas necesarias a tierra y a la alimentación correspondiente, siguiendo los esquemáticos previos y el diseño hardware y electrónico detallado.
3. Conexión del Sensor EMG: El sensor Aoutecen se conectó a la ESP32 de la siguiente manera: el cable positivo se conectó a la salida de 3.3V de la ESP32, el cable negativo al pin de tierra, y el cable de señal a un pin analógico (A0), como se muestra en la Ilustración 82.

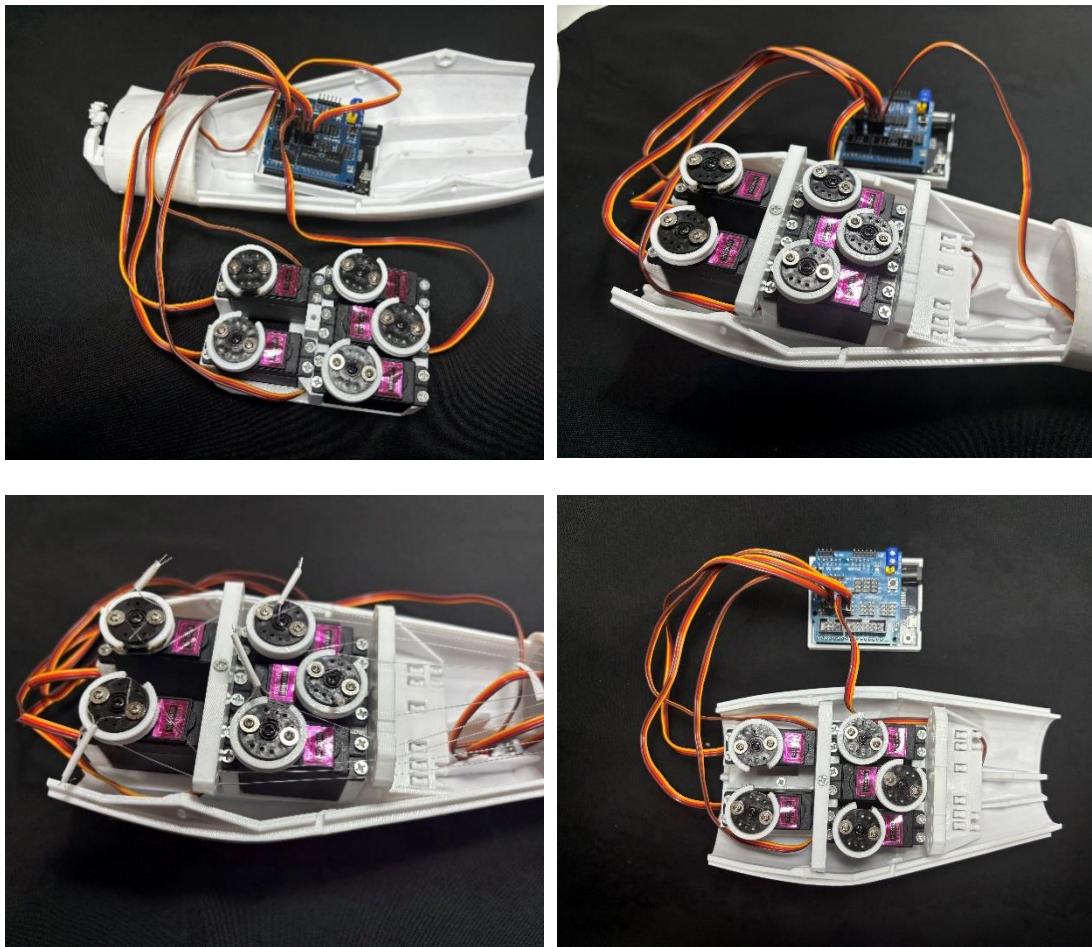
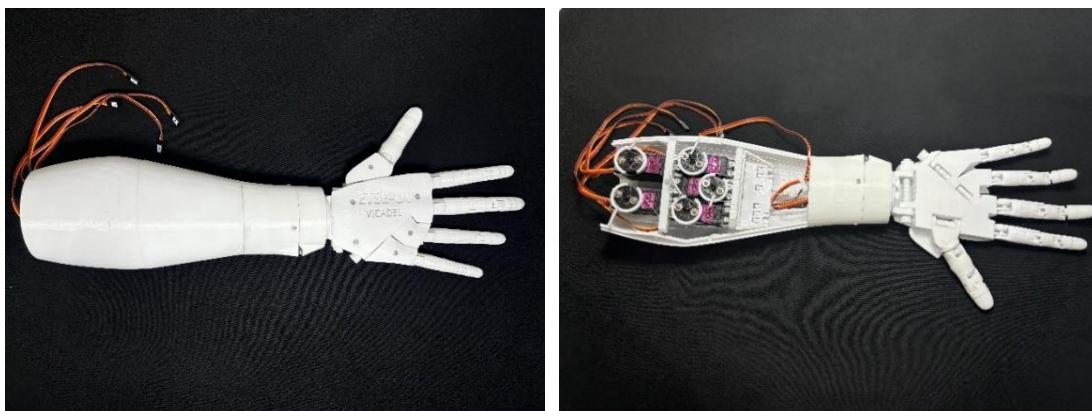


Ilustración 80- (a) (b) (c) (d) Conexiones servomotores con la ESP32



*Ilustración 81 – (a) (b) Montaje de diferentes ángulos de la prótesis impresa en 3D, mostrando el ensamblaje y las conexiones mecánicas necesarias para su funcionalidad.
Anverso y Reverso*

5.5.3 Organización del Cableado

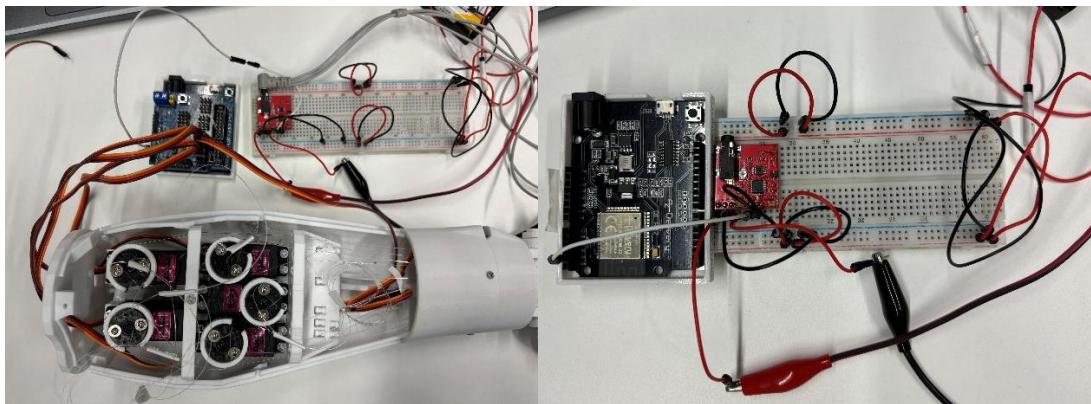


Ilustración 82 – (a) (b) Detalles del cableado interno de la prótesis, incluyendo las conexiones entre la placa ESP32, los servomotores y el sensor EMG, junto con el prototipo del brazo robótico conectado a una protoboard y a la placa ESP32, mostrando las conexiones.

1. Manejo de cables: Se emplean briduras y guías de cables para mantener el cableado ordenado y seguro. Asegurándose de que no haya cables sueltos que puedan interferir con el movimiento de la prótesis.
2. Verificación de conexiones: Se verifica todas las conexiones para asegurar de que están firmes y correctamente colocadas, como podemos ver en la Ilustración 82. Esto evitará fallos durante la operación de la prótesis.

5.5.4 Programación de ESP32

Instalación y Configuración del Entorno de Desarrollo

1. Descarga del software: Primero, se descargó e instaló el entorno de desarrollo Arduino IDE desde su página oficial.
2. Configuración del entorno: Se configuró el Arduino IDE para el ESP32 y se aseguraron de tener instaladas las librerías necesarias para controlar los servomotores y leer el sensor EMG.

Carga del Código

1. Escritura del código: Se escribió y adaptó el código necesario para leer las señales del sensor EMG y controlar los servomotores en consecuencia. Se incluyeron funciones para abrir y cerrar la mano basadas en los umbrales de señal EMG.
2. Carga del código: Se subió el código al Arduino IDE y se verificó que no hubiera errores durante el proceso.

Pruebas y Ajustes

1. Monitoreo de señales: Se utilizó el monitor serie del Arduino IDE para observar las señales leídas del sensor EMG. Se ajustó el umbral en el código según fuera necesario para una respuesta óptima.
2. Calibración de servomotores: Se realizaron pruebas de movimiento para cada dedo, asegurándose de que se movieran suavemente y en la dirección correcta, como se muestra en la ilustración 83.

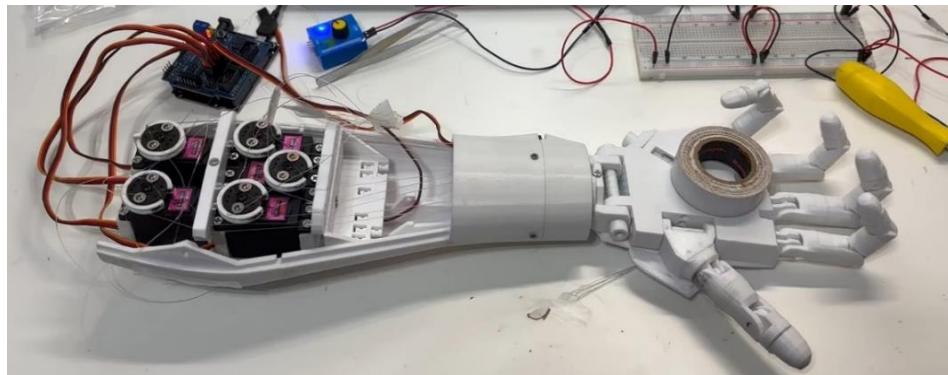


Ilustración 83 - Prueba de correcto funcionamiento de la Prótesis al cargar el código Abrir-Cerrar-Prótesis

5.5.5 Pruebas Finales y Ajustes

Instalación del Sistema

1. Montaje final: Se aseguró que todos los componentes estuvieran firmemente montados en la estructura de la prótesis.
2. Conexión de la batería: Se conectó la batería y se verificó que todos los componentes recibieran energía adecuadamente.

Pruebas Funcionales con Sensor EMG

1. Colocación de electrodos: Se colocaron los electrodos en el grupo muscular seleccionado (antebrazo), como podemos ver en la Ilustración 86. Se aseguró que todas las conexiones estuvieran correctas para el buen funcionamiento de la prueba.
2. Activación del sistema: Se encendió el sistema y se probó la funcionalidad flexionando los músculos. Se observó cómo los servos respondían a las señales EMG y se realizaron ajustes según fuera necesario. Se muestra en Ilustraciones 84 y 85.

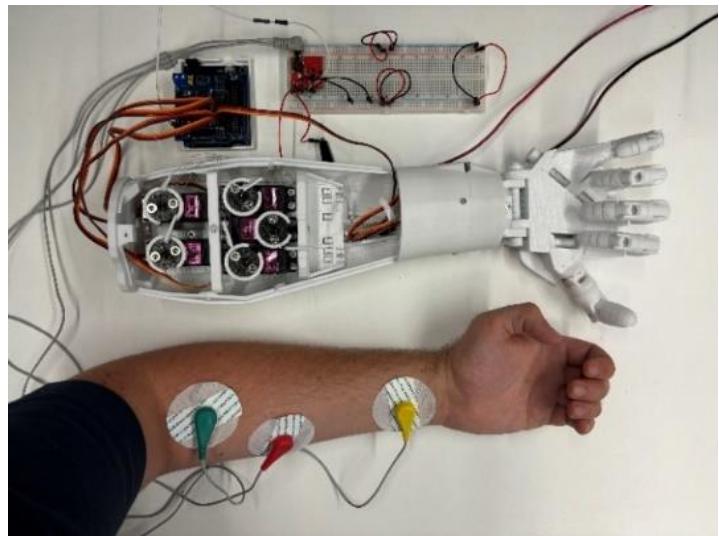


Ilustración 84 - Pruebas EMG de la prótesis con los electrodos mano cerrada

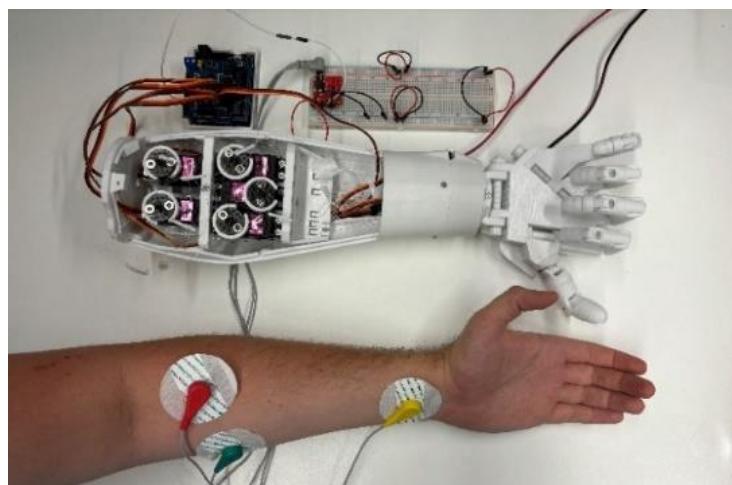


Ilustración 85 - Prueba EMG de la prótesis con los electrodos mano abierta

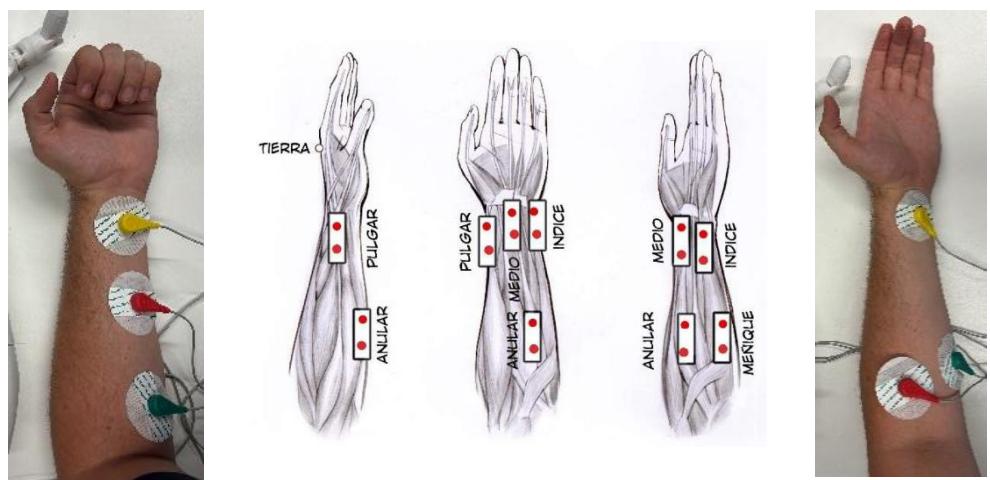


Ilustración 86 - Posiciones electrodos antebrazo derecho y ejemplo zonas antebrazo captar EMG

Pruebas para determinar el umbral de la señal de EMG

En este apartado se adjuntan las capturas de pantalla del osciloscopio en las pruebas de los electrodos con el sensor EMG en la prótesis. En estas pruebas, se ha evaluado la diferencia de amplitud en la señal EMG adquirida con el antebrazo en reposo y en contracción. Aunque pequeña, se puede apreciar la diferencia en la amplitud cuando se registra actividad eléctrica del músculo en contracción frente a la actividad existente en reposo.

Estas capturas justifican el cambio de intensidad en la señal, según se observa en las Ilustraciones 87 y 88, lo que permite que el código detecte dicho cambio y mueva el brazo en respuesta a los cambios registrados por el sensor EMG. Esta es la prueba de que el sensor consigue captar la actividad de los impulsos de los músculos para transformar dichos impulsos en una señal eléctrica de los músculos y, mediante el código, la placa WeMos R32 D1 ESP32 y la prótesis, realizar el movimiento de la mano.

Análisis de las imágenes y cálculo del valor umbral.

En estas capturas del osciloscopio (realizadas durante la contracción muscular), se observan señales EMG con frecuencias significativamente más altas que las observadas en reposo, 74.9849 Hz en la primera imagen y 100.050 Hz en la segunda (frente a 50 Hz). Las subidas de 2.090 ms y 2.010 ms respectivamente son notablemente más rápidas que las realizadas con anterioridad.

Este cambio en la frecuencia y el tiempo de subida indican una mayor intensidad y rapidez en la respuesta de los músculos al enviar impulsos eléctricos al sensor EMG. Se parte de un nivel más bajo, al contraer el antebrazo se detecta un incremento de 1.5 V frente al valor basal. La mayor frecuencia sugiere que los músculos están generando impulsos eléctricos con mayor rapidez, lo que puede ser crucial para movimientos más precisos y rápidos de la prótesis.

Para determinar el valor umbral de las señales EMG, primero se identifica el pico de la señal, observando que la señal alcanza aproximadamente 3 divisiones desde la línea base hasta el pico en ambas imágenes. A continuación, se calcula la amplitud pico multiplicando el número de divisiones alcanzadas por la señal (3 divisiones) por la amplitud por división (500 mV/división), lo que resulta en una amplitud pico de 1500 mV o 1.5 V. Para establecer un umbral sensible a la activación muscular, se utiliza el 60% del valor pico calculado, una práctica común en el análisis de señales EMG. Finalmente, el valor umbral se obtiene multiplicando la amplitud pico (1.5 V) por 0.60, resultando en un umbral de 0.9 V.

El valor umbral calculado para ambas señales EMG, basándose en los datos proporcionados en las imágenes del osciloscopio, es 0.9 V. El valor del 60% del pico se elige para asegurar que solo las contracciones musculares significativas sean detectadas como activas. Este es el valor que se utilizará para detectar activaciones musculares en el sistema de control de la prótesis.

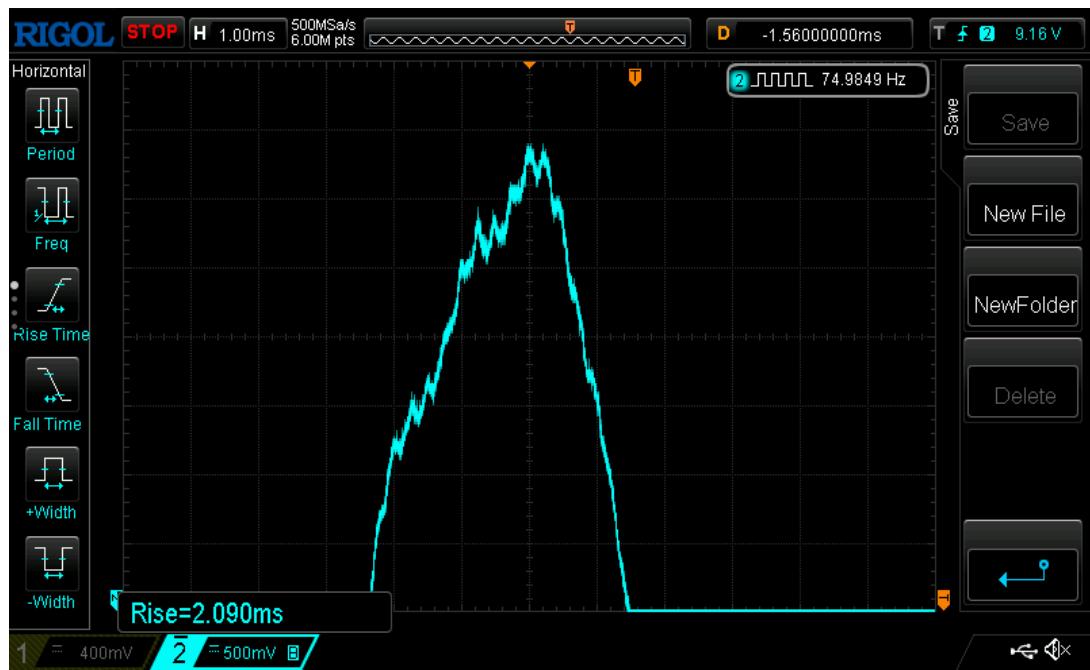


Ilustración 87 - Captura de osciloscopio mostrando una señal EMG con una frecuencia de 74.9849 Hz y un tiempo de subida de 2.090 ms. La señal tiene una amplitud en torno a 1,5 V en una escala de 500 mV/div y una escala de tiempo de 1.0 ms/div

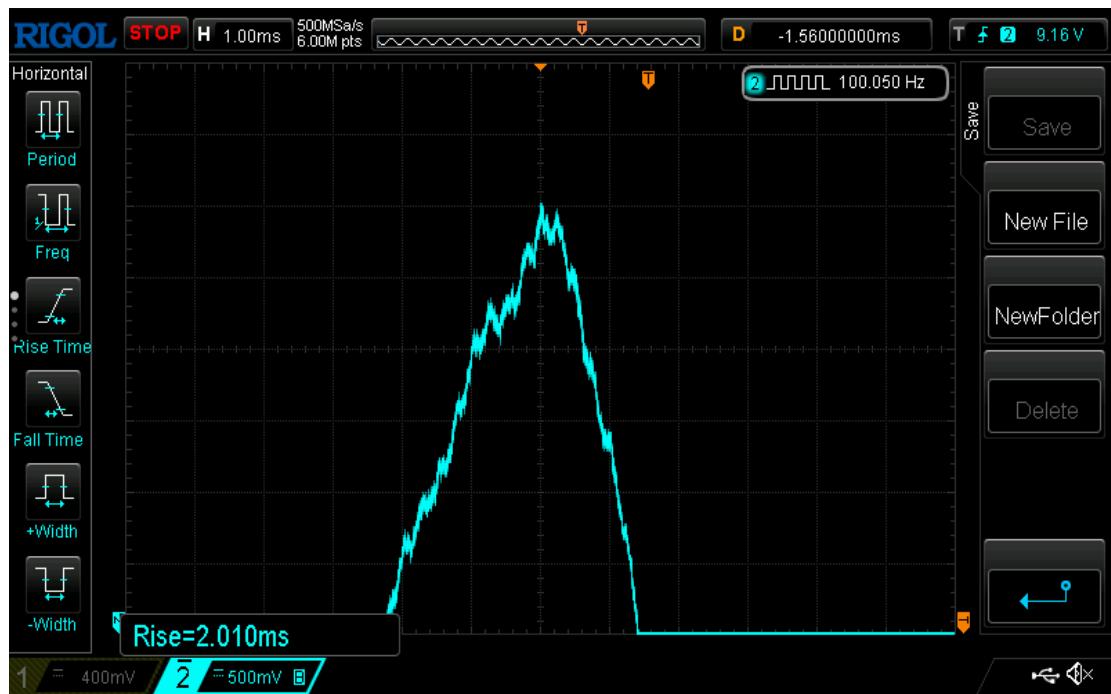


Ilustración 88 - Captura de osciloscopio mostrando una señal EMG con una frecuencia de 100.050 Hz y un tiempo de subida de 2.010 ms. La señal tiene una amplitud en torno a 1,5 V en una escala de 500 mV/div y una escala de tiempo de 1.0 ms/div.

Conclusiones de las pruebas del umbral sensor EMG

Las pruebas realizadas con el sensor EMG en la prótesis han permitido captar con éxito los resultados esperados. Las capturas del osciloscopio muestran señales EMG con frecuencias y tiempos de subida que reflejan una respuesta rápida e intensa de los músculos durante la contracción, en comparación con los niveles observados en reposo.

En estas capturas del osciloscopio (realizadas durante la contracción muscular), se observa que la amplitud de la señal, medida en voltios, es crucial para la detección del umbral. La señal parte de un nivel más bajo en reposo y, al contraer el antebrazo, se detecta un incremento significativo de 1.5 V frente al valor basal. Este cambio en la amplitud es lo que permite que el sistema de control de la prótesis detecte y responda a las contracciones musculares. La detección de un pico de 1.5 V durante la contracción muscular es fundamental, ya que el umbral de detección se basa en la magnitud de la señal (voltaje) y no en la frecuencia.

El valor umbral de 0.9 V, que representa el 60% del pico, se selecciona para asegurar la detección de solo contracciones musculares significativas. Este umbral se utilizará para detectar activaciones musculares en el sistema de control de la prótesis.

En resumen, las capturas de pantalla del osciloscopio no solo validan la efectividad del sensor EMG para captar impulsos musculares, sino que también destacan la importancia de estas señales en la funcionalidad y desempeño de la prótesis, asegurando movimientos precisos y rápidos mediante la detección de incrementos de voltaje significativos.

6. Conclusiones

En este capítulo se presentan los resultados del proyecto de la prótesis de brazo 3D controlada mediante electromiografía, alcanzando con éxito el objetivo principal. Se han conseguido integrar componentes mecánicos y electrónicos para la creación de una prótesis funcional. El uso de técnicas de impresión 3D FDM ha permitido fabricar piezas complejas y personalizadas, reduciendo el desperdicio de material y facilitando ajustes rápidos en el diseño. Se han creado, impreso y modificado las piezas necesarias, para asegurar un ajuste adecuado para la funcionalidad de la prótesis.

El proceso de programación de la placa WeMos R32 D1 ESP32 en el entorno de desarrollo Arduino IDE representó un desafío importante. La configuración de la placa permitió tanto el control de los servomotores como la recepción de señales del sensor EMG. Las pruebas de código desarrolladas han sido capaces tanto de comprobar el funcionamiento básico de la prótesis sin el sensor EMG (abrir y cerrar la mano), como de interpretar señales electromiográficas y convertirlas en movimientos precisos de los servomotores, facilitando el movimiento de los dedos según los umbrales de señal detectados por el sensor EMG.

Durante la realización del proyecto, se enfrentaron varios desafíos. En cuanto a la impresión 3D, la limitación del tamaño de la cama de impresión de la impresora utilizada presentó dificultades al imprimir partes grandes del antebrazo. En lo que respecta a los servomotores, aunque los modelos seleccionados eran económicos, presentaron movimientos bruscos que provocaron pequeños saltos y vibraciones en la prótesis, siendo los tendones el primer elemento en ceder bajo tensión. No obstante, las pruebas demostraron que la prótesis resiste adecuadamente diversos esfuerzos.

En resumen, este proyecto ha demostrado que es posible fabricar y programar una prótesis de brazo 3D controlada mediante señales EMG, integrando con éxito técnicas de impresión 3D, programación de microcontroladores y procesamiento de señales biomédicas. La prótesis desarrollada no solo cumple con los objetivos técnicos planteados, sino que también ofrece un potencial significativo para mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidades motoras, proporcionando una solución personalizada y eficiente para la rehabilitación y asistencia en tareas diarias. Este trabajo establece una base sólida para futuras investigaciones y desarrollos en el campo de las prótesis controladas por señales biológicas, abriendo nuevas posibilidades para la integración de tecnologías avanzadas en dispositivos médicos.

7. Futuras líneas de trabajo

En el desarrollo de este TFG sobre el control de un brazo robótico con un sensor de músculo EMG y una placa ESP32, se han identificado varias áreas futuras en las que se podría mejorar y expandir el proyecto:

- Sustitución del sensor EMG: El sensor Aoutecen que hemos escogido es muy bueno, fiable y compacto, pero no tiene una fácil aplicación dentro de la prótesis. Por ello, sería beneficioso conseguir un sensor de brazalete o banda, como los modelos EMG OYMotion o el Myo armband de Thalmic Labs. Aunque su precio es mucho mayor, su implementación y funcionalidad son mucho más llevaderas para el usuario.
- Mejora de la programación del movimiento de la prótesis: Con un nuevo sensor EMG, probablemente habría que cambiar la programación y hacer diferentes ajustes de componentes, como los ajustes de los servomotores. Podríamos implementar la capacidad de mover cada dedo cambiando los servomotores a modelos con mayor rotación o mayor par de fuerzas, y mejorar las posibilidades del movimiento incorporando nuevas funcionalidades.
- Desarrollo de una aplicación móvil: Crear una aplicación móvil que permita al usuario controlar y calibrar la prótesis desde su smartphone. Esta aplicación podría incluir tutoriales, actualizaciones de firmware, y ajustes personalizados que se sincronizan con la prótesis a través de bluetooth.
- Mejora del circuito: El montaje actual está sobre un protoboard, con la ESP32 conectada al PC para cargar el código. Podríamos incorporar nuevas funcionalidades gracias a las opciones que brinda la ESP32 WeMos R32 D1, como la función Wifi y Bluetooth. Además, podríamos diseñar e implementar un circuito PCB para conectar el sensor, la placa ESP32 y los servomotores de manera más organizada, estable y duradera, para un uso de la prótesis más eficiente y prolongado.
- Integración de Inteligencia Artificial: Implementar algoritmos de inteligencia artificial para mejorar la interpretación de las señales EMG y optimizar el control de los servomotores. Esto permitiría una respuesta más precisa y natural de la prótesis a los movimientos del usuario, mejorando la experiencia de uso.
- Interacción con el usuario final: Se propone incorporar una pantalla en la prótesis para indicar al usuario modos de empleo, calibración, batería y ajustes, facilitando su uso y comprensión, especialmente para niños y personas mayores. Además, se sugiere adaptar la prótesis a las necesidades específicas del usuario final, como la edad o el número y la posición de las amputaciones.

Estas líneas de trabajo podrían mejorar significativamente la funcionalidad, comodidad y el uso de la prótesis, haciendo que sea mas practica y accesible para los usuarios finales.

8. Referencias bibliográficas

- [1] Englehart, K., Hudgins, B., Parker, P. A., & Stevenson, M. (1999). «Clasificación de la señal mioeléctrica usando representaciones basadas en el tiempo-frecuencia», *Medical Engineering & Physics*, vol. 21, no. 6-7, pp. 431-438.
- [2] Dillingham, T. R., Pezzin, L. E., & MacKenzie, E. J. (2002). «Amputación y deficiencia de extremidades: epidemiología y tendencias recientes en los Estados Unidos», *Southern Medical Journal*, vol. 95, no. 8, pp. 875-883.
- [3] Kyberd, P. J., & Hill, W. (2011). «Encuesta sobre usuarios de prótesis de miembro superior en Suecia y el Reino Unido», *Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 23, no. 2, pp. 62-70.
- [4] Zuo, K. J., & Olson, J. L. (2014). «La evolución del reemplazo funcional de la mano: Desde las prótesis de hierro hasta el trasplante de mano», *Plastic and Reconstructive Surgery*, vol. 134, no. 1, pp. 145-161.
- [5] Castellini, C., & van der Smagt, P. (2009). «EMG de superficie en prótesis de mano avanzadas», *Biological Cybernetics*, vol. 100, no. 1, pp. 35-47.
- [6] Farina, D., Vujaklija, I., Bränemark, R., Bull, A., Dietl, H., Graumann, B., & Aszmann, O. (2021). «Hacia miembros biónicos de alto rendimiento para un uso clínico más amplio», *Nature Biomedical Engineering*.
- [7] Low, C. Y., Kasim, M. A. A., Koch, T., Dumitrescu, R., Yussof, H., Jaafar, R., & Ng, K. M. (2013). «Prótesis de dedo con actuadores híbridos y sensor táctil», *International Journal of Advanced Robotic Systems*.
- [8] Lipson, H., & Kurman, M. (2013). *Fabricado: El nuevo mundo de la impresión 3D*, Wiley.
- [9] Rengier, F., Mehndiratta, A., von Tengg-Kobligk, H., Zechmann, C. M., Unterhinninghofen, R., Kauczor, H. U., & Giesel, F. L. (2010). «Impresión 3D basada en datos de imágenes: revisión de aplicaciones médicas», *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 5, no. 4, pp. 335-341.
- [10] Bosch, R., Eggert, S., Sanders, J., & Anderson, K. (2016). *Impresión 3D: Una herramienta para prótesis personalizadas*, Springer.
- [11] Merletti, R., & Parker, P. A. (2004). *Electromiografía: Fisiología, Ingeniería y Aplicaciones No Invasivas*, Wiley-IEEE Press.
- [12] Barrett, S. F. (2006). *Microcontrolador Arduino: Procesamiento para Todos*, Morgan & Claypool Publishers.

- [13] Piltan, F., Hosseini, R., Fouladi, S., Nikoobin, A., & Mirzaei, M. (2012). «Diseño de controladores robustos adaptativos para manipuladores robóticos: enfoque basado en la teoría de Lyapunov», *International Journal of Robotics and Automation*, vol. 3, no. 5, pp. 28-55.
- [14] Conner, B. P., Manogharan, G. P., Martof, A. N., Rodomista, T., Mengesha, E., & Lamichhane, S. (2014). «Entendiendo la impresión 3D: Creación de un mapa de productos y servicios de fabricación aditiva», *Additive Manufacturing*, vol. 1, pp. 64-76.
- [15] Farina, D., Aszmann, O. C., & Jiang, N. (2014). «Control de prótesis de miembro superior: El estado del arte y perspectivas futuras», *The Lancet Neurology*, vol. 13, no. 1, pp. 127-138.
- [16] Zuniga, J. M., Katsavelis, D., Peck, J., Stollberg, J., Petrykowski, M., Carson, A., & Fernandez, C. (2015). «Bestia cyborg: Una mano protésica de bajo costo impresa en 3D para niños con diferencias en las extremidades superiores», *BMC Research Notes*, vol. 8, p. 10.
- [17] Ortiz-Catalan, M., Håkansson, B., & Brânemark, R. (2014). «Una puerta de enlace humano-máquina oseointegrada para retroalimentación sensorial y control motor a largo plazo de extremidades artificiales», *Science Translational Medicine*, vol. 6, no. 257, p. 257re6.
- [18] Linderman, M., Santhanam, G., Kemere, C., Gilja, V., O'Driscoll, S., Yu, B. M., & Meng, T. (2008). «Desafíos del procesamiento de señales para prótesis neuronales», *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 25, no. 1, pp. 18-28.
- [19] Oskoei, M. A., & Hu, H. (2007). «Sistemas de control mioeléctrico—Una revisión», *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 2, no. 4, pp. 275-294.
- [20] Phinyomark, A., Phukpattaranont, P., & Limsakul, C. (2013). «Reducción y selección de características para la clasificación de señales EMG», *Expert Systems with Applications*, vol. 40, no. 12, pp. 4822-4831.
- [21] Unanyan, N. N., & Belov, A. (2019). «Enfoque basado en señales para la detección de fallos en sensores EMG en prótesis de extremidades superiores» 20th International Carpathian Control Conference (ICCC), pp. 1-6, 2019.
- [22] Loeb, G. E., & Gans, C. (1986). *Electromiografía para experimentadores*. University of Chicago Press.
- [23] Nicolelis, M. A. L. (2001). «Acciones a partir de pensamientos», *Nature*, vol. 409, no. 6818, pp. 403-407.
- [24] Müller-Putz, G. R., Scherer, R., Brunner, C., Leeb, R., & Pfurtscheller, G. (2015). «Mejor que el azar: Una mirada más cercana a los resultados del BCI», *International Journal of Bioelectromagnetism*, vol. 7, no. 1, pp. 7-11.
- [25] Mohomed, I., & Dutta, P. (2015). «La era del bricolaje y el amanecer del movimiento Maker», *GetMobile: Mobile Computing and Communications*, vol. 18, no. 1, pp. 41-43.

- [26] Sherrill, J. (2016). «Enseñanza de la documentación a través de la impresión 3D e Instructables», *Proceedings of the 34th ACM International Conference on the Design of Communication*.
- [27] Alcock, C., Hudson, N., & Chilana, P. K. (2016). «Barreras para usar, personalizar e imprimir diseños 3D en Thingiverse», *Proceedings of the 2016 ACM International Conference on Supporting Group Work*.
- [28] Xu, X., & Newman, S. T. (2006). «Haciendo que las máquinas herramienta CNC sean más abiertas, interoperables e inteligentes—una revisión de las tecnologías», *Computers in Industry*, vol. 57, no. 2, pp. 141-152.
- [29] Gibson, I., Rosen, D. W., & Stucker, B. (2014). *Tecnologías de fabricación aditiva*. Springer, New York, NY.
- [30] Soutis, C. (2005). «Plásticos reforzados con fibra de carbono en la construcción de aeronaves», *Materials Science and Engineering: A*, vol. 412, no. 1-2, pp. 171-176.
- [31] Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T., & Hui, D. (2018). «Fabricación aditiva (impresión 3D): una revisión de materiales, métodos, aplicaciones y desafíos», *Composites Part B: Engineering*, vol. 143, pp. 172-196.
- [32] Ford, S., & Despeisse, M. (2016). «Fabricación aditiva y sostenibilidad: un estudio exploratorio de las ventajas y desafíos», *Journal of Cleaner Production*, vol. 137, pp. 1573-1587.
- [33] Tsai, J. (2008). «Para bien o para mal: Introducción a la versión 3 de la Licencia Pública General de GNU», *Berkeley Technology Law Journal*, vol. 23, p. 547.
- [34] Bulgarelli, A., Toscana, G., Russo, L., Airò Farulla, G., Indaco, M., & Bona, B. (2016). «Una mano robótica antropomórfica hábil, de bajo costo y de código abierto, imprimible en 3D, con una muñeca esférica paralela para la reproducción de lenguajes de señas», *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 13, pp. 1-10.

9 Anexos

9.1 Planos mecánicos piezas modificadas y creadas

