

Escuela Superior Politécnica Del Litoral

Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción

Implementación de una prótesis de brazo mecatrónica personalizada utilizando

Impresión 3D y tecnología mioeléctrica

INGE-2532

Proyecto Integrador

Previo a la obtención del Título de:

Ingenieros en Mecatrónica

Presentado por:

José Fernando Desiderio Moreira

Guido Eduardo Becerra Morán

Guayaquil - Ecuador

Año: 2024

Dedicatoria

Este proyecto va dedicado a la profesora Elena Rodriguez por confiar en ese niño tímido que dormía en clases y le enseñó el valor de la responsabilidad.

José Desiderio M.

Dedicatoria

Este proyecto va dedicado a mis padres ya que esto es la culminación de todo el apoyo que me han dado desde pequeño para que pueda llegar a ser un profesional. También a todas las personas con discapacidades físicas, espero esta sea la semilla termine en ellos teniendo una mejor calidad de vida.

Guido Becerra M.

Agradecimientos

A mis padres, por darme la oportunidad de vivir y ser un soporte esencial en mi vida.

A mi novia, Génesis Frugone, por su amor, comprensión y apoyo en todo el camino.

A Steven Martinez, Juan Amoretti, Ney Coto, Maria Emilia Montoya por toda su ayuda en el desarrollo del proyecto.

A mis amigos de la universidad por levantarme los animos con líquidos de contenido étlico.

A mis amigos del colegio por estar presentes cuando me tocaba desvelarme.

A Alfonso Espinoza por introducirme al mundo de las prótesis y darnos sabios consejos.

A mi jefe en Siemens, Carlos Pérez, por su comprensión al darme el tiempo que necesitaba libre del trabajo.

José Desiderio M.

Agradecimientos

A mis padres por apoyarme siempre.

A Angel Barahona por su cooperación y disposición que permiten el desarrollo de la tecnología de prótesis mioeléctricas.

A los chicos de prácticas comunitarias por haber ayudado a sacar adelante este proyecto.

Al Profesor Jonathan León por poner su granito de arena en este proyecto con su financiamiento.

Guido Becerra M.

Declaración Expresa

Nosotros José Fernando Desiderio Moreira y Guido Eduardo Becerra Morán acordamos y reconocemos que: La titularidad de los derechos patrimoniales de autor (derechos de autor) del proyecto de graduación corresponderá a los autores, sin perjuicio de lo cual la ESPOL recibe en este acto una licencia gratuita de plazo indefinido para el uso no comercial y comercial de la obra con facultad de sublicenciar, incluyendo la autorización para su divulgación, así como para la creación y uso de obras derivadas. En el caso de usos comerciales se respetará el porcentaje de participación en beneficios que corresponda a favor de los autores. La titularidad total y exclusiva sobre los derechos patrimoniales de patente de invención, modelo de utilidad, diseño industrial, secreto industrial, software o información no divulgada que corresponda o pueda corresponder respecto de cualquier investigación, desarrollo tecnológico o invención realizada por nosotros durante el desarrollo del proyecto de graduación, pertenecerán de forma total, exclusiva e indivisible a la ESPOL, sin perjuicio del porcentaje que nos corresponda de los beneficios económicos que la ESPOL reciba por la explotación de nuestra innovación, de ser el caso. En los casos donde la Oficina de Transferencia de Resultados de Investigación (OTRI) de la ESPOL comunique los autores que existe una innovación potencialmente patentable sobre los resultados del proyecto de graduación, no se realizará publicación o divulgación alguna, sin la autorización expresa y previa de la ESPOL.



José Fernando Desiderio Moreira



Guido Eduardo Morán Becerra

Evaluadores

Marcelo Rodolfo Fajardo Pruna, PhD.

Profesor de la Materia

Jonathan Roberto León Torres, Mgtr.

Tutor del proyecto

Resumen

El proyecto se centra en el desarrollo de una prótesis robótica accesible para la población ecuatoriana, abordando la problemática de los altos costos de las prótesis comerciales que limitan el acceso de muchas personas a dispositivos que mejoren su calidad de vida. La metodología desarrollada incluye el diseño mecánico, electrónico y de control, permitiendo la fabricación de prótesis de manera sencilla y replicable. Se recopilaron datos antropométricos y señales mioeléctricas del paciente como base para el diseño y elaboración de la prótesis. Utilizando la impresión 3D, materiales electrónicos disponibles en el mercado local y diseño CAD se logró conseguir que un modelo del antebrazo y mano izquierda del paciente que sea congruente con sus medidas y también se desarrolló un modelo de inteligencia artificial que haga uso de los datos mioeléctricos recopilados para controlar los movimientos de la mano de la prótesis, distinguiendo entre tres estados: Puño, Pinza y Descanso. El dispositivo final cuenta con un control manual mediante botones y un control automático manejado por la inteligencia artificial, la alimentación del prototipo cuenta con una batería recargable de 12V que proporciona una autonomía de hasta 8 horas de uso continuo.

Palabras Clave: Inteligencia artificial, Impresión 3D, Prótesis, Electromiografía, Accesibilidad

Abstract

The project focuses on the development of an accessible robotic prosthesis for the Ecuadorian population, addressing the issue of the high costs of commercial prostheses that limit many people's accesses to devices that improve their quality of life. The developed methodology includes mechanical, electronic, and control design, enabling the simple and replicable manufacturing of prostheses. Anthropometric data and myoelectric signals from the patient were collected as the basis for the design and creation of the prosthesis. Using 3D printing, locally available electronic materials, and CAD design, a model of the patient's left forearm and hand was created, consistent with their measurements. Additionally, an artificial intelligence model was developed to utilize the collected myoelectric data to control the movements of the prosthetic hand, distinguishing between three states: Fist, Pinch, and Rest. The final device features manual control via buttons and automatic control managed by artificial intelligence. The prototype is powered by a rechargeable 12V battery that provides up to 8 hours of continuous use.

Keywords: *Artificial Intelligence, 3D Printing, Prostheses , Electromyography, Accessibility.*

Índice general

Resumen	I
<i>Abstract</i>	II
Índice general	III
Abreviaturas	VI
Índice de figuras	VIII
Índice de tablas	IX
Capítulo 1	X
1. Introducción	1
1.1 Descripción del problema	1
1.2 Justificación del problema	2
1.3 Objetivos	3
1.3.1 Objetivo General	3
1.3.2 Objetivos Específicos	3
1.4 Marco teórico	3
1.4.1 Concepto y evolución de las prótesis	4
1.4.2 Tecnologías de impresión 3D en Prótesis	6
1.4.3 Tecnología mioeléctrica en Prótesis	8
1.4.4 Integración de Mecatrónica en Prótesis	9
1.4.5 Estudios de caso y proyectos relacionados	10
1.4.6 Aspectos éticos y normativos.	14
Capítulo 2	15
2. Metodología	16
2.1 Diseño Conceptual y Metodología de Diseño	16

2.1.1	Selección de solución	16
2.1.2	Descripción del diseño conceptual	16
2.1.3	Metodología de diseño utilizada	17
2.1.4	Criterios de diseño	17
2.2	Desarrollo del diseño	18
2.2.1	Toma de medidas y escaneo del brazo del paciente.	18
2.2.2	Modelamiento del antebrazo	19
2.2.3	Modelamiento de la mano	21
2.2.4	Control de movimientos	22
2.2.5	Circuito de sensor EMG	22
2.2.6	Recolección de datos	23
2.2.7	Entrenamiento de modelo de ML base	23
2.2.8	Creación de modelo ligero para sistema embebido	25
2.2.9	Circuito de alimentación	26
2.2.10	Circuito de control	27
2.2.11	Desarrollo del circuito completo en PCB	29
2.2.12	Calibración y ajuste de movimientos	29
Capítulo 3	42
3. Resultados y análisis	43
3.1	Montaje de prótesis	43
3.1.1	Mecanizado de PCB y soldadura	43
3.1.2	Impresión 3D de prótesis	44
3.2	Características de la prótesis	48
3.3	Dimensiones del paciente para contraste con la prótesis	49

3.4	Análisis de costos	50
3.4.1	Costo de productos para desarrollo del proyecto	51
3.4.2	Costo de fabricación de una réplica	51
3.5	Análisis de resultados	52
3.5.1	Resultados de diseño mecánico	52
3.5.2	Resultados de diseño electrónico	54
3.5.3	Resultados de programación y control	56
Capítulo 4	58
4.	Conclusiones y recomendaciones	59
BIBLIOGRAFÍA		
APÉNDICES		

Abreviaturas

ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
ASTM	American Society for Testing and Materials
PLA	Ácido poliláctico
EMG	Electromiografía
sEMG	Electromiografía de superficie
LiPo	Polímero de iones de litio
ML	Machine Learning
STL	Formato de archivo. Abreviatura de "Stereolithography"

Índice de figuras

Figura 1.1	Desarrollo temprano de prótesis	5
Figura 1.2	Impresoras 3D	6
Figura 1.3	Prótesis de mano "Cyborg Beast"	7
Figura 1.4	Electrodos superficiales en músculo residual	8
Figura 1.5	Metodología de extracción y clasificación de señales propuesta por Azhiri, Esmaeili y Nourani	10
Figura 1.6	Microcontrolador ESP32	11
Figura 1.7	Prótesis de brazo de HACKberry	11
Figura 1.8	Prótesis de mano de OPENBIONICS	13
Figura 1.9	Mano Flexy-Hand	13
Figura 2.1	Esquema de desarrollo	17
Figura 2.2	Medidas del muñon con cinta métrica	30
Figura 2.3	Escaneo de brazo utilizando aplicación móvil Polycam	31
Figura 2.4	Visualización del escaneo usando Polycam	32
Figura 2.5	Escaneo de brazo utilizando el radar Sense V1 de 3D systems	33
Figura 2.6	Visualización STL: Brazo izquierdo estirado	33
Figura 2.7	Impresión del modelo escala del muñon (STL de app Polycam)	34
Figura 2.8	Impresión del modelo escala del muñon (STL de SENSE v1)	34
Figura 2.9	Medidas del muñon envuelto con media de compresión con cinta métrica	35
Figura 2.10	Vistas del modelo, de izquierda a derecha, arriba a abajo, isométrico, frontal, superior e inferior	36
Figura 2.11	Diagrama de conexiones de circuito de toma de datos	36

Figura 2.12 Toma de datos del paciente usando acople impreso	37
Figura 2.13 Apertura y Cierre de Mano (Prueba 2 - Brazo Izquierdo)	37
Figura 2.14 Mano en Descanso (Prueba 2 - Brazo Izquierdo)	38
Figura 2.15 Movimiento de Pinza (Prueba 2 - Brazo Izquierdo)	38
Figura 2.16 Diagrama de conversión de modelo estandar a modelo ligero	38
Figura 2.17 Matriz de Confusión del modelo earling stopping	39
Figura 2.18 Curva ROC del modelo earling Stopping	39
Figura 2.19 Diagrama del circuito de alimentación	40
Figura 2.20 Conexión de sistema de alimentación	40
Figura 2.21 Circuito de control	40
Figura 2.22 Esquemático de PCB	41
Figura 2.23 Visualización digital del PCB	41
Figura 3.1 Visualización digital del PCB	43
Figura 3.2 Mano ensamblada	46
Figura 3.3 Antebrazo con tapa	47
Figura 3.4 Antebrazo sin tapa	47
Figura 3.5 Dimensiones de la prótesis	48
Figura 3.6 Coordenadas centro de masa	50

Índice de tablas

Tabla 2.1	Matriz de conclusiones	16
Tabla 3.1	Material final usado en ensable con soporte	44
Tabla 3.2	Material final usado en ensable sin soporte	45
Tabla 3.3	Información antropométrica	49
Tabla 3.4	Resumen de costos de materiales	50

Capítulo 1

1. Introducción

Según el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS) hasta septiembre del año 2023 se registraron un total de 480.776[1] personas con algún tipo de discapacidad en el Ecuador. De los cuales 209.219[1] cuentan con algún tipo de discapacidad física, lo que significaría un porcentaje de 44,86% de personas con discapacidad física en el país. Por eso este es un sector que da apretura a la innovación y desarrollo tecnológico dentro de la rama de la mecatrónica, se busca esto para poder implementar herramientas que mejoren la calidad de vida de estas personas.

El uso de una prótesis, especialmente para pacientes con amputaciones o deformidades congénitas está hecho más que nada para poder ayudar a estas personas a poder lidiar de mejor manera con su condición, a su vez de ayudar a afrontar dificultades físicas y psicológicas. Se sabe que la amputación, a pesar de ser un procedimiento que se hace para salvar vidas las personas que son sometidas a este procedimiento normalmente sufren de problemas psicológicos graves, como ansiedad, depresión, trastorno de estrés post traumático, entre otros [2].

Debido a eso, se ha visto un aumento en profesionales mecatrónicos que buscan adentrarse al campo de la ingeniería médica, biotecnología y la robótica [3], un ejemplo importante son las prótesis funcionales que funcionan a base de señales mioeléctricas. Estas prótesis juntan las señales eléctricas del cuerpo del mismo paciente para hacer mover las partes de dicha prótesis, lo que hace que sea su uso mucho más natural y cómodo para el paciente.

1.1 Descripción del problema

El objetivo de este trabajo es mejorar la calidad de vida de Ángel Barahona, un paciente que perdió parte de su antebrazo izquierdo en un accidente. Se propone la creación

de una prótesis mecatrónica que permita a Ángel recuperar mayor funcionalidad en su brazo, superando las limitaciones de una prótesis convencional. La prótesis se desarrollará utilizando herramientas de código libre e impresión 3D, lo que permitirá reducir los costos sin comprometer su calidad de vida.

Por otro lado, este proyecto pretende demostrar que es posible fabricar prótesis complejas y funcionales, que integran sistemas electrónicos, diseño mecánico y de control, de manera accesible y económica. Para ello, se utilizarán diseños de código libre y se contará con la participación del paciente en pruebas y mediciones, asegurando que la prótesis se adapte perfectamente a su cuerpo.

1.2 Justificación del problema

El tipo de prótesis que se busca hacer, si bien es cierto bastante avanzado y con gran utilidad, no es muy accesible para la persona promedio y fabricar una prótesis así es complejo. Ya que su desarrollo necesita diseño mecánico y electrónico altos, necesarios para que la prótesis se adapte correctamente a las necesidades del paciente sin complicaciones.

Es necesario agregar que existen herramientas hechas para facilitar el diseño y desarrollo de estas prótesis, como programas de código abierto que cuentan con diagramas eléctricos, diseños en 3D y demás. Por eso este proyecto pretende aprovechar todas estas herramientas para garantizar la calidad de la prótesis y mantener los costos asequibles para la mayoría de la gente que necesita este producto. Esto es hecho con el fin de dar ayuda a personas que no tienen los recursos necesarios para conseguir una prótesis.

1.3 Objetivos

1.3.1 *Objetivo General*

Implementar una prótesis de brazo personalizada utilizando tecnologías avanzadas de impresión 3D y señales mioeléctricas, con el fin de mejorar la calidad de vida de pacientes que carecen de parte de sus extremidades superiores, ofreciendo una solución funcional adaptada a sus necesidades específicas.

1.3.2 *Objetivos Específicos*

- Adaptar un diseño de prótesis a las medidas adecuadas del paciente para asegurar un ajuste cómodo y fabricarla con impresión 3D.
- Diseñar un circuito eléctrico que incluya actuadores, sensores y alimentación, además de la entrada y tratamiento de las señales mioeléctricas para ser procesadas.
- Entrenar un modelo de machine learning que identifique los patrones de las señales mioeléctricas y genere la consigna adecuada para el movimiento de la prótesis.
- Comprobar correcto funcionamiento de la prótesis mediante pruebas con el usuario.

1.4 Marco teórico

En la medicina moderna, las prótesis han jugado un papel fundamental en la mejora de la calidad de vida de personas que han sufrido amputaciones debido a accidentes laborales o aquellas personas que han nacido con malformaciones congénitas. Con el tiempo, estas tecnologías han avanzado significativamente gracias a los esfuerzos de ingenieros en conjunto con médicos dentro del campo de la ingeniería biomédica, proporcionando soluciones cada vez más sofisticadas y adaptadas a las necesidades individuales de los pacientes, influyendo

positivamente en su integración social y psicológica.

En este contexto, se resaltan dos tecnologías que han modernizado el desarrollo de prótesis: La impresión 3D y los sensores mioeléctricos.

La impresión 3D ha revolucionado el proceso de manufactura de las prótesis, ya que permite la creación de prótesis altamente personalizadas, que se ajusten totalmente a las características anatómicas del paciente, al mismo tiempo que reduce significativamente el costo de la producción, permitiendo experimentar con nuevos diseños y funcionalidades que favorezcan al paciente.

Al mismo tiempo, la tecnología mioeléctrica ha marcado un antes y un después en la interacción del paciente con la prótesis. Gracias a la posibilidad de detectar las señales eléctricas emitidas por los músculos restantes del paciente, se puede desarrollar un control más intuitivo para el usuario, mejorando la precisión y eficacia de los movimientos.

Para este desarrollo se estudian ambas tecnologías: los principios operativos, ventajas, desafíos e impacto en el campo de prótesis personalizadas de bajo costo.

1.4.1 Concepto y evolución de las prótesis

Las prótesis son dispositivos diseñados para reemplazar o complementar partes del cuerpo humano que han sido perdidas o dañadas debido a lesiones, accidentes, enfermedades o defectos congénitos. Su propósito principal es el de restaurar en lo posible la funcionalidad de la parte perdida y de mejorar la calidad de vida de la persona afectada. En la actualidad, las prótesis buscan no solo imitar la apariencia de la extremidad perdida, sino también proporcionar funcionalidad operativa que permite al usuario participar activamente en la sociedad. [4]

La historia de las prótesis se remonta a la antigüedad, donde se ha encontrado evidencias arqueológicas de hace miles de años de prótesis estéticas. Un ejemplo de esto es

el "dedo de El Cairo", una prótesis de dedo del pie de madera y cuero que es considerada una de las primeras prótesis funcionales. Otro ejemplo es la "pierna de Capua", una prótesis de pierna hecha de bronce y madera, sostenida por correas de cuero encontrada en Italia. Las necesidades de movilidad y de integrar a discapacitados ha promovido el desarrollo de estas tecnologías durante siglos.

Figura 1.1.

Desarrollo temprano de prótesis

(a)

Pierna de Capua



(b)

El dedo de El Cairo



El desarrollo de prótesis avanzó significativamente durante las guerras mundiales del siglo XX. Debido al gran número de amputaciones sufridas durante la guerra, incrementó en gran medida la demanda de prótesis, lo que llevó a mejoras en los materiales y diseños de las prótesis para que pudieran tener un enfoque más holístico en la rehabilitación de los amputados, incluyendo entrenamiento del funcionamiento y terapia física para acondicionarse al nuevo miembro.[5]

Eso nos lleva a la actualidad, donde gracias a la introducción de nuevos materiales como plásticos, aluminio y titanio, y el uso generalizado de microprocesadores y la tecnología mioeléctrica, se han abierto las puertas a prótesis inteligentes más ligeras, duraderas y funcionales, adaptadas a cada usuario de forma personalizada. [4] [5]

1.4.2 Tecnologías de impresión 3D en Prótesis

La impresión 3D es una forma de manufactura aditiva, en donde se crean objetos tridimensionales a partir de un modelo digital. En este proceso se añade material capa por capa hasta lograr reproducir la pieza digital, permitiendo así la reproducción de estructuras complejas con gran precisión sin tener las restricciones de modelos de manufactura sustractiva como el torneado que impiden acceder a ciertos lugares. El proceso de añadir material capa por capa varía según el tipo de impresora a utilizar, ya que puede ir desde una impresora de filamento que extruye el material (Algun tipo de plástico) a través de una boquilla caliente hasta una impresora de resina que enciende leds especializados para solidificar la resina en la forma de la capa deseada. [6] [7]

Figura 1.2.

Impresoras 3D

(a)

Impresora 3D de filamento



(b)

Impresora 3D de Resina



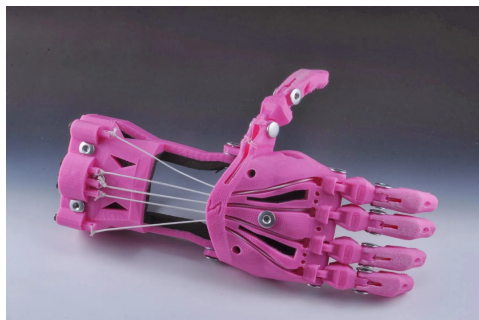
Una de las principales ventajas que provee el uso de manufactura aditiva, es su alta capacidad de personalización. Las prótesis impresas puede ser diseñadas específicamente según la anatomía y comodidad del paciente, mejorando significativamente su ergonomía y capacidad funcional del dispositivo. También permite iterar rápidamente el diseño para adaptarlo a la retroalimentación y necesidades del usuario. [8]

Al reducir los tiempos de producción y hacer uso de materiales de alta disponibilidad como el PLA, el costo general de la producción de una prótesis se reduce en gran medida, al compararlo con métodos de fabricación tradicionales que normalmente implican procesos complejos y costosos. La producción en impresión 3D elimina la necesidad de moldes y herramientas específicas, permitiendo que las prótesis sean más accesibles a un segmento de la población vulnerable como lo suelen ser las personas con discapacidad física, especialmente en países en desarrollo con recursos limitados. [7]

Estas ventajas provistas por las tecnologías de manufactura aditiva han provocado la proliferación de proyectos opensource para el desarrollo de prótesis. Entre esos, uno de los casos de éxito más destacados es el proyecto "Cyborg Beast", que desarrolló un modelo de mano protésica de bajo costo para niños discapacitados. Esta es una prótesis netamente mecánica, impreso en plástico que demostró la versatilidad de esta tecnología al momento de adaptarse a diferentes pacientes, mejorando su calidad de vida en el proceso.[9]

Figura 1.3.

Prótesis de mano "Cyborg Beast"



1.4.3 Tecnología mioeléctrica en Prótesis

La electromiografía (EMG) es el registro mediante una aguja o electrodo de superficie de la actividad eléctrica muscular. Las fibras musculares al contraerse ejercen descargas eléctricas que se pueden medir e incluso identificar en patrones.[10] Esta tecnología permite captar las señales de los músculos residuales del paciente para controlar los movimientos de la prótesis. Mediante un control adecuado, las señales captadas por los electrodos pueden ser procesados para indicar a una prótesis mecatrónica la función que debe ejercer, permitiendo así movimientos más naturales e intuitivos ya que se basan en los impulsos eléctricos generados por el mismo usuario. [11]

Farina y Aszmann explican que las prótesis mioeléctricas han avanzado bastante desde su introducción el campo de prótesis, mejorando con el tiempo su precisión y fiabilidad. Las señales EMG captadas pasan por un proceso de amplificación y filtrado para eliminar el ruido antes de ser utilizada en el controlador para consignar un accionamiento físico. Gracias a esto se tiene una respuesta más rápida y precisa ante los movimientos del usuario.[12]

Figura 1.4.

Electrodos superficiales en músculo residual



El control de las prótesis mediante señales EMG se basa en la capacidad de los sensores y del microcontrolador de detectar y procesar esas señales musculares de forma adecuada. Castellini y Smagt señalan que la electromiografía de superficie (sEMG) es la forma más común de captar estas señales en esta aplicación. [13] Englehart y Hudgins desarrollaron un esquema de control robusto y en tiempo real para el manejo multifuncional de las prótesis mioeléctricas. Así el sistema podría permitir a los usuarios controlar funcionalidades diferentes de la prótesis, como abrir y cerrar la mano, rotar la muñeca o flexionar el codo al reconocer diferentes patrones de activación muscular en el paciente. [14]

Sin embargo, es importante reconocer los desafíos significativos que se presentan al implementar esto en un sistema variable como lo puede ser un ser humano, ya que estos sensores son sensibles a diversos factores como la posición de los electrodos, fatiga muscular o las condiciones de la piel.

1.4.4 Integración de Mecatrónica en Prótesis

Al desarrollar una prótesis que involucre un diseño mecánico impreso en 3D, la captación de señales EMG y su posterior procesamiento en un controlador componen un sistema mecatrónico.

En el contexto de una prótesis inteligente, la mecatrónica integra los sensores, actuadores y controladores en un sistema cohesivo que provea al usuario de un mejor control y uso de la prótesis. Según Pons, los sistemas mecatrónicos permiten una interacción más eficiente entre el usuario y la prótesis, mejorando la precisión y naturalidad de los movimientos. [15] Hargrove y compañía demostraron cómo la decodificación EMG en tiempo real se puede utilizar para el control de una pierna robótica de un amputado mediante transferencias nerviosas. Esto marca un hito en las funcionalidades de las prótesis al poder adaptarse al

cuerpo del paciente y sus señales específicas. [16]

Lo importante es integrar la parte mecánica y eléctrica mediante un esquema de control que sea capaz de clasificar las características de las señales EMG para ejercer las funcionalidades de la prótesis. Mediante el uso de redes neuronales, es posible entrenar un modelo que sea capaz de identificar y clasificar las señales EMG procesadas. Azhiri, Esmaeili y Nourani desarrollaron una metodología avanzada para la extracción y clasificación de esas características demostrando una alta precisión en la clasificación. [17]

Figura 1.5.

Metodología de extracción y clasificación de señales propuesta por Azhiri, Esmaeili y Nourani



Para hacer esto posible, existen varios microcontroladores que proveen de suficiente control y potencia para realizar el procesamiento adecuado de los datos usando el modelo entrenado y capaz de manejar ejercer las señales necesarias para el movimiento de la prótesis. El más adecuado en la gama de bajo costo, con la capacidad de programar en microPython un modelo de machine learning capaz de identificar las señales entrantes y transformarlo en la consigna adecuada es el Microcontrolador ESP32, de ESPRESSIF. [18]

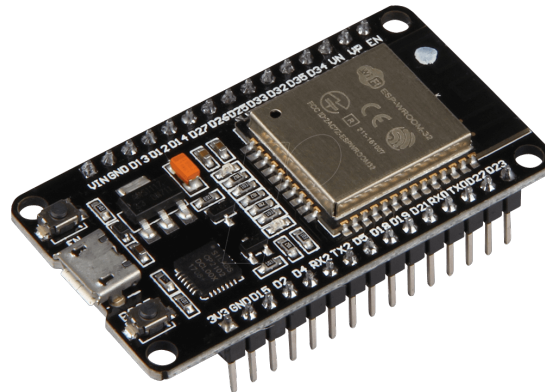
1.4.5 Estudios de caso y proyectos relacionados

Se estudian iniciativas open source de prótesis robóticas que implementen tanto impresión 3D como recolección de datos:

HACKberry, desarrollada por Exiii, es una prótesis de mano biónica de código abierto que utiliza sensores mioeléctricos para captar señales EMG de los músculos residuales del

Figura 1.6.

Microcontrolador ESP32



usuario y controlar la mano protésica. Tiene un diseño modular y personalizable que reduce significativamente el costo de producción al hacer uso de impresión 3D. [19]

Figura 1.7.

Prótesis de brazo de HACKberry



La mano protésica de la iniciativa open-source "OpenBionics" es su desarrollo de prótesis asequible y personalizable que utiliza un sistema de transmisión bioinspirado para los dedos, que mejora su rendimiento en tareas cotidianas. Su diseño incluye un mecanismo diferencial bloqueable y ajustable que permite diferentes configuraciones de agarre con un

solo motor. Contempla el uso de un microcontrolador, pero no la recolección de señales mediante sensores EMG. [20]

Figura 1.8.

Prótesis de mano de OPENBIONICS



Por otro lado un proyecto mucho mas simple es Flexy-Hand, este proyecto es un diseño de mano hecho con impresión 3D, no cuenta con engranajes o motores, la actuación de la mano esta hecha con la cables que al ser jalados flexionan los dedos que tienen eslabones hechos a base de material flexible para permitir su movimiento.

Figura 1.9.

Mano Flexy-Hand



1.4.6 Aspectos éticos y normativos.

Al tratarse de un dispositivo pensado para estar en contacto con el cuerpo del usuario, es importante abordar las cuestiones éticas que se presentan al momento de integrar un dispositivo inteligente en la vida del paciente. Entre estas cuestiones se incluye la privacidad y seguridad de los datos biológicos que son capturados por los sensores, los cuales se mantienen de forma local en el controlador, y qué impacto psicológico tenga en el usuario. Anderson y Anderson discuten la necesidad de crear agentes inteligentes éticos, cuyo concepto es aplicable al desarrollo de la prótesis ya que se debe asegurar que toda función ejercida por el dispositivo sea segura y beneficiosa para el usuario. [21]

Dentro de este marco ético, también entra en discusión los aspectos normativos, ya que estas prótesis avanzadas requieren de alimentación de baterías de alta corriente, que bajo ciertas condiciones pueden llegar a ser peligrosas o incluso explosivas. Por lo tanto, para comercializar una prótesis con batería LiPo en Ecuador se debe cumplir con el Reglamento Técnico Ecuatoriano RTE INEN 105(1R) sobre pilas y baterías, que establece los requisitos de seguridad necesarios para proteger la salud y el medio ambiente. [22]

Capítulo 2

2. Metodología

2.1 Diseño Conceptual y Metodología de Diseño

2.1.1 Selección de solución

Se realizó una comparativa entre modelos de prótesis explorados en el marco teórico:

Tabla 2.1.

Matriz de conclusiones

HACKBERRY (A), Flexihand (B), Diseño personalizado (C)						
Alternativas	Complejidad	Fiabilidad	Costo	peso/tamaño	$\Sigma + 1$	Prioridad
Solución A	1	0.5	0.5	1	2	3
Solución B	1	1	1	1	3	1
Solución C	1	1	1	1	2	2

Resolviendo que lo más efectivo para la solución será el uso de la Flexihand para la mano de la prótesis, y que es necesario realizar un diseño personalizado para el antebrazo.

2.1.2 Descripción del diseño conceptual

- **Diseño mecánico:** El desarrollo mecánico se dividió en dos partes:
 1. **Antebrazo:** Suficiente espacio para circuitos y actuadores, manteniendo la robustez.
 2. **Mano:** Diseño adecuado para movimientos de pinza y puño.
- **Diseño electrónico:**
 1. **Circuito de alimentación:** Alimentación por baterías recargables y conversión a voltaje de 5V.

2. **Circuito de control:** Usando un microcontrolador ESP32, se conectan los sensores y actuadores. Se genera un PCB para reducir espacio ocupado.

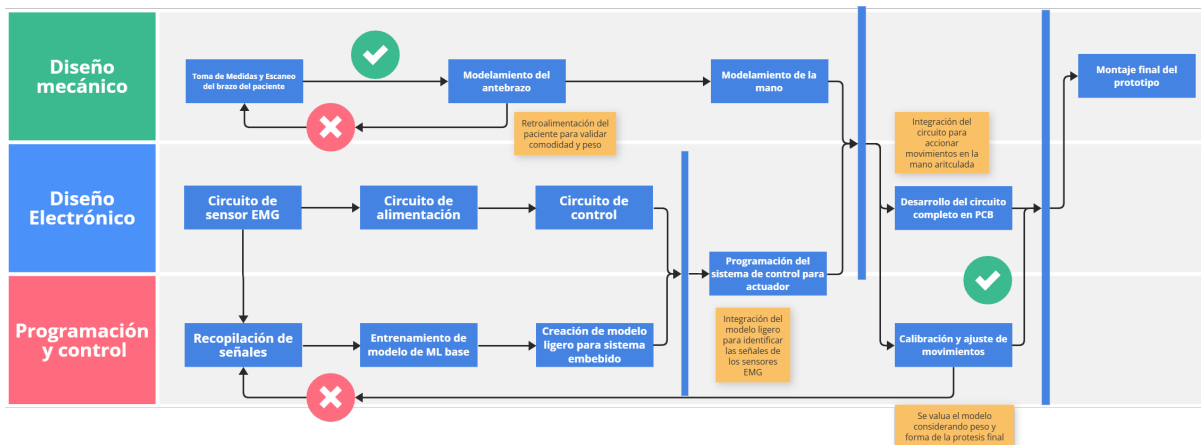
- **Programación y control:** Desarrollo de un modelo ligero de ML para reconocer señales del sensor EMG en tiempo real, embebido en el microcontrolador.

2.1.3 Metodología de diseño utilizada

Se ilustra un diagrama de actividades, considerando las áreas de diseño del desarrollo de la prótesis. Se plantean escenarios de validación que resultan en un proceso iterativo e integral según los paradigmas de la mecatrónica. Al finalizar se verifica si el prototipo desarrollado cumple con las necesidades específicas del paciente.

Figura 2.1.

Esquema de desarrollo



2.1.4 Criterios de diseño

- Dos movimientos de la prótesis: Pinza y puño. Pinza solo cierra el dedo índice y el pulgar, puño cierra todos los dedos.
- Autonomía mínima de 8 horas con baterías recargables.
- Ligero, peso total inferior a 3kg.

- Ajuste cómodo y fiable. Con seguros para evitar que la prótesis se caiga.
- Económico. Los componentes son accesibles a nivel nacional.

2.2 Desarrollo del diseño

2.2.1 Toma de medidas y escaneo del brazo del paciente.

Se realizaron mediciones detalladas tanto del brazo completo como del brazo afectado de Ángel Barahona, esenciales para diseñar una prótesis que se ajuste perfectamente al cuerpo del paciente. Se utilizó una combinación de técnicas de medición manual y digital para asegurar la precisión de los datos recogidos.

- Se empleó una cinta métrica para obtener las longitudes y circunferencias de diferentes partes del brazo.
- Se realizó un escaneo del brazo afectado utilizando una aplicación de escaneo 3D en un dispositivo móvil.
- Se efectuó un escaneo más detallado con tecnología de radar para capturar características más finas del brazo afectado.
- Se imprimió un modelo a escala del brazo del paciente para referencia a usar en los diseños.

En base a los resultados obtenidos en STL, se escaló el modelo para asegurar que coincidiera con las medidas tomadas manualmente con la cinta métrica. Para proceder con el modelado del acople, se imprimió un modelo a escala del brazo escaneado del paciente, resaltando así que el escaneo realizado con aplicación resultó ser más preciso.

La impresión se realizó en una impresora Artillery Sidewinger X2 y con el software de slicing Ultimaker CURA:

Se hace también una medición del muñón utilizando una media de compresión, para darle una forma más homogénea y compacta al muñón y protegerlo de un contacto directo con el plástico de la prótesis:

2.2.2 Modelamiento del antebrazo

Para el modelado del antebrazo se utilizaron las medidas del paciente, principalmente el largo de su antebrazo. El objetivo principal del diseño es que la prótesis tenga las medidas más cercanas a las del paciente. Hubo limitaciones de espacio debido a los componentes electrónicos, lo que impidió lograr un modelo de antebrazo con el mismo ancho exacto, pero se consiguió uno dentro de lo cómodo para el paciente.

El modelo fue creado en Fusion 360, un programa de AutoDesk. Dentro del modelo, hay dos partes importantes: el acople con el muñón del paciente y el espacio para la electrónica. El acople con el muñón fue relativamente lo más sencillo de diseñar, ya que se realizó a partir de una operación de corte con un modelo en 3D del brazo del paciente. Primero, se creaba el sólido donde estaría el acople, luego se importaba el modelo del brazo del paciente y se utilizaba la herramienta de combinar en la opción de corte para crear un hueco que tuviera la forma del brazo del paciente, con el fin de que la prótesis se ajustara a medida, proporcionando comodidad pero también firmeza para mantenerse en su brazo.

La siguiente área es la que contiene la electrónica, y es la más difícil de diseñar, ya que debe

ser compacta para concordar con las medidas del paciente, pero lo suficientemente grande para almacenar los componentes electrónicos sin problemas y permitir su ensamblaje. Se decidió crear tres zonas dentro de este espacio: la zona de potencia, la zona de control, y la base de los servomotores. Para separar estas zonas, se construyeron dos paredes, una vertical y otra horizontal. Además de ser separadores, estas paredes sirven como soporte para montar las piezas en el modelo y evitar que queden sueltas dentro del antebrazo. En la siguiente imagen se aprecian mejor las zonas mencionadas anteriormente.

Como se observa en el modelo, en el lateral del mismo hay huecos para botones, el puerto de carga, y un diodo LED que indicará el estado de encendido o apagado. En la parte inferior del modelo se encuentran dos huecos para tornillos M3, que permiten el acople con la mano, además de un hueco cuadrado que facilitará la conexión de los hilos de los dedos de la mano con los servomotores.

2.2.3 Modelamiento de la mano

Para el diseño de la mano, se optó por utilizar un diseño de código abierto llamado Flexy-Hand. Este proyecto proporciona los diseños detallados de todos los dedos, las juntas de los dedos, y varios tipos de manos, lo que facilita la personalización según las necesidades del usuario. Además, Flexy-Hand ofrece la opción de obtener los diseños de los dedos y las juntas tanto por separado como en forma de planchas, ya listas para una única impresión en 3D. Esta característica resultó ser ideal para el diseño final de la mano, ya que al requerir la incorporación de un sensor de presión en el dedo pulgar, fue necesario realizar modificaciones específicas a este dedo. Además, se aprovecharon las puntas de los dedos del diseño para fabricar moldes en plástico TPU, permitiendo la aplicación de un acabado de silicona a cada dedo. Este acabado proporciona un agarre significativamente superior, lo cual es crucial para la funcionalidad de la mano en tareas cotidianas.

La principal razón por la que se eligió este diseño radica en la fiabilidad y durabilidad que ofrece en comparación con alternativas más mecánicas. Un diseño más complejo, con engranajes y partes móviles internas, puede presentar numerosos puntos de fallo, lo que aumenta la probabilidad de que la prótesis necesite reparaciones frecuentes. Estas partes móviles son susceptibles al desgaste y pueden requerir reemplazo regular. En contraste, los modelos de mano como los de Flexy-Hand, que dependen exclusivamente de cables para su funcionamiento, son mucho más sencillos y robustos. Al reducir el número de componentes

móviles, se disminuye significativamente el riesgo de fallos mecánicos. El único componente que podría necesitar mantenimiento es el cable, pero incluso este riesgo se minimiza si se protege adecuadamente el cable con un revestimiento resistente, garantizando así una mayor durabilidad y menor necesidad de mantenimiento a lo largo del tiempo.

2.2.4 Control de movimientos

La prótesis cuenta con dos movimientos, puño y pinza, estos movimientos están hechos para agarrar objetos medianos y pequeños respectivamente. Pero para esto la mano debe tener un tipo específico de tensión en los dedos y saber cuando parar al momento de hacer el agarre para no apretar de más, esto es específicamente importante en el movimiento de puño.

Para esto primero se hicieron pruebas de agarre con la prótesis, se tensan los cables y se hace el movimiento para verificar que tan apretado queda el agarre en cierre total, esto se hizo en primera instancia para determinar un agarre máximo óptimo.

Utilizando de referencia la posición de los servomotores, se tiene 180° como posición de apertura total, y 0° como posición de cerradura total.

En el momento de ejercer un movimiento, se cierra la mano en escalones de 10°, hace una lectura del sensor de presión, y en caso de que no exista una presión

2.2.5 Circuito de sensor EMG

Se utilizó un circuito básico para conectar el sensor EMG y poder recopilar una tabla de datos de las señales del paciente.

Se hace uso de un sensor analógico EMG 'Gravity' de OYMOTION, el cuál requiere una alimentación única de entre 3.3V y 5V, tiene un consumo de corriente mínimo y hace uso de un electrodo seco, que aumenta el tiempo de vida del sensor con un solo punto de contacto

con el paciente. [23]

2.2.6 Recolección de datos

El sensor EMG se ubica en el antebrazo del paciente, justo antes del muñon en una zona de piel libre de vellos. Se utiliza un acople impreso con la forma de su brazo para simular la sujeción final al modelo terminado. Este acople es solo para facilitar la medición, pero se puede realizar usando una banda elástica.

Las pruebas realizadas fueron:

- Brazo en reposo
- Brazo extendido en el aire
- Movimiento de pinza
- Movimiento de puño

Para los dos primeros, se considera una posición estática, por lo que se mantuvo en esa posición durante un minuto. Para los últimos dos, se considera un movimiento, por lo que se repitió el movimiento constantemente durante dos minutos. Se repitió cada una de las pruebas en ambos brazos dos veces, para obtener suficientes datos de entrenamiento y de verificación.

2.2.7 Entrenamiento de modelo de ML base

Graficación de los datos obtenidos de pacientes

Se graficaron los datos obtenidos de pacientes para identificar patrones y verificar la calidad de los datos. esto permitió observar fluctuaciones y detectar posibles fallos en los datos. Se generaron gráficos de los datos EMG para cada prueba y cada brazo, lo que ayudó a concluir que los datos del brazo izquierdo tenían mejores patrones y resultados más consistentes. Se detallan los resultados en la figura 2.13, 2.14 y 2.15.

Modelo con LSTM: Se utilizó una red neuronal de memoria a largo corto plazo (Long Short-Term Memory, LSTM) para identificar patrones en secuencias temporales. Sin embargo, este modelo no produjo buenos resultados, obteniendo una precisión de aproximadamente 0.5 y una pérdida de alrededor de 0.8, lo cual no es adecuado para esta aplicación.

Modelo básico (*model_basic.py*): Se empleó un modelo básico de red neuronal convolucional (CNN) para entrenar los datos. Este modelo incluyó capas Conv1D, MaxPooling1D, Flatten y Dense. Se establecieron parámetros como la función de pérdida `sparse_categorical_crossentropy`, el optimizador `adam`, y una tasa de aprendizaje inicial.

Modelo con Early Stopping (*model_early_stopping.py*): Este modelo es similar al básico, pero se incorporó la técnica de Early Stopping para detener el entrenamiento cuando la métrica de validación no mejoraba después de un cierto número de épocas.

Modelo de Red Neuronal Recurrente (RNN) (*model_red_neuronal_recurrent.py*): Se utilizó una red neuronal recurrente (RNN) con capas SimpleRNN para manejar la secuencialidad de los datos EMG.

Modelo Regularizado (*model_regularized.py*): Este modelo incluyó técnicas de regularización como Dropout y L2 regularization para prevenir el sobreajuste.

Se obtuvo un resultado general de precisión del 68% con el segundo modelo 'Early Stopping'. Este resultado indicó que el modelo con Early Stopping tenía un buen rendimiento en términos de precisión al manejar los datos de entrenamiento y prueba.

Modelo Adaboost : Este modelo está basado en árboles de decisión para poder hacer la clasificación de las señales.

Este modelo fue el modelo final que se probó y por el cual se terminó optando usar, debido a que de los demás es el modelo más eficiente y liviano.

Los códigos se encuentran alojados en el repositorio de Github <https://github.com/>

stevenijm777/ProtesisESP0L

2.2.8 Creación de modelo ligero para sistema embebido

Se creó un modelo ligero a partir del modelo básico entrenado. Este modelo ligero es adecuado para su implementación en dispositivos embebidos como el ESP32. La deducción del modelo a un Lite Model implicó la optimización y reducción de la complejidad del modelo original manteniendo su precisión y eficiencia. El modelo ligero permite la ejecución eficiente en plataformas con recursos limitados facilitando su uso en aplicaciones de tiempo real. El modelo una vez entrenado y convertido, se obtiene un código en formato .h para subirlo junto a la programación al microcontrolador. El código se encuentra en el repositorio bajo el nombre de *'modelo_entrenado.h'*.

Graficas para evaluar y visualizar la precisión de los modelos

Matriz de Confusión

Permite visualizar el rendimiento de un modelo de clasificación, ya que muestra el número de predicciones correctas e incorrectas para cada clase. Cada fila de la matriz representa las instancias de una clase verdadera, mientras que cada columna representa las instancias de una clase predicha.

Se observa que el modelo tiene un buen rendimiento general en la mayoría de las clases especialmente en "AbreCierra" y "Descanso", mientras por otro lado la clase "Pinza" tiene muchas confusiones con las demás clases, lo que muestra que se necesita mejorar la calidad de los datos.

Curva ROC

La curva ROC (Receiver Operating Characteristic) y el AUC (Area Under the Curve) proporcionan una medida de la capacidad del modelo para distinguir entre clases. Donde el

TPR (eje Y) indica la proporción de verdaderos positivos correctamente identificados por el modelo. Mientras el FPR (eje X) indica la proporción de falsos positivos sobre todas las instancias negativas. Por ende, un modelo perfecto tendría una curva que pasa por el punto (0, 1), lo que significa una TPR de 1 y una FPR de 0.

En esta gráfica se puede visualizar de mejor manera como el modelo distingue entre las clases existentes. Se puede apreciar como los TPR en su mayoría se mantienen por encima de la diagonal principal.

2.2.9 Circuito de alimentación

Todos los diagramas electrónicos son realizados en el software Open-Source KICAD EDA [24]:

Buscando garantizar una autonomía de mínimo 8 horas y que exista la posibilidad de recarga, se utilizan tres baterías de Ion-Litio 3.7V 18650 12000mAh conectadas en serie. Para establecer un sistema de recarga básico y sencillo para el usuario, se utiliza un módulo de protección de carga de tres baterías Ión-Litio, que permite la carga en paralelo de las tres celdas y las protege de sobrevoltaje.

Se suministra una fuente de 12V a 2A al paciente para que pueda recargar el sistema por medio de una conexión en plug DC de 9mm.

Se hace uso de un diodo LED para indicar al usuario de que se encuentra encendida la prótesis y se incluye un switch de encendido y apagado.

Se conecta la salida de 12V del arreglo de baterías a la entrada de un módulo regulador de voltaje Step-Down LM2596 para reducir el voltaje de 12V a 5V, el cuál será la alimentación del sistema de control y de los actuadores.

Se proceden a hacer las conexiones como se visualiza en el diagrama de la figura 2.19:

2.2.10 Circuito de control

El circuito de control gira al rededor del microcontrolador ESP32, el cual fue escogido para esta aplicación debido a la posibilidad de embeberle el modelo de ML usando micropython, al mismo tiempo que tiene un consumo de corriente mínimo y varios puertos utilizables.

Este se alimenta con 5V desde la fuente, y con él se alimentan los cuatro switches de función en configuración pull-down. Estos switches manejan diversas funciones en la prótesis:

- **LOCK:** Bloquea al sistema en el último estado que se encuentre, especialmente efectivo para mantener una posición sin que el paciente deba mantener un esfuerzo.
- **PINZA:** Función de Fail-safe. Ejecuta el movimiento de pinza en modo manual.
- **PUÑO:** Función de Fail-safe. Ejecuta el movimiento de puño en modo manual.
- **AUTO:** Alterna entre el modo automática con IA y manual para la prótesis.

Así mismo alimenta un sensor de fuerza MF01, que indica al controlador por medio de un divisor de voltaje en que momento se debe detener el movimiento de la mano debido a que ya esta agarrando un objeto. Este detecta la presión ejercida sobre el pulgar mediante una variación de resistencia provocada por la deformación de la galga extensiométrica.

El sensor EMG 'Gravity' de OYMOTION es alimentado directamente de la fuente, y genera una señal analógica de 0 a 3V que ingresa en el microcontrolador. Este es el encargado de la lectura en tiempo real de las señales del paciente.

Los actuadores del sistema son dos servomotores MG995 DIGI HI-SPEED. Estos son

servomotores de 180° con un toque nominal de 11kg/cm a 6V. Al contar una retroalimentación de posición, permiten un control preciso de la contracción de los dedos. Un motor corresponde al accionamiento del dedo pulgar e índice y el otro al accionamiento del dedo medio, anular y meñique.

2.2.11 Desarrollo del circuito completo en PCB

El diseño de PCB se debe limitar a un rectángulo de 60x70mm debido a las limitaciones físicas del compartimiento en el que se ubicará dentro de la prótesis. Se realizan todas las conexiones en una sola cara de la baquelita con lámina de cobre para facilitar su mecanizado de forma local.

Todas las pistas tienen un grosor de 1mm para permitir el paso de las fresas. El diseño contempla tres elementos:

- **Microcontrolador ESP32:** Elemento central, ocupa la mayor parte del espacio. En el momento del montaje requiere el uso de espadines hembra para proteger el elemento.
- **Borneras de 2 y 3 puertos:** Para fijar las conexiones de los interruptores, servomotores y sensores.
- **Resistencias:** Para añadir carga resistiva a la línea de entradas digitales y para hacer un divisor de voltaje en el sensor de presión.

2.2.12 Calibración y ajuste de movimientos

Para poder leer datos de la mejor manera posible fue necesario calibrar el sensor al paciente, esto lo que consigue es que se pueda tener una clara idea de que valores de las señales son datos reales y cuales son ruido. Una vez hecho esto es mucho más fácil poder diferenciar como se ven las curvas de datos de los diferentes movimientos, lo que facilita a su vez su clasificación por parte de la inteligencia artificial.

Figura 2.2.*Medidas del muñon con cinta métrica***(a)***Circunferencia de brazo izquierdo (27cm)***(c)***Circunferencia muñon (25cm)***(e)***Longitud antebrazo derecho (23cm)***(g)***Longitud de los dedos (17.5cm)***(b)***Longitud antebrazo-muñon (8.5cm)***(d)***Longitud codo-muñon (10cm)***(f)***Longitud palma-pulgar (15cm)***(h)***Muñeca mano derecha (17cm)*

Figura 2.3.

Escaneo de brazo utilizando aplicación móvil Polycam

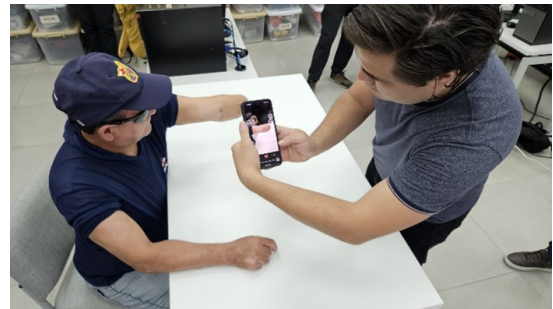


Figura 2.4.

Visualización del escaneo usando Polycam

(a)

*Visualización en App: Brazo izquierdo
estirado*



(c)

Visualización STL: Brazo izquierdo estirado



(b)

*Visualización en App: Brazo izquierdo
flexionado*



(d)

Visualización STL: Brazo derecho estirado

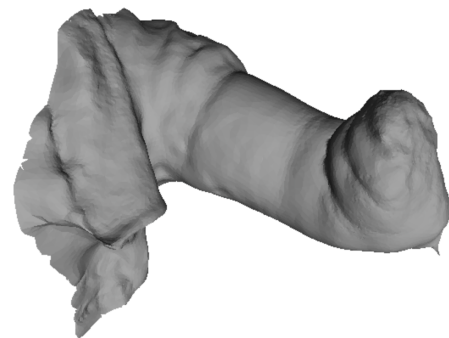


Figura 2.5.

Escaneo de brazo utilizando el radar Sense V1 de 3D systems

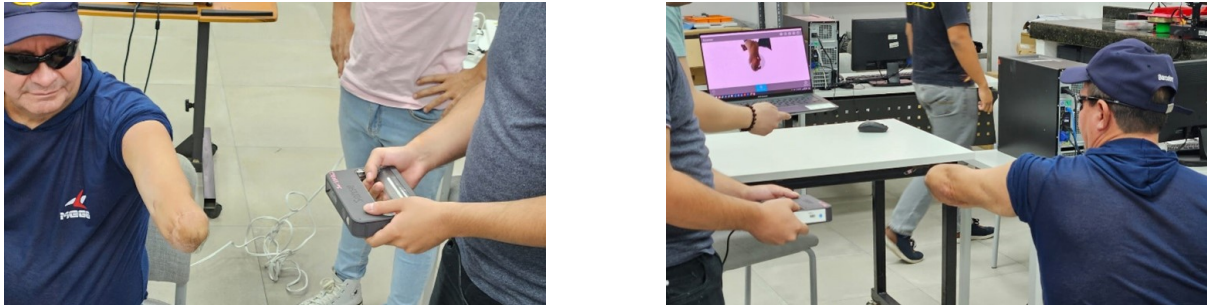


Figura 2.6.

Visualización STL: Brazo izquierdo estirado

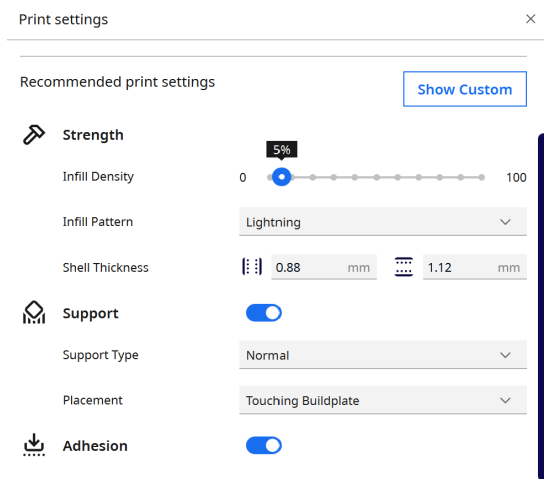


Figura 2.7.

Impresión del modelo escala del muñon (STL de app Polycam)

(a)

Configuración de impresión

**(b)**

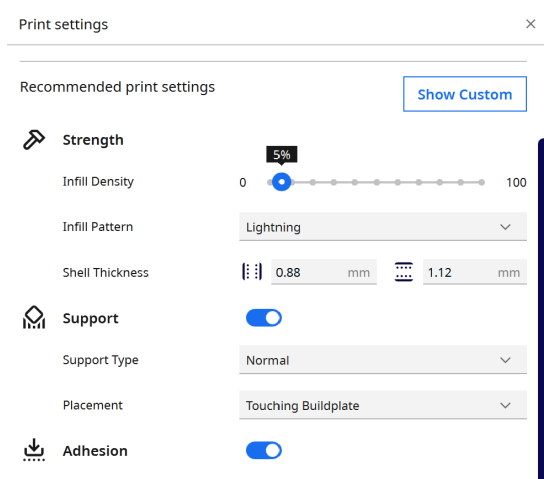
Brazo impreso (dos piezas)

**Figura 2.8.**

Impresión del modelo escala del muñon (STL de SENSE v1)

(a)

Configuración de impresión

**(b)**

Brazo impreso (dos piezas)



Figura 2.9.

Medidas del muñon envuelto con media de compresión con cinta métrica

(a)

Circunferencia brazo (precodigo) (27cm)



(c)

Longitud muñon-codo lateral (10cm)



(e)

Longitud muñon-punto de flexión (8cm)



(b)

Circunferencia antebrazo (postcodigo) (25.5cm)



(d)

Longitud muñon-codo inferior (10cm)



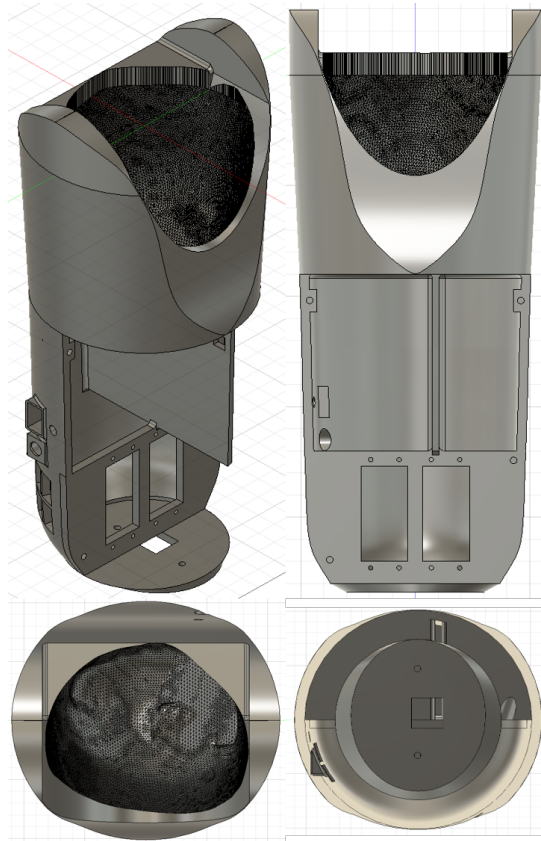


Figura 2.10.

Vistas del modelo, de izquierda a derecha, arriba a abajo, isométrico, frontal, superior e inferior

Figura 2.11.

Diagrama de conexiones de circuito de toma de datos

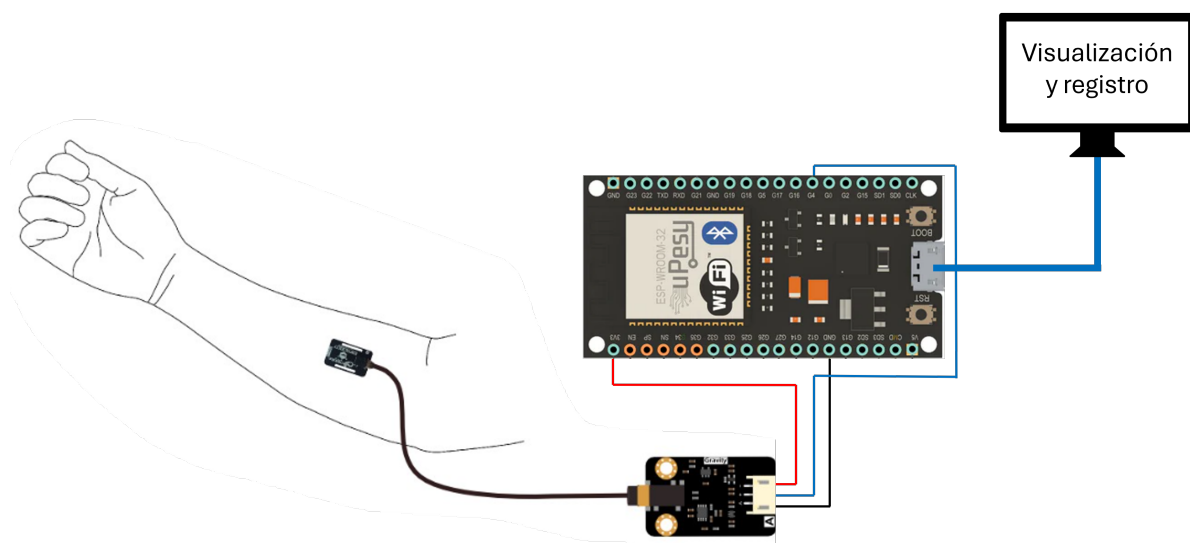


Figura 2.12.

Toma de datos del paciente usando acople impreso

**Figura 2.13.**

Apertura y Cierre de Mano (Prueba 2 - Brazo Izquierdo)

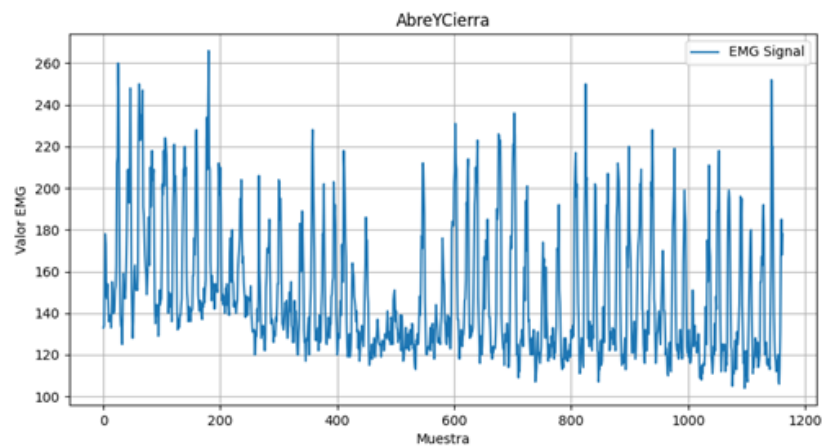


Figura 2.14.

Mano en Descanso (Prueba 2 - Brazo Izquierdo)

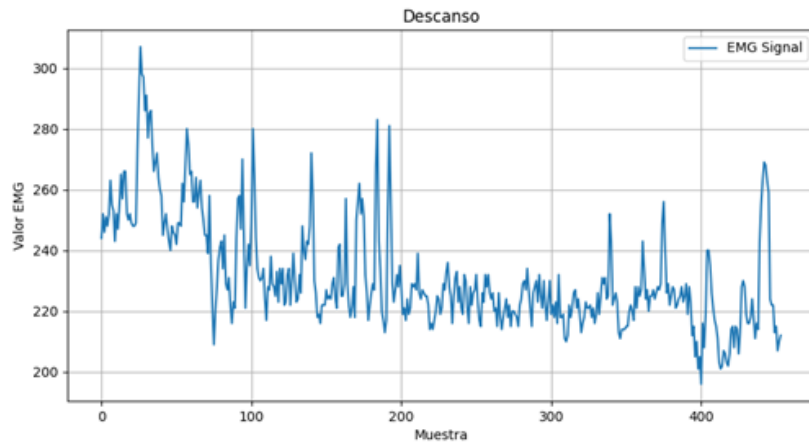


Figura 2.15.

Movimiento de Pinza (Prueba 2 - Brazo Izquierdo)

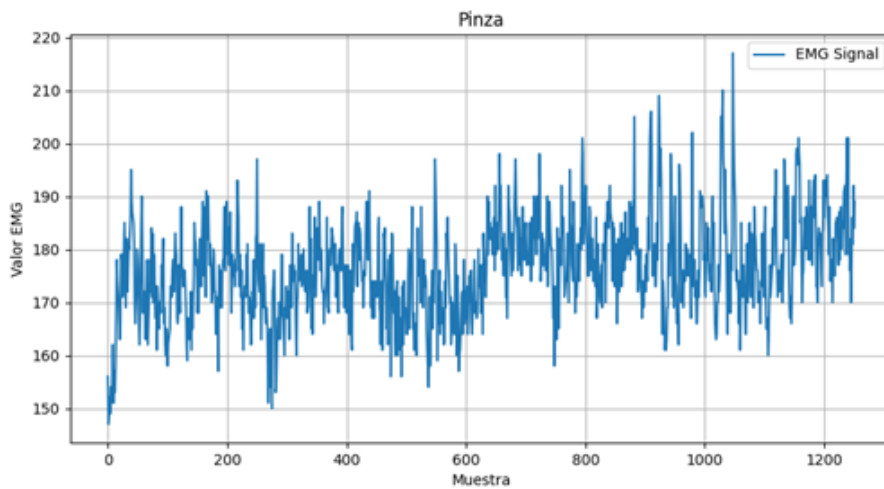


Figura 2.16.

Diagrama de conversión de modelo estandar a modelo ligero

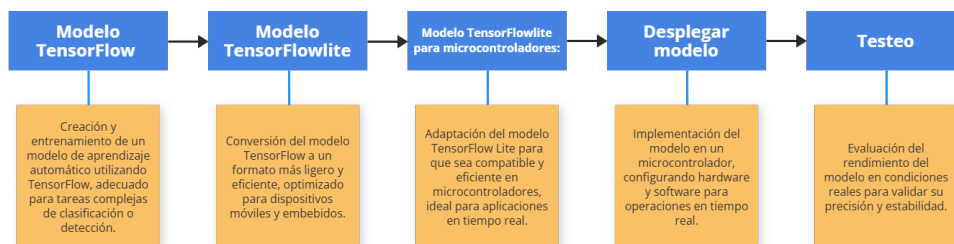


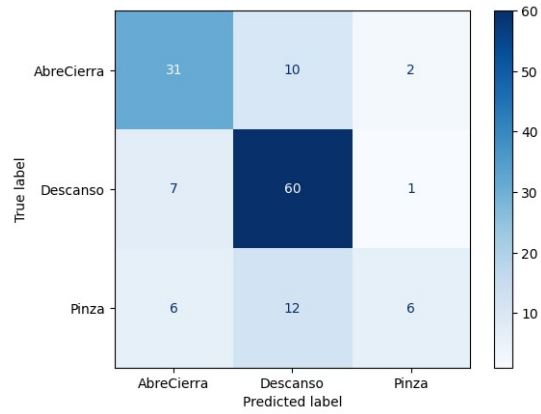
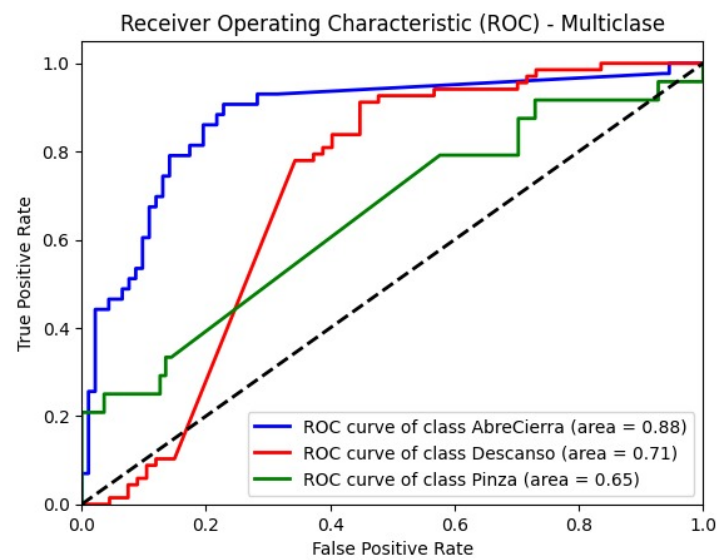
Figura 2.17.*Matriz de Confusión del modelo earling stopping***Figura 2.18.***Curva ROC del modelo earling Stopping*

Figura 2.19.

Diagrama del circuito de alimentación

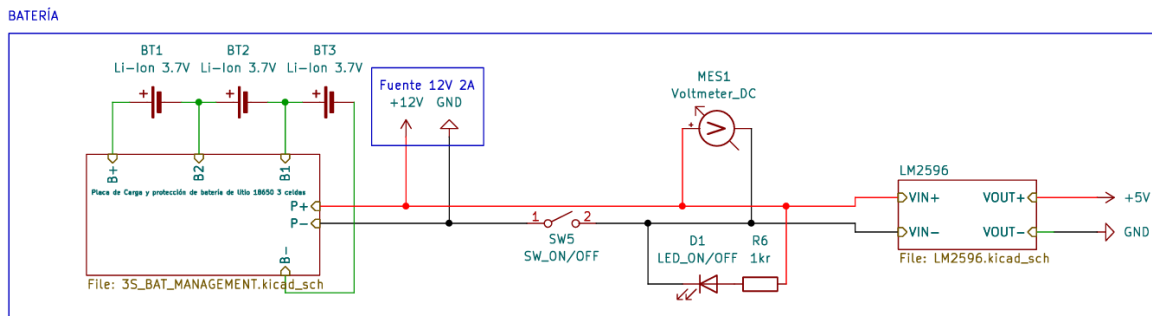


Figura 2.20.

Conexión de sistema de alimentación

(a)

Conexión de baterías con el módulo de carga y protección



(b)

Conexión con el switch, LED, puerto de carga y módulo LM2596

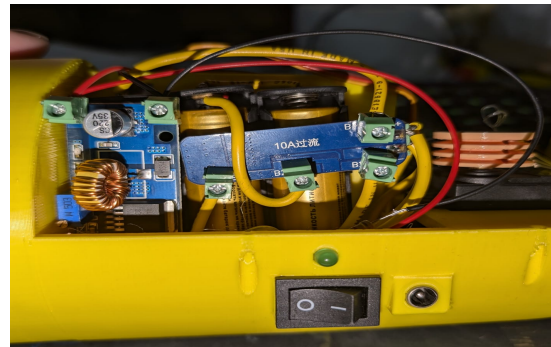


Figura 2.21.

Circuito de control

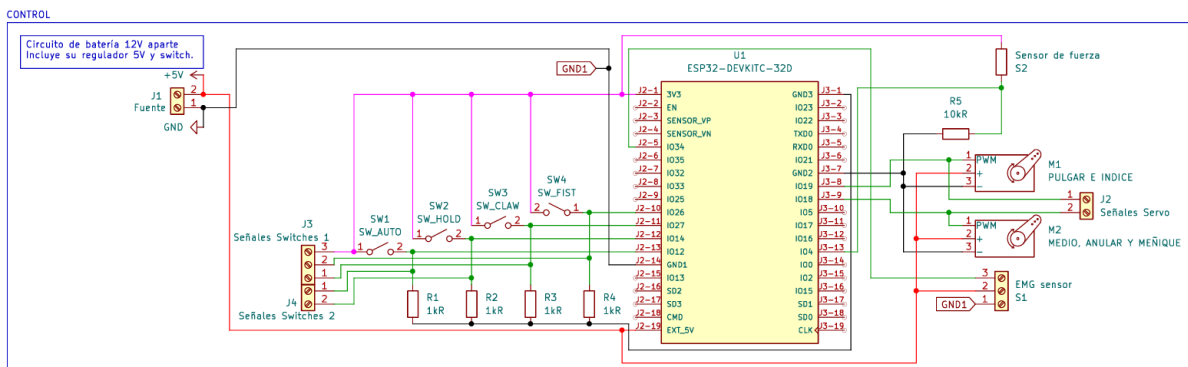


Figura 2.22.

Esquemático de PCB

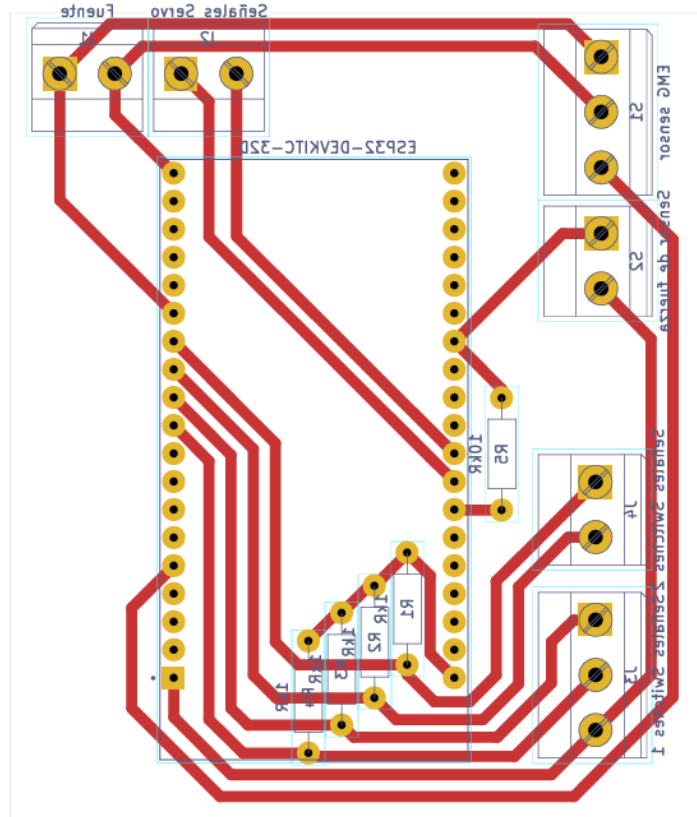
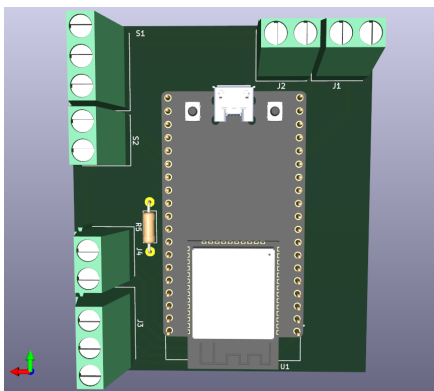


Figura 2.23.

Visualización digital del PCB

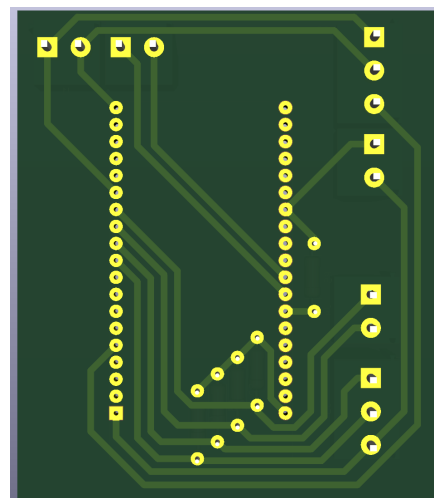
(a)

Vista frontal



(b)

Vista trasera



Capítulo 3

3. Resultados y análisis

3.1 Montaje de prótesis

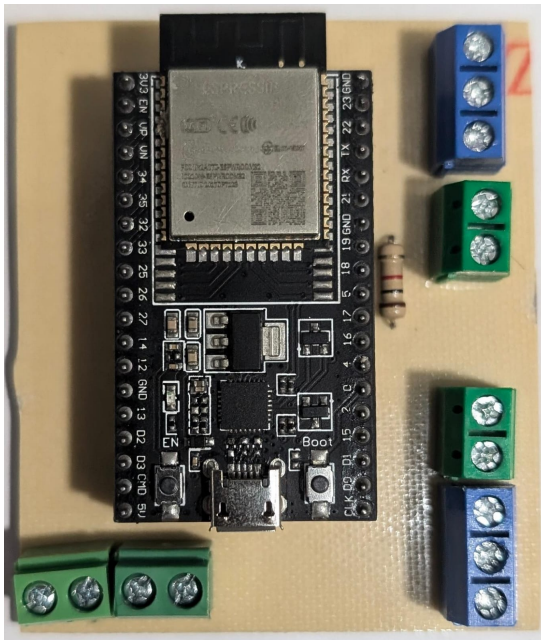
3.1.1 Mecanizado de PCB y soldadura

Figura 3.1.

Visualización digital del PCB

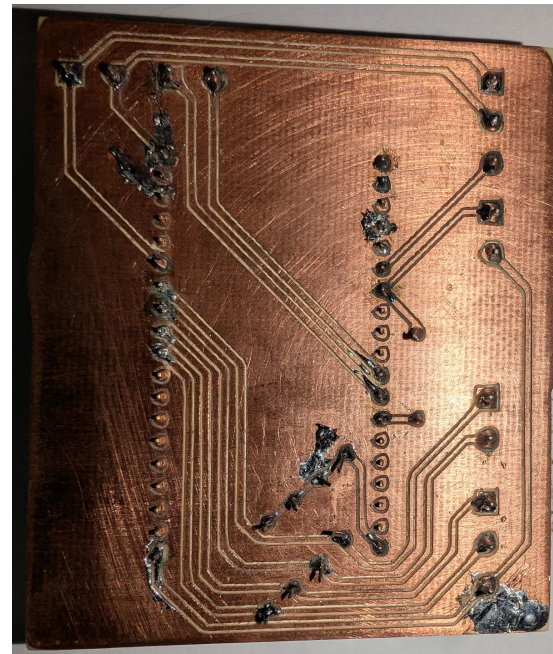
(a)

Vista frontal



(b)

Vista trasera



Se realizó el mecanizado de la placa de baquelita utilizando el software open-source FlatCAM[25] para convertir los archivos GRBL generador en KICAD a archivos GCODE, los cuales se enviaron a la máquina CNC a través del software open-source Candle[26].

El proceso de mecanizado fue con las siguientes herramientas:

- Broca de 0.7mm: Taladrado de huecos para los pines de los espadines y resistencias.
- Fresa de 1.2mm: Taladrado de huecos para borneras y recorte del contorno.

- fresa conica 20° 0.1mm: Pistas del circuito en contorno ISO.

3.1.2 Impresión 3D de prótesis

Se imprimieron las partes de la prótesis utilizando dos impresoras 3D cartesianas de extrusión de filamento.

Tabla 3.1.

Material final usado en ensamble con soporte

Pieza	Material	Impresora	Cantidad	Masa (g)	Total (g)
Palma	PLA	Prusa MK3S+	1	118,92	118,92
Dedos	PLA	Prusa MK3S+	1	86,96	86,96
Eslabones pequeños	TPU	Artillery Sidewinger X2	11	0,77	8,47
Eslabones grandes	TPU	Artillery Sidewinger X2	4	1,52	6,08
Antebrazo	PLA	Artillery Sidewinger X2	1	333,35	333,35
Rueda de 2 hilos	PLA	Prusa MK3S+	1	4,37	4,37
Rueda de 3 hilos	PLA	Prusa MK3S+	1	5,7	5,7
Tapa	PLA	Prusa MK3S+	1	85,93	85,93
Total					649,78

Tabla 3.2.*Material final usado en ensamble sin soporte*

Pieza	Material	Impresora	Cantidad2	Masa (g)	Total (g)
Palma	PLA	Prusa MK3S+	1	118,92	118,92
Dedos	PLA	Prusa MK3S+	1	76,28	76,28
Eslabones pequeños	TPU	Artillery Sidewinger X2	11	0,77	8,47
Eslabones grandes	TPU	Artillery Sidewinger X2	4	1,52	6,08
Antebrazo	PLA	Artillery Sidewinger X2	1	293,32	293,32
Rueda de 2 hilos	PLA	Prusa MK3S+	1	3,37	3,37
Rueda de 3 hilos	PLA	Prusa MK3S+	1	4,36	4,36
Tapa	PLA	Prusa MK3S+	1	79,75	79,75
Total					590,55

Mano

La palma y los dedos fueron impresos con un relleno del 20%. Las dimensiones originales fueron escaladas a x1 para coincidir con las dimensiones del paciente.

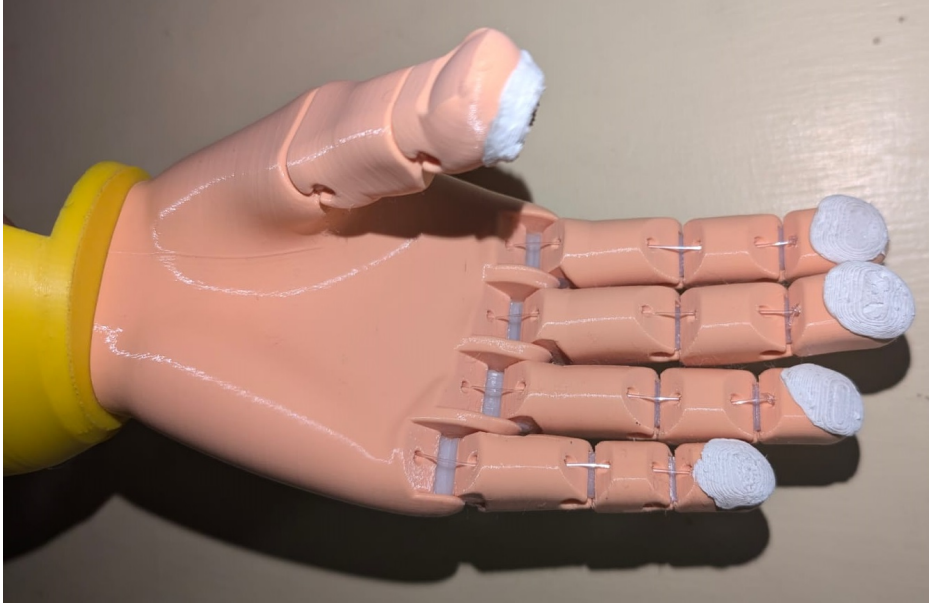
La mano cuenta con los cinco dedos:

- Índice, medio, anular y meñique de tres eslabones.
- Un pulgar de dos eslabones.

Cada eslabon esta conectado por un ligamento de plástico flexible TPU blanco. Se requirieron once ligamentos pequeños y cuatro ligamentos grandes.

En la punta de los dedos se puso una capa de silicona para aumentar la fricción del agarre, permitiendo tomar objetos con mayor facilidad.

Se hizo uso de moldes de TPU engrasados con la forma de cada dedo para mantener un

Figura 3.2.*Mano ensamblada*

acabado similar a una huella dactilar.

Para la contracción de los dedos se utilizó hilo de pesca de Nylon de 0.6mm de grosor. Este hilo pasó por cada eslabón y se dejó suficiente para hacer la conexión con el antebrazo.

Finalmente se conectó la mano con el antebrazo utilizando dos tornillos M3 y con una capa de super pegamento para asegurar mejor la unión.

Antebrazo

El antebrazo fue impreso con 20% de relleno. Se divide en tres compartimientos:

- **Base de servomotores:** Se tiene un soporte para encajar los dos servomotores. Un servomotor llevará la polea de dos hilos, y el otro llevará la polea de tres hilos.

Se debe tomar una posición inicial con los dedos extendidos sin ningún tipo de presión, y una posición final con los dedos totalmente contraídos. Se jalan los hilos en la posición final y se los fija con un nudo pasando por los pasadores de la polea.

Debajo de los servomotores se pasarán los cables de los cuatro interruptores de control

Figura 3.3.

Antebrazo con tapa

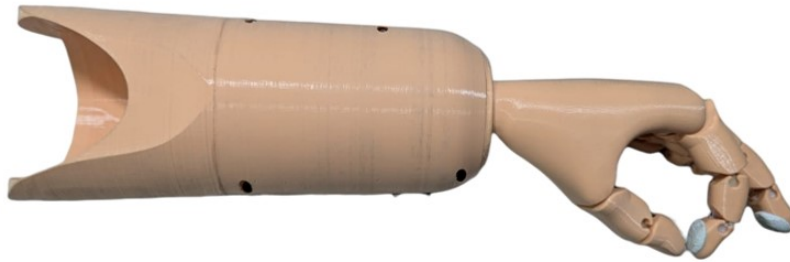
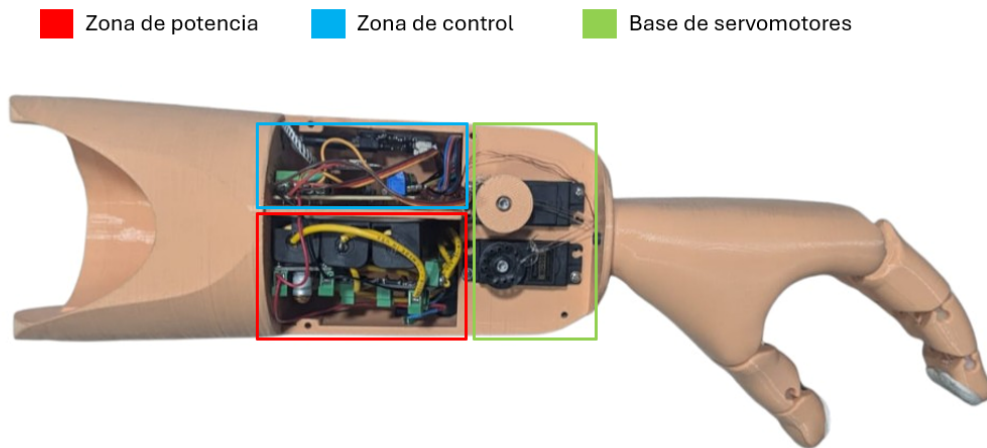


Figura 3.4.

Antebrazo sin tapa



hacia la zona del circuito de control. Primero se colocaron los interruptores y luego los servomotores.

- **Zona de potencia:** En esta zona se ubicó el arreglo de baterías. Se instala del lado del switch de encendido/apagado, LED y puerto de carga. Se fijó el arreglo de baterías a la pared separadora con cinta de doble faz para evitar movimiento.

En ese compartimiento se realizan las conexiones con el regulador Step-down, una vez se haya ajustado la reducción de voltaje a 5V. Se pasan los cables del regulador de voltaje por la abertura de la pared separadora hacia la zona de control.

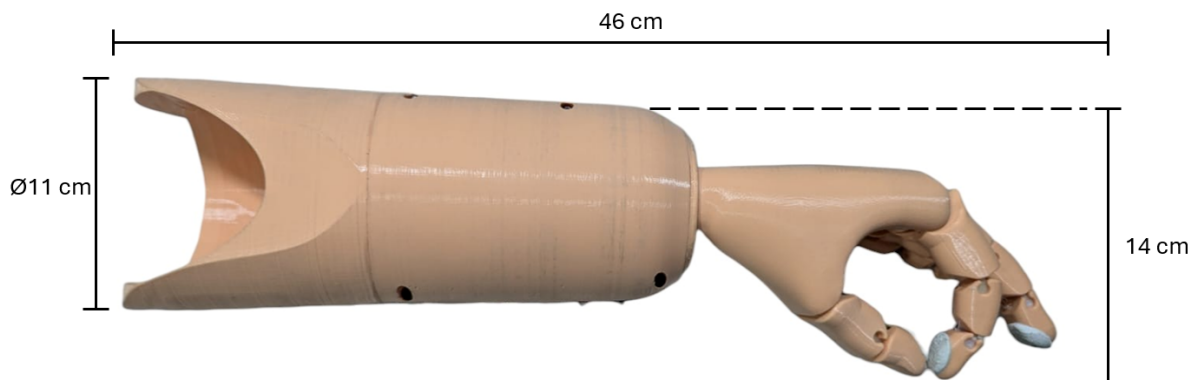
- **Zona de control:** Se conectó primero los cables de los interruptores y luego el resto de cables, incluyendo los de alimentación y los sensores. Finalmente se fijó la cara de cobre de la PCB a la pared utilizando cinta de doble faz. En el espacio sobrante se ubica el módulo del sensor EMG pegado a la pared con el sensor de doble faz, con su puerto auxiliar apuntando hacia el hueco de salida del cable.

3.2 Características de la prótesis

- **Autonomía:** En base a los cálculos del apéndice D, se tiene una autonomía máxima de 8 horas con 40 minutos.
- **Peso:** 1025 gramos.
- **Funciones:** Pinza y puño. Automático/Manual. Función de Lock-in
- **Capacidad de carga:** Máximo 3 kg.
- **Dimensiones:**

Figura 3.5.

Dimensiones de la prótesis



3.3 Dimensiones del paciente para contraste con la prótesis

Se calculó el centro de masa y masa de la sección de antebrazo y mano del paciente para comparar con la prótesis con el fin de conseguir congruencia con las dimensiones del paciente. Los cálculos se basan en la tabla X.X

Tabla 3.3.

Información antropométrica

Segmento	Definición	Peso del segmento/ Peso corporal total	Centro de masa/ Longitud de segmento		Radio de giro/ Longitud de segmento			Densidad
			Proximal	Distal	C de G	Proximal	Distal	
Mano	Eje de muñeca/nudillo II del dedo medio	0.006 M	0.506	0.494 P	0.297	0.587	0.577 M	1.16
Antebrazo	Eje del codo/estiloides cubital	0.016 M	0.430	0.570 P	0.303	0.526	0.647 M	1.13
Brazo superior	Eje glenohumeral/eje del codo	0.028 M	0.436	0.564 P	0.322	0.542	0.645 M	1.07
Antebrazo y mano	Eje del codo/estiloides cubital	0.022 M	0.682	0.318 P	0.468	0.827	0.565 P	1.14
Brazo total	Articulación glenohumeral/ cabeza del metatarsiano II	0.050 M	0.530	0.470 P	0.368	0.645	0.596 P	1.11

- **Masa:** Para conseguir la masa de este segmento se consiguió la masa del paciente que es de 74.8 kg. haciendo uso de la formula de la tabla donde M seria el peso del paciente se consigue que el peso del segmento antebrazo y mano del paciente es de 1.65 kg. Se nota que este peso sigue siendo mayor que el de la prótesis pero es aun un peso aceptable para el paciente
- **centro de masa:** Para hacer este calculo se uso la longitud del antebrazo, como lo describe la tabla aunque se busque sacar el antebrazo de la sección de antebrazo con mano y no de solo el antebrazo igual se usa solo la longitud del antebrazo, la longitud del antebrazo del paciente es de 24 cm, lo que al ser multiplicado por el valor que dice la tabla

(0.682), da 16,37 cm, cabe recalcar que esta distancia empieza al inicio del antebrazo, no en la muñeca. El centro de masa de la prótesis se consiguió usando la herramienta de inventor y se ve en la siguiente imagen (18.99 cm) denotada por la coordenada en z y también es del inicio del antebrazo.

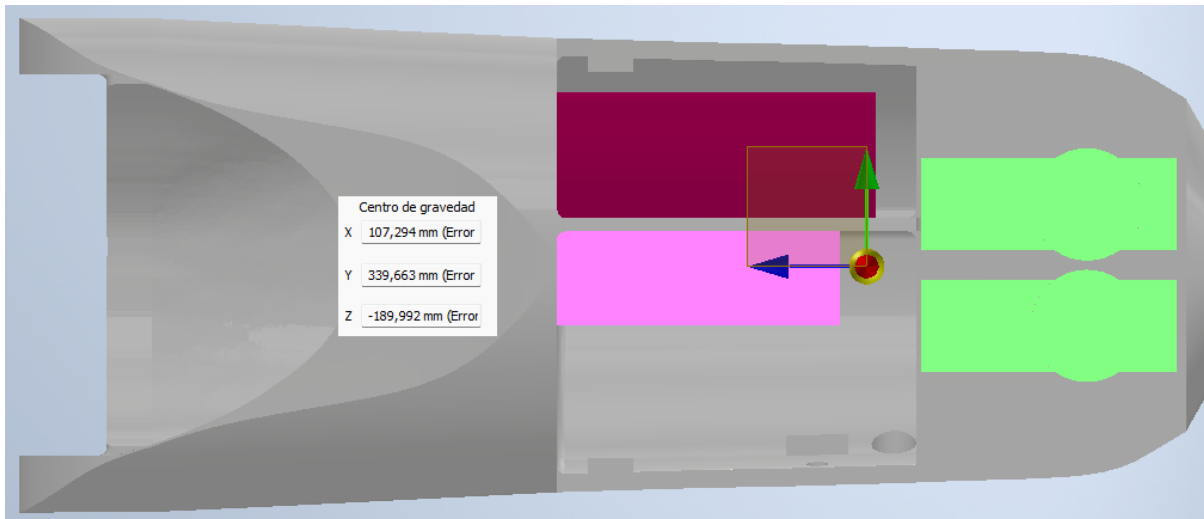


Figura 3.6.

Coordenadas centro de masa

3.4 Análisis de costos

Tabla 3.4.

Resumen de costos de materiales

Segmento	Costes	
	Proyecto	Producción
Mecánica	\$58,60	\$23,46
Electrónica	\$126,40	\$125,40
Accesorios	\$183,04	\$13,76
Total	\$368,04	\$162,62

3.4.1 Costo de productos para desarrollo del proyecto

Para el desarrollo de este proyecto, se han gastado \$368.04 sin contar los gastos adicionales de electricidad de las impresoras 3D o gastos añadidos como servicios y transportes adicionales.

Contando el arnés médico para prótesis, que realmente no es parte del producto de prótesis en sí, este precio se mantiene en una franja muy asequible para cualquier persona.

En una comparativa de precios, las prótesis mioeléctricas más económicas que se obtienen de forma local están oscilando en valores mínimos de \$10'000.00, por lo que el proyecto desarrollado si bien se limita a dos movimientos, representa una prótesis funcional con un descuento del 96.7% frente a los modelos más básicos.

3.4.2 Costo de fabricación de una réplica

Visto desde una perspectiva comercial, se considera el costo que tiene cada material en la elaboración de una sola prótesis, manteniendo los sobrantes de producción.

Eso involucra reducir el costo percibido por los rollos de filamento, ya que en cada prótesis no se utiliza el rollo completo. También reduce el costo de la cuerda de pesca o el super pegamento que no se utilizan en su totalidad.

También implica eliminar el costo del arnés y de herramientas reutilizables como la pistola de silicona.

Podemos optar por modelos de producción más eficiente como importar las PCB desde otros países como China para reducir los costos de las tarjetas que van a ser reutilizadas.

Utilizando estos atajos de ahorro, se consigue un costo de fabricación de \$172.62, lo que significa una reducción del costo de producción frente al costo de desarrollo un 56%, o un 98.4% frente a los modelos más económicos de prótesis mioeléctricas a nivel local.

Si a este precio de producción le sumamos un costo de ingeniería de \$150 empleado en la adquisición de datos, entrenamiento de modelo, ajuste del acople del antebrazo y acondicionamiento general, junto a un margen de beneficios del 40%, se tendría un precio final de un producto terminado alrededor de \$450

Esto indica la factibilidad financiera de este producto altamente replicable, que aún con un margen de ganancias elevado se mantiene competitivo con un descuento del 95,5% frente a competidores.

3.5 Análisis de resultados

3.5.1 Resultados de diseño mecánico

El diseño mecánico de este proyecto se centró principalmente en el desarrollo del antebrazo de la prótesis. Se requería un modelo que fuera capaz de albergar todos los componentes electrónicos de manera compacta y, a su vez, cómodo para el paciente. El modelo final logró almacenar los componentes de manera eficiente; sin embargo, el espacio reducido se convirtió en un desafío durante el ensamblaje de partes como las baterías y los diversos botones presentes en la prótesis. Como resultado, los botones y el puerto de carga quedaron expuestos, cuando la opción ideal habría sido incluir algún tipo de tapa o cubierta para evitar la activación accidental de estos botones.

A pesar de este inconveniente, se consiguió mantener las dimensiones del antebrazo en consonancia con las del paciente, lo cual era un objetivo primordial. Una prótesis con dimensiones muy diferentes a las del paciente puede generar incomodidad, lo que podría llevar al usuario a rechazar su uso, comprometiendo así el propósito de la prótesis. Se logró que la prótesis y el antebrazo derecho del paciente coincidieran en longitud (24 cm). Sin embargo, debido a las limitaciones de espacio para los componentes electrónicos, la prótesis

tiene un diámetro máximo de 11 cm, mayor que el del brazo del paciente.

Además de buscar la concordancia en dimensiones, también se priorizó que el centro de masa de la prótesis estuviera lo más cerca posible del centro de masa del brazo original del paciente, para ofrecer una experiencia de uso lo más similar posible a la previa al accidente. Dentro del antebrazo se identificaron tres zonas principales, aunque los componentes en estas zonas no tenían el mismo peso. Por lo tanto, se determinó que mantener estas zonas del mismo tamaño no era beneficioso ni en términos de peso ni de espacio. La zona de control contiene elementos más pequeños y ligeros, por lo que se decidió mover la pared que la separaba, dando más espacio a la zona de potencia y, de este modo, logrando mover el centro de masa al centro del antebrazo. Antes de esta modificación, el gran peso de las baterías desplazaba el centro de masa.

A pesar de haber movido la pared interna del antebrazo, el centro de masa no se logró alinear exactamente con el del brazo original. Esto se debe a los siguientes factores:

1. Los servomotores están ubicados al final del antebrazo, y estos componentes son considerablemente más pesados en comparación con el resto de los elementos dentro del antebrazo, lo que desplaza el centro de masa mucho más hacia la mano de lo que se había previsto.
2. El antebrazo no es completamente macizo, ya que fue impreso en 3D con un 20% de relleno. Esto hace que los componentes electrónicos tengan un mayor impacto en la ubicación del centro de masa.

Finalmente se puede apreciar que el centro de masa de la prótesis aun se encuentra un poco alejado a la referencia con una diferencia de 2.63 cm pero la prótesis si es significativamente mas liviana que el brazo del señor, por ahora esto no se tiene como un problema muy grande debido a que el paciente en las pruebas con la prótesis expreso que el peso le parece agradable pero

igual se busca conseguir subir su peso como mínimo a 1.5 kg

En lo que respecta a la mano, este diseño requirió cambios mínimos debido a la necesidad de incorporar un sensor de presión en el pulgar. Una vez impresos los componentes, se hizo evidente que, al estar hecha de plástico, la mano no ofrecía suficiente fricción en los dedos para agarrar objetos de manera eficiente. Por esta razón, se decidió aplicar silicona en las puntas de los dedos para mejorar el agarre y aumentar la fiabilidad. Aunque este método resultó efectivo, no es perfecto, ya que la silicona tarda mucho en secarse. Las capas en contacto con los dedos y el molde se secan primero, lo que puede provocar deslizamiento y un agarre deficiente si se retiran los dedos del molde antes de que todas las capas se hayan secado completamente.

3.5.2 Resultados de diseño electrónico

El sistema de alimentación de la prótesis es funcional dentro de los criterios de diseño ya que consigue una autonomía mayor a 8 horas lo cual correspondería a una jornada laboral completa. Sin embargo esto es considerando un movimiento continuo, lo cual es poco probable bajo condiciones normales. Debido a que la mayor parte del consumo eléctrico viene de la mano del movimiento de los servomotores, sería seguro establecer que la prótesis duraría mucho más en condiciones normales de uso, aún considerando una eficiencia del 80% en el regulador step-down.

Tomando en cuenta que utilizamos tres baterías de 3.7V y el sistema requiere 5V para funcionar, se pueden considerar dos alternativas de mejora:

- Opción A: Reducir el número de baterías a dos

Al reducir el número de baterías, se tendría un voltaje nominal de 7.4V que aún se puede reducir a 5V y mantiene la misma capacidad, pero con el beneficio de ahorrar espacio y reducir el peso total de la prótesis.

- Opción B: Aumentar el número de baterías a cuatro

Con una batería más, se puede realizar un arreglo en paralelo de dos pares de baterías en serie. Esto otorgaría al circuito una alimentación de 7.4V nominal y un poco más peso, pero significaría el doble de capacidad del sistema, logrando así hasta 16 horas de operación continua.

Esto sería una forma significativa de personalizar el diseño electrónico a las necesidades del paciente/cliente, ya sea que desee más tiempo de uso o menor peso.

En este diseño se utiliza un módulo de distribución y protección de carga de las baterías, pero es importante que ese módulo no cumple adecuadamente con la función de un cargador de baterías. Este módulo solamente asegura la carga al mismo tiempo de las tres baterías y se asegura de cortar el suministro en cuanto una de las celdas supera su valor máximo de 4.2V, pero no cuenta con la funcionalidad de balancear la carga de las celdas. Esto genera situaciones en la que si se llega a intentar la carga con un adaptador de 12.6V, si una de las tres celdas supera el umbral de carga máximo antes que las otras dos, impedirá la carga total del resto de celdas.

Para este diseño, ese comportamiento es ventajoso bajo dos premisas:

- Se tiene espacio limitado, por lo que poder cargar las baterías con un solo conector es lo ideal.
- Con un adaptador de 12V, nunca se superará el umbral en ninguna batería, pues la alimentación máxima para cada una será de 4V.

De esta forma, aumentamos la vida útil de las baterías al mantener el estado de carga promedio cerca del 80% del valor máximo, y generamos seguridad en el paciente de mantener conectada la prótesis todo el tiempo que quiera sin provocar calentamientos ni sobrecargas.

En cuanto a la electrónica de control, las conexiones se simplifican en gran medida con la implementación de un PCB, ya que permite un diseño modular donde todos los sensores y conexiones añadidos van conectados directamente a borneras, dando mayor libertad al momento de realizar conexiones físicas.

Sin embargo, se pone en duda la necesidad de utilizar un ESP32 completo, ya que si bien es adecuado para trabajar con micropython y así mismo poder embeber el modelo de ML, se podría actualizar a una placa de menor tamaño ya que no se utilizan todos muchos pines.

Los Switches de funciones proveen de gran seguridad al paciente de realizar las acciones que desea, aún si los sensores mioeléctricos no son tan fiables. Si bien son de fácil acceso para el paciente con la otra mano, al estar expuestos en la parte exterior puede generar la situación en la que se activen de imprevisto, por lo que sería adecuado considerar la necesidad de poner algún tipo de recubrimiento.

3.5.3 Resultados de programación y control

La programación del sistema sigue un esquema bastante sencillo gracias a las librerías usadas.

En el programa principal, se corren las condiciones que son activadas por los interruptores de control. En caso de que no se encuentre activado el switch AUTO, significará que el usuario desee operar en modo manual, donde se podrán utilizar los switches de Pinza y Puño para hacer el movimiento respectivo. Estos ejercerán las funciones del accionamiento de la prótesis. Estos accionamientos corresponden a un desplazamiento angular de 10° de parte de los servomotres, seguido por una comprobación del sensor de fuerza para saber si ya se encuentra agarrado a presión el objeto. En caso de que no se detecte nada, se sigue cerrando hasta completar un semicírculo.

Debido a la posición del sensor de fuerza y al estar cubierto de la silicona, parece que tiene menor sensibilidad y solo reacciona cuando se ejerce una presión considerable, por lo que el sistema es adecuado para agarrar cosas con fuerza, pero no para un agarre sutil o suave.

Si se encuentra activado el switch AUTO, se operará bajo el modelo entrenado para detectar las señales mioeléctricas del sensor y se actuará acorde.

Como sistema de seguridad, el principio de funcionamiento es que al detectar una salida del estado de reposo, se evaluará y se tomará la decisión de hacer un movimiento de pinza o uno de puño. Una vez tomada esa decisión por el modelo, la prótesis mantendrá esa posición tanto tiempo como se detecte una señal eléctrica mayor al estado de reposo, impidiendo un cambio abrupto entre estados de agarre.

Solo después de unos segundos en estado de reposo, el agarre se liberará y permitirá adoptar un nuevo agarre. En caso de que el usuario desee mantener un estado de agarre sin necesidad de ejercer de forma continua una señal muscular, deberá apretar el interruptor de lock-in para mantener el estado actual de forma persistente.

Estas funciones de seguridad son ideales para el usuario ya que el sensor mioeléctrico es bastante susceptible a la fatiga, sudoración y movimientos bruscos de los cables, lo que ha generado un modelo de identificación con un promedio de aciertos de identificación del 60%, lo que apenas se consideraría aceptable.

Tomando en cuenta estas valoraciones, un control manual del usuario es la forma más efectiva de emplear el dispositivo hasta que se puedan entrenar y embeber modelos más sofisticados con una adquisición de datos más precisa.

Capítulo 4

4. Conclusiones y recomendaciones

El objetivo de este trabajo fue sentar las bases para el desarrollo de prótesis de alta tecnología de manera más accesible para la población ecuatoriana.

Se puede observar cómo la prótesis obtenida en este proyecto puede fabricarse a un costo mucho más accesible que prótesis comparables en el mercado, lo que demuestra de manera positiva que este tipo de desarrollo es posible en el país. Esto representa un avance en el campo y fomentaría el crecimiento de esta tecnología, permitiendo que diseños de prótesis como el presentado en este trabajo se sigan expandiendo. Por último se presentan las ideas finales de este proyecto para cerrar su elaboración

Conclusiones

- Se diseñó e imprimió en 3D un diseño de antebrazo personalizado y modelo de mano modificado para el paciente haciendo uso de sus medidas para asegurar comodidad y concordancia con el resto de su cuerpo.
- Se diseñaron e implementaron circuitos eléctricos con funciones de recarga y alimentación por baterías, regulador de voltaje al rango operacional, lectura de sensores de fuerza y señales EMG, control de modo de operación via interruptores y actuadores con servomotores de posición.
- Se entrenó un modelo de inteligencia artificial para controlar el movimiento de la prótesis en su modo automático mediante el reconocimiento de las señales mioeléctricas del paciente y se embebió en un modelo ligero en el microcontrolador ESP32.
- Se verificó el correcto funcionamiento de la prótesis mediante pruebas con el paciente para los modos de operación automático y manual manteniendo un buen acople con el

muñon del paciente bajo el uso de un arnés médico.

Recomendaciones

- Hay elementos de la prótesis que beneficiarían a esta si se los acomoda de forma diferente, por ejemplo el sensor mioeléctrico se lo puede empotrar dentro del acople con el muñon del brazo para que este tocando el muñon, este lugar mejoraría la calidad de las señales.
- En este proyecto se consiguió una buena autonomía de la prótesis pero esto podría ser muchísimo mejor si se añade una batería mas y con estas 4 baterías se las configura en un circuito serie-paralelo lo que mejoraría considerablemente los mAh dándole mucha mas autonomía a la prótesis
- Los interruptores y el puerto de carga de la prótesis están expuesto dentro de este diseño lo que podría llevar a que se accionen por accidente, para evitar esto se recomienda hacer una cobertura o tapa que los proteja así se evitaría este tipo de accidentes y generar mayor protección al agua y polvo.
- El material que se uso para mejorar la tracción de la mano, no es muy amigable a la vista, se investigo que se puede conseguir objetos que funcionan como guantes pero solo para la punta de los dedos, casi como una cobertura, así mismo de silicón que daría el mismo efecto pero se estaría masa estilizado.

Bibliografía

- [1] Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades, “Estadísticas de discapacidad,” <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>, Septiembre 2023, Último acceso: 16 de junio de 2024.
- [2] A. de Mesquita Dummar, “Amputación y salud mental: una revisión sistemática,” Tesis de maestría, Universidad de Oviedo, 2021, Último acceso: 16 de junio de 2024. Disponible en: <https://digibuo.uniovi.es/dspace/handle/10651/60268>.
- [3] G. M. Brooker, *Introduction to Biomechanics*, 2012.
- [4] “Prosthetics through the ages,” NIH MedlinePlus Magazine, 2020. [Online]. Available: <https://magazine.medlineplus.gov/article/prosthetics-through-the-ages>
- [5] S. U. Raschke, “Limb prostheses: Industry 1.0 to 4.0: Perspectives on technological advances in prosthetic care,” *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 2022. [Online]. Available: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fresc.2022.854404/full>
- [6] H. L. y M. Kurman, *Fabricated: The New World of 3D Printing*. John Wiley Sons, 2013.
- [7] C. L. Ventola, “Medical applications for 3d printing: Current and projected uses,” *Pharmacy and Therapeutics*, vol. 39, no. 10, pp. 704–711, 2014. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4189697/>
- [8] y. B. S. I. Gibson, D. Rosen, *Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing*. Springer, 2015. [Online]. Available: <https://kgut.ac.ir/useruploads/1523430527968ggi.pdf>

- [9] e. a. J. M. Zuniga, "Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences," *BMC Research Notes*, vol. 8, no. 1, p. 10, 2015. [Online]. Available: <https://bmcresearchnotes.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13104-015-0971-9>
- [10] Clínica Universidad de Navarra, "Electromiografía y electroneurografía," 2024. [Online]. Available: <https://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/pruebas-diagnosticas/electromiografia-electroneurografia>
- [11] D. Farina and O. C. Aszmann, "Bionic limbs: clinical reality and academic promises," *Science Translational Medicine*, vol. 6, no. 257, p. 257ps12, 2014. [Online]. Available: <https://stm.sciencemag.org/content/6/257/257ps12>
- [12] D. Farina, I. Vujaklija, R. Brånemark, A. M. Bull, H. Dietl, B. Graitmann, L. J. Hargrove, K.-P. Hoffmann, H. Huang, T. Ingvarsson *et al.*, "Toward higher-performance bionic limbs for wider clinical use," *Nature biomedical engineering*, vol. 7, no. 4, pp. 473–485, 2023. [Online]. Available: https://acris.aalto.fi/ws/portalfiles/portal/65292826/ELEC_Farina_etal_Toward_higher_performance_bionic_limbs_NatBioMedEng_2021_acceptedauthormanuscript.pdf
- [13] C. Castellini and P. Smagt, "Surface emg in advanced hand prosthetics," *Biological Cybernetics*, vol. 100, no. 1, pp. 35–47, 2009. [Online]. Available: <https://mediatum.ub.tum.de/doc/1289128/document.pdf>
- [14] K. Englehart and B. Hudgins, "A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 7, pp. 848–854, 2003. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1206493>
- [15] J. L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. John Wiley Sons, 2008.

- [16] e. a. L. J. Hargrove, "Robotic leg control with emg decoding in an amputee with nerve transfers," *New England Journal of Medicine*, vol. 369, no. 13, pp. 1237–1242, 2013. [Online]. Available: <https://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMoa1300126>
- [17] S. Heydarzadeh *et al.*, "Emg-based feature extraction and classification for prosthetic hand control," *arXiv preprint arXiv:2107.00733*, 2020. [Online]. Available: <https://arxiv.org/abs/2107.00733>
- [18] N. H. Tollervey, *Programming with MicroPython: Embedded Programming with Microcontrollers and Python*. O'Reilly Media, 2017.
- [19] E. Inc., "Hackberry - open source bionic hand," <https://www.exiii-hackberry.com/>, 2024, Último acceso: 16 de junio de 2024.
- [20] G. P. Kontoudis, M. V. Liarokapis, A. G. Zisimatos, C. I. Mavrogiannis, and K. J. Kyriakopoulos, "Open-source, anthropomorphic, underactuated robot hands with a selectively lockable differential mechanism: Towards affordable prostheses," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Sept 2015, pp. 5857–5862.
- [21] M. Anderson and S. L. Anderson, "Machine ethics: Creating an ethical intelligent agent," *AI Magazine*, vol. 28, no. 4, pp. 15–26, 2007. [Online]. Available: <https://www.aaai.org/ojs/index.php/aimagazine/article/view/2065>
- [22] Servicio Ecuatoriano de Normalización, "Reglamento técnico ecuatoriano rte inen 105 (1r) "pilas y baterías, primarias y secundarias"," <https://www.normalizacion.gob.ec/buzon/reglamentos/RTE-105-1R.pdf>, 2016, Último acceso: 16 de junio de 2024.

- [23] DFRobot, "Gravity: Analog emg sensor by oymotion," 2024, accessed: 2024-08-25.
[Online]. Available: <https://www.dfrobot.com/product-1661.html>
- [24] KiCad EDA, "Kicad eda - schematic capture & pcb design software," 2024, accessed: 2024-08-25. [Online]. Available: <https://www.kicad.org/>
- [25] FlatCAM, "Flatcam development," 2024, accessed: 2024-08-25. [Online]. Available: <http://flatcam.org/development>
- [26] Denvi, "Candle grbl controller," 2024, accessed: 2024-08-25. [Online]. Available: <https://github.com/Denvi/Candle>

Apéndices

Apéndice A

A.1 Links importantes

El código del programa del ML y todos los versionados se encuentran en el repositorio de Github 'ProtesisESPOL'.

GitHub: <https://github.com/stevenijm777/ProtesisESPOL/tree/main>.

Todos los archivos relacionados al proyecto, incluyendo el proyecto en Kicad y todas las piezas del diseño mecánico, junto a evidencias, fotos y material de presentación se encuentran en la carpeta compartida de Google Drive, disponible para uso público.

Archivos de proyecto: <https://drive.google.com/drive/folders/11kxNWGvk2nN>

Apéndice B

Tabla B.1.

Lista de materiales y precios en proyecto (Parte Mecánica)

Material	Cantidad	Precio c/u	Precio
Rollo de filamento PLA - Color piel 1Kg	1	\$22.00	\$22,00
Rollo de filamento TPU - Color blanco 1Kg	1	\$28.00	\$28,00
Tornillo M3	8	\$0.40	\$3,20
Tornillo M2	8	\$0.30	\$2,40
Fomix 0.5cm grosor	1	\$3.00	\$3,00
Total			\$58,60

Tabla B.2.

Lista de materiales y precios en proyecto (Accesorios)

Material	Cantidad	Precio c/u	Precio
Sellador Adimastic Pu-25 Blanco 300MI	1	\$9,29	\$9,29
Pistola Metalica P/Silicon Liviana Azul Mintcr	1	\$2,89	\$2,89
Arnés médico para prótesis	1	\$150,00	\$150,00
Adaptador cargador 110AC/12DC 2A	1	\$6,49	\$6,49
Mecanizado de placa de baquelita en CNC	1	\$10,00	\$10,00
Elementos de soldadura	1	\$1,00	\$1,00
Cuerda de pesca de Nylon	1	\$1,87	\$1,87
Super pegamento brujita	1	\$1,50	\$1,50
Total			\$183,04

Tabla B.3.*Lista de materiales y precios en proyecto (Parte Electrónica)*

Material	Cantidad	Precio c/u	Precio
Sensor de fuerza MF01	1	\$15,00	\$15,00
Sensor EMG analógico Gravity by OYMOTION + envio	1	\$60,00	\$60,00
Cable de bobina esmaltada	1	\$0,20	\$0,20
Cable de cobre	3	\$0,40	\$1,20
Batería Ion-Litio 18650 3.7V 12000mAh	3	\$1,50	\$4,50
Portapila Ion-Litio 18650	3	\$0,50	\$1,50
Módulo de carga y protección para batería Ion-Litio 3C	1	\$3,75	\$3,75
Step-down LM2596	1	\$4,00	\$4,00
Switches NO	5	\$0,40	\$2,00
Diodo LED verde	1	\$0,10	\$0,10
Servomotor MG995 DIGI HI-SPEED	2	\$9,00	\$18,00
ESP32	1	\$9,50	\$9,50
Conector DC 9mm Macho	1	\$0,75	\$0,75
Conector DC 9mm Hembra	1	\$0,75	\$0,75
Resistencias 1kOhm 0,5watts	5	\$0,10	\$0,50
Resistencias 10kOhm 0,5watts	1	\$0,10	\$0,10
Bornera 2 puertos	5	\$0,25	\$1,25
Bornera 3 puertos	6	\$0,35	\$2,10
Placa de baquelita	1	\$1,00	\$1,00
Termoencogible	1	\$0,20	\$0,20
Total			\$126,40

Tabla B.4.*Lista de materiales y precios en producción (Parte Mecánica)*

Material	Cantidad	Precio c/u	Precio
Rollo de filamento PLA - Color piel 1Kg	1	\$14,30	\$14,30
Rollo de filamento TPU - Color blanco 1Kg	1	\$0,56	\$0,56
Tornillo M3	8	\$0,40	\$3,20
Tornillo M2	8	\$0,30	\$2,40
Fomix 0.5cm grosor	1	\$3,00	\$3,00
Total			\$23,46

Tabla B.5.*Lista de materiales y precios en producción (Accesorios)*

Material	Cantidad	Precio c/u	Precio
Sellador Adimastic Pu-25 Blanco 300MI	1	\$0,62	\$0,62
Adaptador cargador 110AC/12DC 2A	1	\$6,49	\$6,49
PCB Producción China	1	\$4,80	\$4,80
Elementos de soldadura	1	\$1,00	\$1,00
Cuerda de pesca de Nylon	1	\$0,10	\$0,10
Super pegamento brujita	1	\$0,75	\$0,75
Total			\$13,76

Tabla B.6.*Lista de materiales y precios en producción (Parte Electrónica)*

Material	Cantidad	Precio c/u	Precio
Sensor de fuerza MF01	1	\$15,00	\$15,00
Sensor EMG analógico Gravity by OYMOTION + envío	1	\$60,00	\$60,00
Cable de bobina esmaltada	1	\$0,20	\$0,20
Cable de cobre	3	\$0,40	\$1,20
Batería Ion-Litio 18650 3.7V 12000mAh	3	\$1,50	\$4,50
Portapila Ion-Litio 18650	3	\$0,50	\$1,50
Módulo de carga y protección para batería Ion-Litio 3C	1	\$3,75	\$3,75
Step-down LM2596	1	\$4,00	\$4,00
Switches NO	5	\$0,40	\$2,00
Diodo LED verde	1	\$0,10	\$0,10
Servomotor MG995 DIGI HI-SPEED	2	\$9,00	\$18,00
ESP32	1	\$9,50	\$9,50
Conector DC 9mm Macho	1	\$0,75	\$0,75
Conector DC 9mm Hembra	1	\$0,75	\$0,75
Resistencias 1kOhm 0,5watts	5	\$0,10	\$0,50
Resistencias 10kOhm 0,5watts	1	\$0,10	\$0,10
Bornera 2 puertos	5	\$0,25	\$1,25
Bornera 3 puertos	6	\$0,35	\$2,10
Termoencogible	1	\$0,20	\$0,20
Total			\$125,40

Apéndice C

Tabla C.1.

Evaluación de las condiciones de las soluciones para la elaboración de prótesis

Complejidad > Fiabilidad > Costo > Peso/Tamaño						
Criterio	Complejidad	Fiabilidad	Costo	Peso/Tamaño	$\Sigma + 1$	Ponderación
Complejidad		1	1	1	4	0.44
Fiabilidad	0		1	1	3	0.33
Costo	0	0		1	2	0.22
Peso/Tamaño	0	0	0		1	0.11
Suma					15	1

Tabla C.2.

Evaluación del criterio de complejidad

B > C > A					
Eficiencia	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma + 1$	Ponderación
Solución A		0	0	1	0.167
Solución B	1		1	3	0.500
Solución C	0.5	0.5		2	0.333
Suma				6	1

Tabla C.3.*Evaluación del criterio de Fiabilidad*

B > C > A					
Eficiencia	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma + 1$	Ponderación
Solución A		0	0	1	0.167
Solución B	1		1	3	0.500
Solución C	0.5	0.5		2	0.333
Suma				6	1

Tabla C.4.*Evaluación del criterio de costo*

C = B > A					
Eficiencia	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma + 1$	Ponderación
Solución A		0	0	1	0.143
Solución B	1		1	3	0.429
Solución C	1	1		3	0.429
Suma				7	1

Tabla C.5.*Evaluación del criterio de peso/tamaño*

C = A > B					
Eficiencia	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma + 1$	Ponderación
Solución A		0.5	0.5	2	0.250
Solución B	1		1	3	0.375
Solución C	1	1		2	0.375
Suma				8	1

Apéndice D

D.1 Autonomía de la prótesis

Se hace una estimación del consumo promedio de cada elemento del circuito eléctrico:

Tabla D.1.

Tabla de consumo típico

Elemento	Consumo típico (mA)	Cantidad	Consumo por hora (mAh)
ESP32	80	1	80
Diodo LED	9	1	9
Sensor EMG	21	1	21
Servomotor MG995	500	2	1000
Sensor fuerza	0,25	1	0,25
Total			1110,25

Considerando que el arreglo de baterías tiene un arreglo en serie se suman los voltajes y se mantiene la capacidad, resultando así en un voltaje nominal de entrada de 11.1V con una capacidad de 12000 mAh. Considerando un factor de conversión del 80% pasando por el regulador de voltaje Step-Down y un consumo promedio de 1110,25 mAh, se tiene:

$$\frac{12000[mAh]}{1110,25[mA]} \cdot 80\% = 8,65[horas] \approx 8 \text{ horas } 40 \text{ minutos} \quad (D.1)$$

Apéndice E

E.1 Medidas

Tabla E.1.

Medidas antropomórficas necesarias

Medida	Unidad
Largo de brazo	cm
Circunferencia de brazo	cm
Largo de antebrazo (codo a muñeca)	cm
Largo de antebrazo (en flexión, de muñeca a cruce entre antebrazo y brazo)	cm
Circunferencia de antebrazo (parte más ancha)	cm
Circunferencia de muñeca	cm
Ancho de mano (sin dedos)	cm
Ancho de mano (con dedos)	cm
Largo de mano (sin dedos)	cm
Largo de mano (con dedos)	cm
Ancho de muñón	cm
Circunferencia de muñón	cm
Largo de muñón (codo a final)	cm
Peso del paciente	kg