

Diseño y Desarrollo de una Prótesis de Miembro superior para personas con Amputación por
debajo del codo

Juan Sebastián Morales Merchán y Cristián David Corredor Marín

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniero Electrónico

Director

Jorge Eduardo Quintero Muñoz

Especialista en Telecomunicaciones

Codirector

Jaime Guillermo Barrero Pérez

Magíster en potencia eléctrica

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones

Ingeniería electrónica

Bucaramanga

2024

Tabla de Contenido

	Pág.
Introducción	11
1. Objetivos	13
1.1 Objetivo General	13
1.2 Objetivos Específicos.....	13
2. Marco Teórico.....	14
2.1 Anatomía de Antebrazo, Muñeca y Mano	14
2.2 Principales causas de amputación	15
2.3 Bioseñales	17
2.4 Sensores	20
2.4.1 Sensores de Electromiografía:	21
2.5 Servomotores	22
2.6 Prótesis y sus tipos	23
2.6.1 Prótesis estéticas o pasivas.....	24
2.6.2 Prótesis mecánicas	24
2.6.3 Prótesis eléctricas.....	25
2.6.4 Prótesis mioeléctricas.....	26
2.6.5 Prótesis híbridas	27
2.7 Rehabilitación protésica para miembro superior	27
3. Metodología para el diseño y desarrollo de la prótesis.....	29
3.1 Planteamiento del diseño	29
3.1.1 Especificaciones de diseño	29

3.1.2 Etapa de adquisición y adecuación de la señal de electromiografía	30
3.1.3 Etapa de control de los actuadores.....	30
3.1.4 Etapa de control de los actuadores.....	31
3.2 Etapa de adquisición y adecuación de la señal EMG	32
3.2.1 Sensor de electromiografía (EMG).....	32
3.2.2 Microcontrolador	35
3.3 Etapa de control de los actuadores.....	38
3.3.1 Micro servomotor para el movimiento de los dedos.....	39
3.3.2 Servomotor para la rotación de la función destornillador.....	40
3.3.3 Servomotor para el giro de la muñeca	41
3.3.4 Módulo controlador de servomotores	42
3.4 Etapa de alimentación de cada uno de los procesos	44
3.4.1 Batería escogida para alimentar la prótesis.....	45
3.4.2 Alimentación Arduino nano y sensor EMG.....	46
3.4.3 Alimentación PCA9685 y servomotores	49
3.5 Pruebas de funcionamiento de cada etapa	52
3.5.1 Pruebas realizadas a la etapa de adquisición y adecuación de la señal de electromiografía	52
3.5.2 Pruebas realizadas a la etapa de control de los actuadores	54
3.5.3 Pruebas realizadas a la etapa de alimentación.	55
3.6 Diseño industrial	57
3.7 Programa de Arduino para el control de la prótesis.....	59
4. Implementación.....	65
4.1 Montaje	65

4.1.1 Montaje dedos índice, corazón y pulgar	67
4.1.2 Montaje dedos índice, corazón y pulgar	69
4.1.3 Montaje brazo	71
4.2 Pruebas de funcionamiento general de la prótesis	74
5. Conclusiones	81
6. Recomendaciones	82
Referencias bibliográficas.....	84

Lista de Tablas

	Pág.
Tabla 1. Comparación sensores planteados para el diseño	33
Tabla 2. Comparación microcontroladores planteados para el diseño	36
Tabla 3. Comparación micro servomotores planteados para el diseño.....	39
Tabla 4. Comparación servomotores de rotación continua planteados para el diseño	40
Tabla 5. Comparación servomotores planteados para el diseño	42
Tabla 6. Comparación controladores de servomotores planteados para el diseño	43
Tabla 7. Comparación baterías planteadas para el diseño	46
Tabla 8. Comparación conversores DC-DC duales planteados para el diseño.....	47
Tabla 9. Comparación conversores DC-DC elevadores planteados para el diseño	48
Tabla 10. Comparación conversores DC-DC reductores planteados para el diseño	50
Tabla 11. Mediciones de potencia de diferentes actividades de la prótesis.....	55
Tabla 12. Valores de ángulos máximos y mínimos de los servomotores de los dedos	69
Tabla 13. Resultados pruebas de peso máximo levantado por la prótesis	76
Tabla 14. Costos del modelo funcional.....	78
Tabla 15. Especificaciones planteadas vs reales.....	79

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1. Regiones miembro superior.....	14
Figura 2. Grados de rotación del antebrazo a diferentes niveles de amputación	16
Figura 3. Tipos de electromiografía.....	18
Figura 4. Potencial de acción	19
Figura 5. Señal de electromiografía con electrodos superficiales.....	20
Figura 6. Electrodo superficial.....	21
Figura 7. Estructura interna de un servomotor.....	22
Figura 8. Prótesis estética	24
Figura 9. Prótesis mecánica	25
Figura 10. Prótesis eléctricas	25
Figura 11. Prótesis mioeléctrica.....	26
Figura 12. Prótesis híbrida	27
Figura 13. Diagrama planteado para la adquisición y adecuación de la señal mioeléctrica	30
Figura 14. Diagrama planteado para el control de los actuadores	31
Figura 15. Diagrama planteado para la alimentación de las etapas	31
Figura 16. Diagrama general planteado para el proyecto	31
Figura 17. Esquemático del sensor	34
Figura 18. Diagrama de conexiones etapa de adquisición y adecuación de la señal EMG	37
Figura 19. Conexiones pulsadores y led	38
Figura 20. Diagrama de conexiones etapa de control de los actuadores	44

Figura 21. Esquema valor de alimentaciones de cada componente.....	45
Figura 22. Esquema de alimentación Arduino y sensor EMG.....	49
Figura 23. Esquema de alimentación de los servomotores	51
Figura 24. Diagrama completo de conexiones de los módulos de la prótesis	51
Figura 25. Señal de electromiografía graficada por el programa de Arduino	52
Figura 26. Diseño industrial final de la prótesis.	58
Figura 27. Impresora Ender 3 de la marca creality.....	65
Figura 28. Montaje del dedo índice y corazón.....	67
Figura 29. Montaje dedo índice y corazón final	67
Figura 30. Montaje del dedo pulgar.....	68
Figura 31. Montaje de los dedos y la función destornillador en la palma de la mano.....	70
Figura 32. Ensamble de las piezas de la muñeca	71
Figura 33. Armado de la parte inferior del brazo con la batería	72
Figura 34. Conexiones de los diferentes módulos y ubicación dentro del brazo.....	72
Figura 35. Conexiones de la prótesis terminadas y ensamble del brazo.....	73
Figura 36. Prótesis terminada	73
Figura 37. Pruebas cierre y apertura de la prótesis	74
Figura 38. Cierre y apertura de la mano protésica	75
Figura 39. Comprobación de la función destornillador y sus dos tipos de giro.....	77
Figura 40. Comprobaciones del giro de la muñeca.....	77

Lista de Apéndices

Los apéndices están adjuntos y puede ser consultados en la base de datos de la biblioteca UIS

Apéndice A. Manual de Usuario

Apéndice B. Profundización anatomía de miembro superior

Apéndice C. Etapas del diseño industrial

Apéndice D. Datos tomados en las pruebas del sensor EMG

Resumen

Título: Diseño y Desarrollo de una Prótesis de Miembro superior para personas con Amputación por debajo del codo *

Autor: Juan Sebastián Morales Merchán, Cristián David Corredor Marín **

Palabras Clave: Prótesis mioeléctrica, Impresión 3D, Señal electromiografía, Diseño biomecánico, Ergonomía

Descripción:

Este proyecto se centra en el diseño y desarrollo de una prótesis de miembro superior destinada a personas con amputación por debajo del codo. La elección de este enfoque se debe a la prevalencia de esta discapacidad, que afecta directamente la estabilidad emocional de muchas personas, generando limitaciones significativas en la realización de diversas actividades tanto en el ámbito laboral como en el social.

El objetivo principal de esta iniciativa es mejorar la calidad de vida de las personas amputadas, otorgándoles la capacidad de llevar a cabo actividades diarias de manera más independiente. Cabe destacar que el diseño de esta prótesis mioeléctrica incluye una función adicional, actuando como destornillador. Esta característica la convierte en una herramienta especialmente útil en entornos laborales y amplía su utilidad en diversas situaciones. Esta ventaja representa un diferencial significativo en comparación con otras prótesis similares disponibles en el mercado, que pueden carecer de esta versatilidad.

Además de priorizar la funcionalidad y versatilidad, el proyecto se enfoca en mantener un precio accesible para asegurar que la prótesis esté al alcance de usuarios con recursos limitados. Las prótesis de brazo fabricadas con impresión 3D, que suelen ofrecer un rango limitado de movimientos, a menudo presentan costos elevados, oscilando entre \$2000 y \$5000 USD. Esta iniciativa aborda este problema al proporcionar una solución más económica para aquellos que la necesitan

* Trabajo de Grado

** Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones. Ingeniería electrónica. Director: Jorge Eduardo Quintero Muñoz. Especialista en Telecomunicaciones. Codirector: Jaime Guillermo Barrero Pérez. Magíster en Potencia eléctrica.

Abstract

Title: Design and Development of an Upper Limb Prosthesis for Below Elbow Amputees *

Author(s): Juan Sebastián Morales Merchán, Cristián David Corredor Marín **

Key Words: Myoelectric prosthesis, 3D printing, Electromyography signal, Biomechanical design, Ergonomics

Description:

This project focuses on the design and development of an upper limb prosthesis for people with a below elbow amputation. The choice of this approach is due to the prevalence of this disability, which directly affects the emotional stability of many people, generating significant limitations in the performance of various activities both in the workplace and socially.

The main objective of this initiative is to improve the quality of life of amputees, giving them the ability to carry out daily activities more independently. It should be noted that the design of this myoelectric prosthesis includes an additional function, acting as a screwdriver. This feature makes it an especially useful tool in work environments and extends its usefulness in a variety of situations. This advantage represents a significant differential compared to other similar prostheses available on the market, which may lack this versatility.

In addition to prioritizing functionality and versatility, the project focuses on maintaining an accessible price to ensure that the prosthesis is affordable for users with limited resources. 3D-printed prosthetic arms, which typically offer a limited range of motion, often have high costs, ranging from \$2000 to \$5000 USD. This initiative addresses this problem by providing a more affordable solution for those in need.

* Degree Work

**School of Physicomechanical Engineering. School of Electrical, Electronic and Telecommunications Engineering. Electronic Engineering. Director: Jorge Eduardo Quintero Muñoz. Specialist in Telecommunications. Co-director: Jaime Guillermo Barrero Pérez. Master in Electrical power.

Introducción

Este proyecto aborda los desafíos de las amputaciones por debajo del codo mediante el diseño de una prótesis mioeléctrica de miembro superior, con el objetivo de ofrecer una solución integral que reemplace tanto la función perdida del brazo como su aspecto estético. La prótesis contará con un sistema de control para la manipulación del cierre y apertura de la mano, utilizando señales mioeléctricas generadas por los músculos residuales del paciente.

Para contextualizar la importancia de esta iniciativa, la Asociación Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación estima que en el país hay más de 120.000 personas con algún tipo de amputación, resultado de accidentes laborales, de tráfico, enfermedades y conflictos armados. (Hurtado-Manzanera, 2017) (Fernandez, 2006) (Bejarano, 2018).

El proyecto inicia con un estudio detallado de la anatomía del antebrazo, muñeca y mano, identificando las características anatómicas y funcionales esenciales para realizar actividades motoras finas. Se investiga el uso de bioseñales eléctricas y electromiografía en el ámbito biomédico para comprender el funcionamiento de estos sistemas y se explica el funcionamiento de los sensores.

Además, se aborda la diversidad de prótesis existentes, cada una diseñada según el tipo de amputación, las necesidades del usuario y consideraciones económicas. Se destaca la importancia de mejorar la funcionalidad y movilidad de las personas amputadas, permitiéndoles realizar actividades cotidianas con mayor independencia, así como la adición de funciones extras, como la capacidad de utilizar herramientas como un destornillador, para su uso en entornos laborales.

El diseño de la prótesis incorpora un microcontrolador para el manejo de los servomotores y la recepción de datos de los sensores. Se proporciona una visión general del diseño biomecánico,

focalizado en dos partes principales: la mano y el brazo. Se presenta una descripción completa del desarrollo de la prótesis, desde los componentes utilizados hasta el diseño implementado. Finalmente, se exhiben los resultados finales del proyecto y se presentan las conclusiones obtenidas.

1. Objetivos

1.1 Objetivo General

Diseñar y desarrollar una prótesis de miembro superior para personas con amputación por debajo del codo, que vaya acompañada de una función que facilite la realización de una labor específica.

1.2 Objetivos Específicos

1. Desarrollar el sistema de control de la prótesis de miembro superior utilizando las señales mioeléctricas disponibles en el muñón del amputado.
2. Implementar la función destornillador en la prótesis de miembro superior para realizar actividades laborales específicas.
3. Crear una prótesis de miembro superior económica comparada con los precios de las prótesis comerciales.

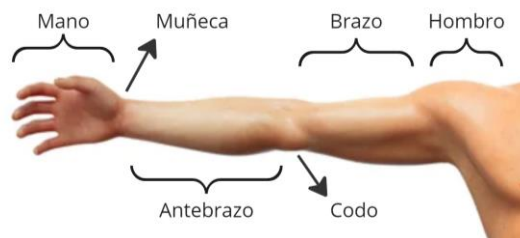
2. Marco Teórico

2.1 Anatomía de Antebrazo, Muñeca y Mano

El miembro superior del cuerpo humano es una región anatómica altamente compleja. Este conjunto incluye el brazo, el antebrazo y la mano, y desempeña un papel fundamental en la realización de actividades motoras finas que implican una coordinación excepcional entre una variedad de componentes, como huesos, articulaciones, músculos, nervios y vasos sanguíneos.

Figura 1

Regiones miembro superior



Nota. Editado de: Cuerpo humano, 2023, Significados (<https://www.significados.com/cuerpo-humano/>)

La mano, una de las regiones más destacadas del miembro superior, se distingue por su extraordinaria capacidad para la precisión y la destreza, atributos que se deben en gran medida a la presencia del pulgar oponible, una característica distintiva de los seres humanos en comparación con otras especies. Este pulgar oponible facilita la realización de acciones complejas, como la prensión y la manipulación de objetos de forma precisa. La acción conjunta de los músculos y huesos de estas partes no solo permite el movimiento de la mano y la muñeca, sino también la ejecución de agarres y la sujeción de objetos en distintas posiciones. (Moore, 2013).

Los movimientos básicos de la mano incluyen flexión y extensión de los dedos, así como la abducción y aducción de estos. La presencia del pulgar oponible añade una dimensión única, permitiendo la pinza y oposición, gestos cruciales para la manipulación precisa de objetos. Además, la mano puede realizar movimientos complejos como la pronación y supinación, que son vitales para tareas más avanzadas. La coordinación precisa entre músculos, tendones y articulaciones en la mano posibilita su extraordinaria destreza y habilidad para adaptarse a una amplia variedad de actividades cotidianas.

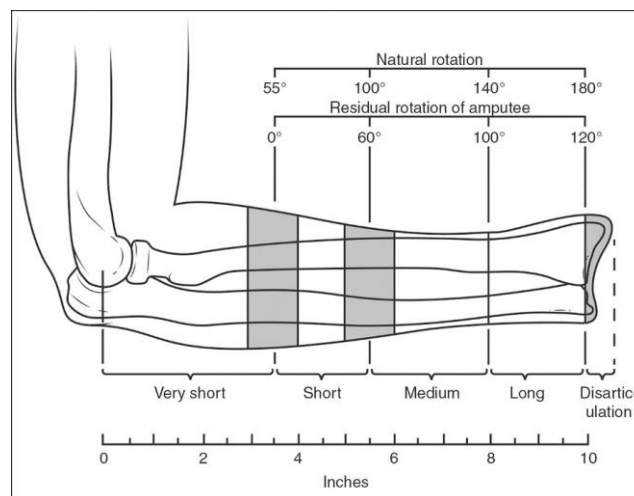
2.2 Principales causas de amputación

Las amputaciones hacen referencia a la resección de una parte o totalidad de la extremidad que puede ser de manera espontánea, traumática o quirúrgica e incurre en la pérdida de un gran grado de funcionalidad (CUN, s/f) (Fitzgibbons, 2015). Entre las causas más frecuentes se encuentran: traumatismo, afecciones vasculares, infecciones, malignidad y alteraciones congénitas (Varma, 2014). Se estima que alrededor de 1.6 millones de personas en el mundo para el año 2005 presentaban pérdida de una extremidad, siendo el 31% en la extremidad superior y con una proyección para el año 2050 de duplicar las cifras (Ziegler-Graham, 2008). Las pérdidas de extremidades se pueden clasificar en mayores y menores en relación con la proximidad al tronco. La amputación debe considerarse como un procedimiento complejo en relación con todas las variables para tener en cuenta tanto del estado general del paciente (enfermedades concomitantes, estado funcional, expectativas) como de la extremidad afectada (nivel de lesión, tipo de lesión, presencia de contaminación, cubrimiento de tejidos, aporte vascular y estado neurológico) siendo factores determinantes al momento de elegir el nivel de amputación. (Pierrie, 2018)

Cuando se considera la necesidad de requerir una amputación, es fundamental tener en cuenta la preservación de la mayor cantidad de tejido posible que formará el muñón (porción remanente de la extremidad amputada). Esto se debe a que el miembro superior requiere un amplio rango de movimiento para posicionar la mano en el espacio, lo que permite llevar a cabo las actividades diarias cotidianas. Por lo tanto, el nivel de amputación del antebrazo se vuelve crucial, ya que la longitud del antebrazo guarda una relación directa con la capacidad de realizar movimientos de pronación y supinación. Es importante destacar que los grados de rotación del antebrazo se verán reducidos en comparación con la rotación que se logra con el antebrazo íntegro. (Ver figura 2) (Fitzgibbons, 2015)

Figura 2

Grados de rotación del antebrazo a diferentes niveles de amputación



Nota. Adaptado de Functional and Clinical Outcomes of Upper Extremity Amputation, 2015, Journal of the AAOS (https://journals.lww.com/jaaos/fulltext/2015/12000/functional_and_clinical_outcomes_of_upper.7.aspx).

2.3 Bioseñales

Las señales son un medio para transmisión de información, y su adquisición nos permite obtener datos sobre la fuente que generó dicha señal. En el contexto biomédico, nos referimos a estas como bioseñales, estas corresponden a las señales generadas por los sistemas fisiológicos del organismo. Las mediciones biomédicas se llevan a cabo para extraer la información sobre el funcionamiento de los distintos sistemas del organismo, estas medidas médicas pueden agruparse en distintas categorías, como lo son los biopotenciales eléctricos, señales biomagnéticas, señales bioquímicas, señales biomecánicas, entre otras.

Ciertos tipos de células, conocidas como células excitables, tienen la capacidad de generar potenciales bioeléctricos, esto debido a la actividad electroquímica en sus membranas, como es el caso de las células del tejido glandular, nerviosas y musculares (Guerrero, 2011)

La medición de las señales eléctricas generadas por los músculos se conoce como electromiografía o abreviada en siglas como EMG; esta técnica se usa para el diagnóstico de la salud de los músculos y de las células nerviosas, ya que permiten medir la velocidad y eficacia de la transmisión de las señales. Principalmente existen dos tipos de electromiografía, la intramuscular y la superficial.

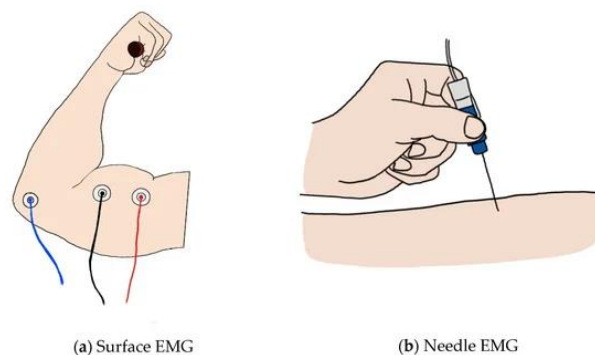
La electromiografía intramuscular se lleva a cabo usando electrodos de aguja, estos son cables delgados que se insertan directamente en el músculo, estos electrodos se desplazan a lo largo de diferentes puntos del músculo mientras este se encuentra relajado para evaluar la actividad en reposo. Luego, se registran los valores durante la contracción voluntaria, estos valores se usan

para el análisis del tamaño, forma y frecuencia de las señales eléctricas generadas, lo que contribuye a un diagnóstico.

Por otra parte en la electromiografía superficial se basa en la medición de la función muscular mediante la colocación de electrodos en la superficie de la piel, siempre es necesario más de un electrodo pues lo que se mide es la diferencia de potencial entre dos electrodos separados, este tipo de mediciones tienen la restricción de que solo se puede medir la actividad en músculos superficiales y que existen diferentes factores que afectan las medidas como lo pueden ser el peso del usuario, potenciales de músculos adyacentes, entre otros (Ver figura 3) (Gila, 2009).

Figura 3

Tipos de electromiografía



Nota. Adaptado de Electromyography, 2021, Scholarly Community Encyclopedia (<https://encyclopedia.pub/entry/7298>).

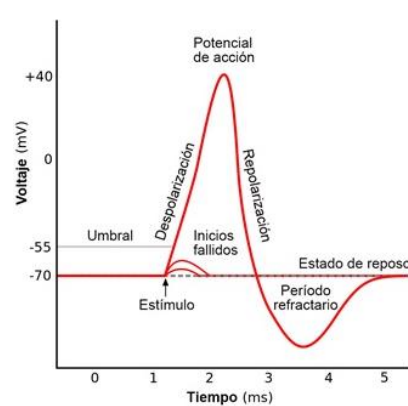
La fuente eléctrica para las señales musculares es la diferencia en el potencial de membrana en reposo, la cual existe dentro y fuera de las fibras musculares; esta medida es de aproximadamente 90 mV (milivoltios), siendo negativo en el interior de las células con respecto al del exterior. Esta diferencia de potencial se origina por la distribución de iones (Na^+ , K^+ , Cl^- y otros aniones) en el interior y exterior de la membrana celular.

El potencial de acción en una neurona se origina con un potencial de membrana en reposo, donde un estímulo abre canales de sodio, generando una despolarización. Al superar un umbral

crítico, se desencadena el potencial de acción, marcado por la salida de iones de potasio, deteniendo la despolarización. La repolarización sigue con el cierre de canales de sodio y apertura de canales de potasio, restaurando el potencial de membrana en reposo. Este proceso asegura la eficiente transmisión de señales eléctricas entre neuronas, siendo fundamental para el sistema nervioso. (Junquera, s.f.).

Figura 4

Potencial de acción



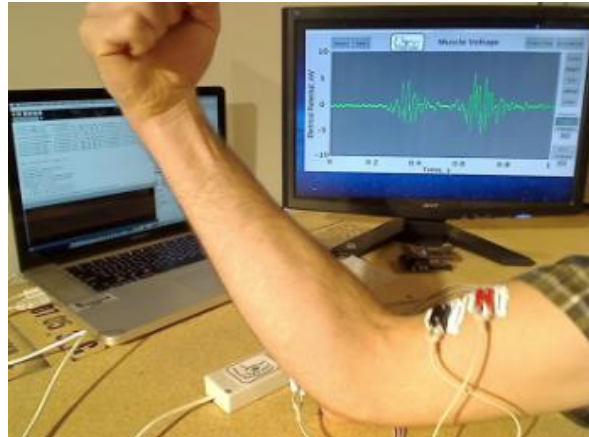
Nota. Potencial de acción (<https://fisiologia.facmed.unam.mx/index.php/biofisica-de-la-membrana-celular-i-potencial-de-membrana/>).

Para el adecuado procesamiento de la señal electromiográfica se siguen ciertos pasos: primero se tiene que amplificar la señal con amplificadores operacionales fabricados para señales bioeléctricas, debido a que las magnitudes bioeléctricas son muy pequeñas (los potenciales eléctricos evaluados varían entre 50 μ V y 30 mV dependiendo del músculo donde se realice la medición). Luego, es necesario la eliminación del ruido; para esto se usan filtros activos notch, que neutralizan gran parte de este. Por último, a la señal se le realiza un proceso de filtrado para seleccionar las frecuencias de interés, La frecuencia de una señal EMG está entre 0 y 500 Hz. Sin

embargo, la energía aprovechable de la señal EMG predomina entre 50 y 150 Hz. (Gila, 2009) (Nigg, 2007) (Laxmi, 2012)

Figura 5

Señal de electromiografía con electrodos superficiales



Nota. Señal EMG con electrodos superficiales. (<https://fisioterapeutaadomicilio.es/electromiograma-superficie-biofeedback-muscular/>).

2.4 Sensores

Los sensores son dispositivos electrónicos que permiten interactuar con el mundo físico al proporcionar información sobre ciertas variables. Estos dispositivos imitan la capacidad de percepción de los seres humanos y se han integrado en diversas áreas tecnológicas. Los sensores funcionan de manera similar a los sentidos del ser humano, como la vista, el oído y el tacto. Tienen ciertas funciones que son de gran ayuda para la implementación y desarrollo de las prótesis ya que capturan datos del entorno y los transmiten a sistemas de procesamiento que toman decisiones precisas y rápidas en respuesta a situaciones cambiantes o condiciones específicas. (Serna, 2010) (Teja, 2021)

En el proceso de diseñar la prótesis, la elección del sensor es fundamental para la conexión entre el usuario y la tecnología. Se ha tomado la decisión de que los sensores de electromiografía (EMG) constituyen la opción más práctica y eficiente para este proyecto.

2.4.1 Sensores de Electromiografía:

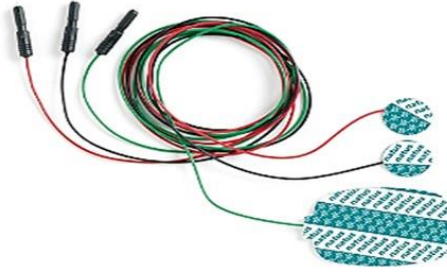
Las señales de electromiografía permiten detectar con precisión los movimientos y la intención del usuario. Los sensores EMG permiten un control intuitivo y natural de la prótesis. Son especialmente adecuados para usuarios que aún tienen músculos funcionales en el muñón o en otras partes del brazo. (Torres, 2019)

Cada uno de estos sensores tiene aplicaciones específicas y ventajas particulares en el control y la retroalimentación de las prótesis.

Los electrodos de adquisición de señales en electromiografía (EMG) funcionan al tener una superficie conductora que se coloca en contacto con la piel sobre el músculo de interés. Cuando el músculo se contrae, las células musculares generan señales eléctricas, conocidas como potenciales de acción, las cuales son captadas por el electrodo. Estos electrodos pueden configurarse para medir la diferencia de potencial entre puntos cercanos o respecto a un punto de referencia común. Posteriormente, se aplican filtros y amplificación para mejorar la calidad de la señal registrada. Los electrodos se conectan a un sistema de adquisición que convierte las señales analógicas en digitales, facilitando su procesamiento y análisis.

Figura 6

Electrodos superficiales



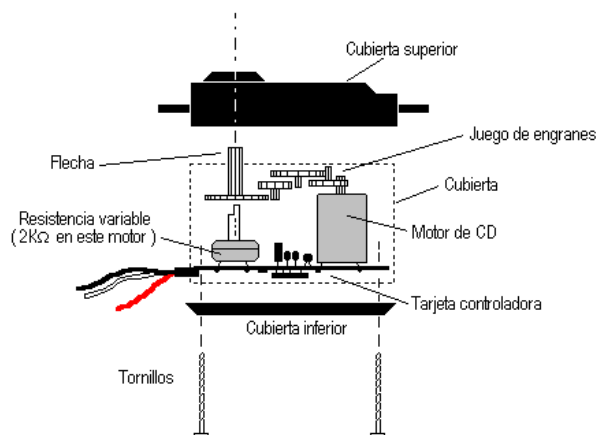
Nota. Electroodos de superficie. 2024, Electromiografo
(<https://www.pardell.es/electromiografo.html>)

2.5 Servomotores

El servomotor es un dispositivo que permite controlar con cierta efectividad la posición y los movimientos de su eje. Estos se pueden mover en un ángulo, posición y a una velocidad determinada en cada momento, algo que no puede hacer un motor eléctrico normal. Cabe resaltar que este tipo de aparato tiene un sistema, el cual está compuesto de partes mecánicas y electrónicas tales como, motor eléctrico, tarjeta de control, sistema de engranes y potenciómetro. (EGASEN, 2021) (Castro, 2019)

Figura 7

Estructura interna de un servomotor



Nota. Componentes de un servomotor. (<https://www.monografias.com/trabajos60/servo-motores/servo-motores>)

Los servomotores se caracterizan por su alta precisión de funcionamiento, tiempos de respuesta muy cortos, larga vida útil y robustez, todo ello a un precio relativamente bajo. Es importante destacar que existen dos tipos principales de rotación en los servomotores. El primero es de rango de giro limitado, son los más comunes y tienen la capacidad de rotar alrededor de su eje el número de grados que le asigne el fabricante. Sin embargo, no pueden realizar una rotación completa de 360 grados. Por otra parte, se encuentran los servomotores de rotación continua que en contraparte con los de giro limitado son capaces de efectuar una rotación completa de 360 grados. (Gandhi, s/f)

2.6 Prótesis y sus tipos

Las prótesis son dispositivos diseñados para sustituir de forma artificial una parte del cuerpo faltante o que funciona deficientemente (American Cancer Society, 2020). Las prótesis de miembro superior han evolucionado a lo largo de la historia, brindando a los usuarios la oportunidad de recuperar la estética y funciones perdidas debido a amputaciones o discapacidades congénitas. Existen diversos tipos de prótesis que se han desarrollado para abordar una amplia gama de necesidades. En el contexto de las prótesis de miembro superior, el tipo de amputación desempeña un papel fundamental en la elección de la prótesis adecuada, pues la pérdida de miembros puede variar desde un dedo o mano, hasta la pérdida total de la extremidad superior. Además, según las necesidades del usuario, las prótesis pueden abarcar desde lo meramente estético hasta soluciones funcionales que permitan realizar una amplia gama de tareas como manipular objetos, escribir o tocar instrumentos musicales. Otro factor importante es el costo de

la prótesis, puesto que las más simples y con menos funcionalidades suelen ser más asequibles, mientras que aquellas equipadas con tecnología avanzada tienen costos significativamente más elevados (Brito, 2013).

2.6.1 Prótesis estéticas o pasivas

Estas no tienen movimiento, solo cubren el aspecto estético del miembro amputado; normalmente están fabricadas con materiales ligeros como PVC, látex o silicona, lo que las hace fáciles de mantener; este tipo de prótesis están disponibles en diferentes tamaños y formas para adaptarse mejor a la persona (Mediprax, 2019).

Figura 8

Prótesis estética



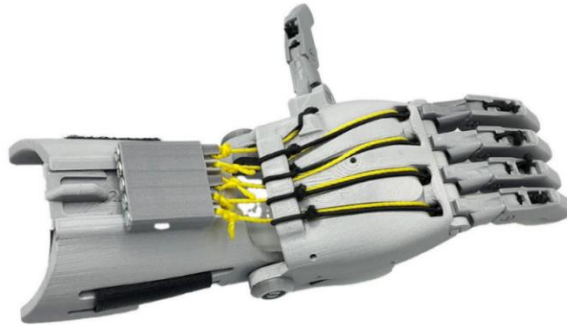
Nota. Adaptado de *Prótesis*, 2018, Teckné Bios (<https://teckhnebios.webnode.com.co/protesis/>).

2.6.2 Prótesis mecánicas

Estos son dispositivos que cumplen funciones básicas de movimientos como lo puede ser la apertura y cierre de la mano; funcionan mediante cables y cintas de sujeción conectados al cuerpo. Para el uso de este tipo de prótesis el usuario debe tener al menos algunos movimientos generales, como movimientos de extensión o flexión de la muñeca o el hombro (Mediprax, 2019).

Figura 9

Prótesis mecánica



Nota. Adaptado de Fabricación 3D y montaje mano protésica Raptor Reloaded para E-nable, 2020, ESAINE (<https://www.esaine.com/proyectos/fabricacion-y-montaje-protesis-raptor-reloaded>).

2.6.3 Prótesis eléctricas

Este tipo de prótesis se caracterizan por el uso de motores eléctricos, pulsadores o interruptores; además requieren movimientos mecánicos para activar sus componentes electrónicos. Por estas razones, tienen las desventajas de ser difíciles de reparar, son de costo elevado, son pesadas y hay que protegerlas de la humedad (Mediprax, 2019).

Figura 10

Prótesis eléctricas



Nota. Adaptado de Myohand VariPlus Speed, Ottobock (<https://www.ottobock.com/de-de/product/8E39~59>).

2.6.4 Prótesis mioeléctricas

Son producto de la unión de la biónica, la cibernética, la robótica y la mecatrónica. Estas son prótesis eléctricas controladas mediante señales mioeléctricas y son ampliamente utilizadas en todo el mundo debido a su estética y capacidad para ofrecer alta precisión y fuerza. El control mioeléctrico de estas prótesis se basa en el principio de que cuando el músculo se flexiona genera señales EMG, esta señal es transmitida por los electrodos, enviada al sensor y con un microcontrolador se mueven los motores que controlan el movimiento (Mediprax, 2019).

Las prótesis mioeléctricas se dividen en dos categorías principales: las completamente articuladas, que imitan con precisión los movimientos naturales de la mano humana, permitiendo un control independiente de los dedos; y las prótesis de agarre, que ofrecen al usuario un control básico sobre la apertura y cierre de la mano. Estas últimas se recomiendan comúnmente como prótesis iniciales para personas que han sufrido amputaciones

Figura 11

Prótesis mioeléctrica



Nota. Rehabilitación tras la amputación de brazo. (<https://www.ottobock.com/es-mx/padecimientos/sobre-amputaciones/amputaciones-de-miembro-superior/rehabilitacion-y-protesis-de-brazo>)

2.6.5 Prótesis híbridas

Estas prótesis se emplean comúnmente en amputaciones al nivel más alto de los miembros superiores (amputaciones debajo del hombro). Estas prótesis por lo general son una combinación entre las mecánicas y las mioeléctricas. Como ejemplo tenemos las prótesis que accionan el codo de forma mecánica mientras la mano funciona con señales mioeléctricas (Stokosa, 2021)

Figura 12

Prótesis híbrida



Nota. Prótesis híbrida (<https://interbionic.mx/protesis-mecanicas-e-hbridas/>).

2.7 Rehabilitación protésica para miembro superior

Como se mencionó anteriormente, existen diferentes tipos de prótesis de brazos entre los cuales elegir. Aunque ninguno de estos dispositivos puede reemplazar completamente una mano

o un brazo, pueden ser herramientas valiosas que facilitan numerosas actividades, pasatiempos y tareas.

La rehabilitación protésica tiene como objetivo respaldar a las personas amputadas en la adaptación a su nuevo estilo de vida, abordando aspectos físicos, emocionales y psicológicos para fomentar la independencia y mejorar la calidad de vida. En el inicio del proceso de rehabilitación, el protesista confeccionará el "socket", que es el encaje que conecta la prótesis con el miembro residual, asegurando así la comodidad, movilidad y seguridad del dispositivo.

Con el socket listo y el tipo de prótesis seleccionado, se realizan pruebas de electromiografía para verificar la compatibilidad con el uso de una prótesis mioeléctrica y determinar la mejor posición para los electrodos. Una vez que la prótesis está completa, se proporcionan instrucciones sobre su uso, centrándose en dominar movimientos básicos y tareas cotidianas.

El proceso de aprendizaje comienza con la familiarización con las funciones básicas de la mano protésica, como abrir y cerrar la mano, mover los dedos y rotar la muñeca. Posteriormente, se practica el agarre de objetos simples y livianos, progresando gradualmente hacia movimientos y actividades más complejas a medida que se adquiere confianza.

Otro aspecto crucial para el uso efectivo de la prótesis es su cuidado y limpieza. Esto implica aprender a colocar y retirar el dispositivo correctamente. Para prótesis que funcionan con señales mioeléctricas, es recomendable humedecer y limpiar con alcohol la zona de los electrodos para mejorar la lectura de señales. Además, se destaca la importancia de seguir las instrucciones del fabricante para la limpieza periódica de la mano o brazo protésico. (Ottobock, s.f.)

3. Metodología para el diseño y desarrollo de la prótesis

3.1 Planteamiento del diseño

Este proyecto busca diseñar e implementar un modelo funcional de prótesis que permita a las personas con amputación por debajo del codo recuperar parte de las funciones perdidas. En este planteamiento del diseño se describirán los elementos claves para la planeación y desarrollo de dicha prótesis.

3.1.1 Especificaciones de diseño

Se plantea el diseño de una prótesis para miembro superior empleando tecnología de impresión 3D, específicamente dirigida al grupo de adultos y destinada para amputaciones del lado izquierdo. Se propone que las dimensiones de la prótesis se basen en las medidas de un brazo real, considerando que el peso de la prótesis debe ser igual o inferior al peso real del miembro amputado. Se estima que la mano y el antebrazo tienen un peso promedio de aproximadamente 2.3 kg. Este enfoque garantiza que la prótesis sea cómoda de sostener y manipular para diferentes usuarios.

En cuanto a la autonomía, se proyecta que la prótesis tenga una duración mínima de 4 horas de funcionamiento continuo antes de requerir recarga o cambio de batería. El objetivo principal de la prótesis es proporcionar un mecanismo de cierre y apertura en forma de pinza, haciendo uso de los dedos pulgar, índice y corazón. Se establece una distancia de apertura entre el índice y el pulgar de aproximadamente 16 cm para asegurar un agarre versátil y eficaz en diversas actividades. Además, se espera que la prótesis pueda sostener objetos cotidianos con un peso similar al de una botella de agua personal (500 g).

La prótesis contará con un ángulo de rotación de la muñeca de 90 grados y se incorporará la función de destornillador como un valor añadido. La cual tendrá como condición cumplir con la

acción de soltar los tornillos de una CPU estándar, asegurando así su utilidad en situaciones prácticas. Es crucial destacar que esta función ocupará el lugar de los dedos anular y meñique, maximizando la funcionalidad de la prótesis sin comprometer su ergonomía ni su capacidad para llevar a cabo otras tareas.

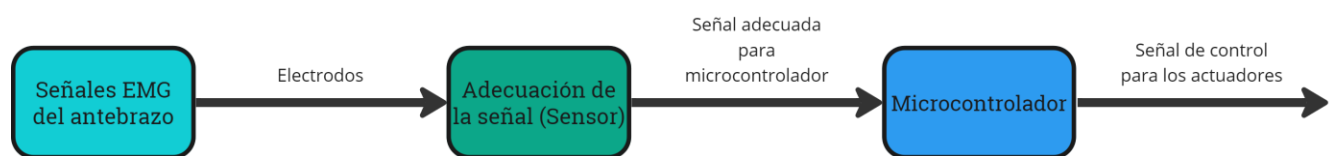
Primero se realizó un diagrama conceptual, donde se visualizan las diferentes etapas del sistema de control de la prótesis.

3.1.2 Etapa de adquisición y adecuación de la señal de electromiografía

En el diagrama inicial, se describe la secuencia de funcionamiento de la primera etapa. El primer componente consiste en las señales de electromiografía producidas por los músculos del antebrazo. Estas señales son luego enviadas a través de electrodos al segundo componente, que será un sensor EMG encargado de adecuar estas señales antes de transmitir las al microcontrolador. Este último se encarga de procesar y ajustar las señales de manera precisa para controlar los actuadores de la prótesis, encargados de la función de cierre y apertura, de forma efectiva.

Figura 13

Diagrama planteado para la adquisición y adecuación de la señal mioeléctrica

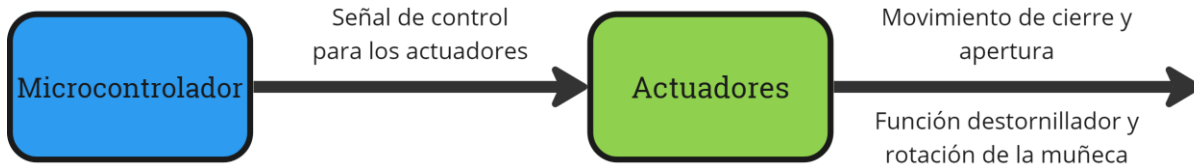


3.1.3 Etapa de control de los actuadores

A continuación, se ilustra cómo el microcontrolador se encarga del envío de las señales de control a cada actuador para que realicen su función asignada, como el movimiento de apertura y cierre de la pinza, la acción de destornillador y el giro de la muñeca.

Figura 14

Diagrama planteado para el control de los actuadores

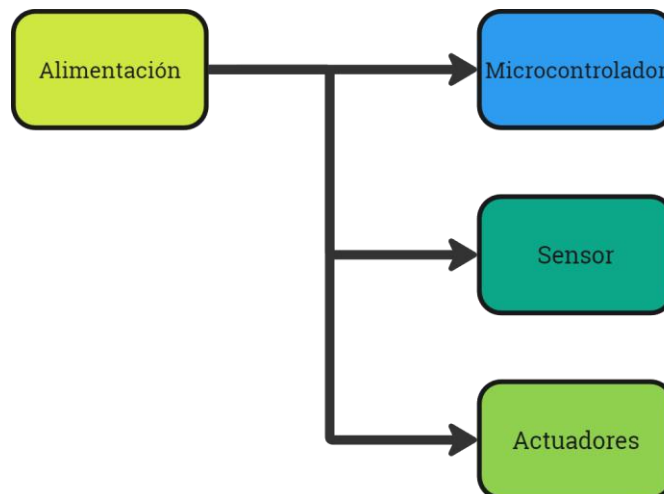


3.1.4 Etapa de control de los actuadores

Finalmente, mediante este tercer diagrama se puede observar cómo se controlará el sistema de la etapa de potencia. Se destaca la presencia de un bloque dedicado a suministrar energía a cada dispositivo, permitiendo así su activación y el cumplimiento de sus funciones respectivas.

Figura 15

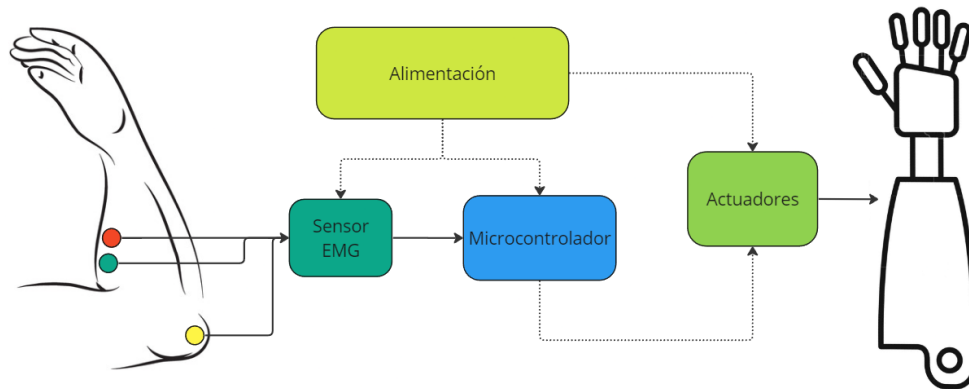
Diagrama planteado para la alimentación de las etapas



Con base en cada una de las etapas anteriores se procede a unir las para ver un diagrama general del proyecto con sus etapas.

Figura 16

Diagrama general planteado para el proyecto



A partir de este diagrama, se profundiza en cada uno de los sistemas para encontrar los componentes puntuales que se usaran en el prototipo final.

3.2 Etapa de adquisición y adecuación de la señal EMG

Siguiendo el esquema propuesto, en primer lugar, requerimos un componente que reciba y adapte la señal de electromiografía para enviarla a un microcontrolador, para esto se usara un sensor EMG. Permitiendo que con esta señal, se gestione la operación de apertura y cierre de la mano protésica.

3.2.1 Sensor de electromiografía (EMG)

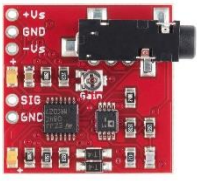


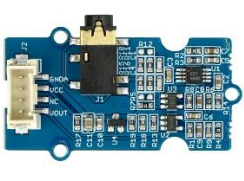
Los sensores de electromiografía miden las pequeñas señales eléctricas generadas por los músculos cuando contraen algún movimiento. Estos sensores se activan al momento de recibir las señales por medio de los electrodos los cuales se ponen sobre grupos musculares, y la actividad eléctrica de los músculos es enviada por medio del sensor al microcontrolador. Esta tecnología de sensores EMG permite un control preciso y natural de las prótesis al aprovechar la actividad muscular residual del usuario. (OurPCB, s/f)

Para seleccionar el sensor más adecuado conforme a nuestras especificaciones y planteamiento, Se llevará a cabo una comparación entre diferentes opciones. Se elabora una tabla

para evaluar y contrastar las distintas alternativas, con el objetivo de determinar cuál se ajusta de manera óptima a los objetivos y necesidades del proyecto.

Tabla 1

Comparación sensores planteados para el diseño

Referencia	Muscle Sensor V3	Myoware 2.0 Muscle sensor	Myoware SEN 13723	Grove EMG sensor
				
Alimentación	Min: ± 3 V Typ: ± 5 V Max: ± 30 V	Min: 2.27 V Typ: 3.3-5 V Max: 5.47 V	Min: 2.9 V Typ: ----- Max: 5.7 V	Min: 3.3 V Typ: ----- Max: 5 V
Diseño para microcontroladores	Sí	Sí	Sí	Sí
Dimensiones	27.3 mm x 27.33 mm	37.57 mm x 35.90 mm	20.8 mm x 52.32 mm	-----
Ancho de banda	20 - 500 Hz	-----	-----	-----
Precio	COP\$ 49,111	COP\$ 296,892	COP\$ 195,156	COP\$ 199,920
Disponible en Colombia	Sí	Sí	Sí	Sí

Para la adquisición y adecuación de las señales mioeléctricas, se ha elegido el Muscle Sensor V3. La principal consideración fue su asequibilidad, siendo el más económico entre las opciones disponibles, ya que los otros sensores son de 4 a 6 veces más costosos. Además de su atractivo precio este sensor destaca por su tamaño compacto de 27.3 mm en ambos lados. Su puerto

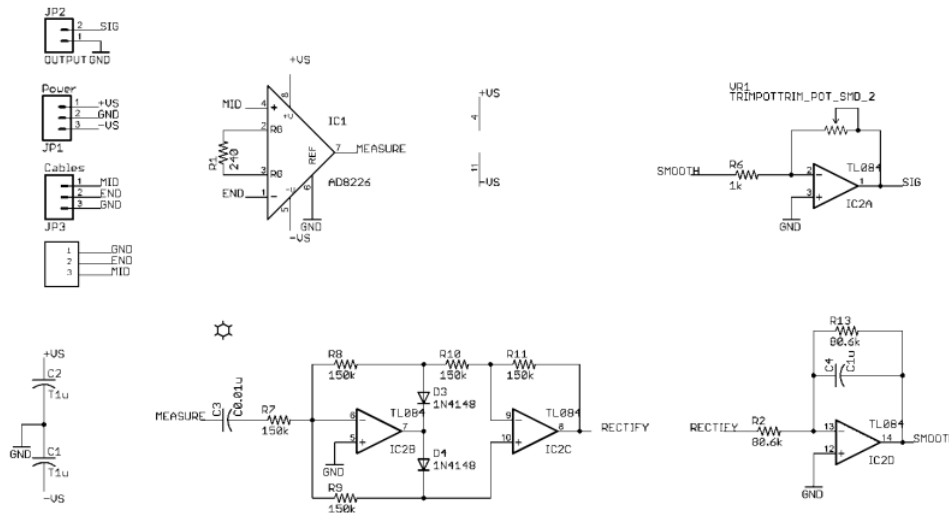
de cable de 3.5 mm en la placa y pines ajustables que facilitan la integración en proyectos y sistemas electrónicos. Se valora que este sensor sea compatible con microcontroladores, lo que simplifica significativamente su integración en nuestro sistema. (Advancer Technologies, 2013)

A pesar de sus ventajas, es importante señalar el único inconveniente identificado en este sensor, el cual es la necesidad de alimentación dual, que implica un suministro de voltaje tanto positivo como negativo.

Mediante el siguiente esquemático, se busca proporcionar una breve explicación sobre el funcionamiento del sensor Muscle Sensor v3. Este tipo de sensor incorpora un sistema de control que se divide en cuatro etapas, a través de las cuales las señales musculares captadas por los electrodos son procesadas. Cada una de estas etapas desempeña una función específica en el proceso de recepción de la señal muscular (Ver figura 17).

Figura 17

Esquemático del sensor



Nota. Modificado de: Three-lead Differential Muscle/Electromyography Sensor for Microcontroller Applications, 2013, Advancer Technologies (https://www.pololu.com/file/0J745/Muscle_Sensor_v3_users_manual.pdf%20Ejemplo:%20https://github.com/AdvancerTechnologies/MuscleSensorV3)



En primer lugar, se realiza la polarización de la señal que posteriormente será procesada por el amplificador de instrumentación. Luego, la señal emitida por este amplificador se dirige hacia el rectificador, donde experimenta una transformación que la convierte en una señal rectificada con solo valores positivos, eliminando la componente negativa de la misma. Posteriormente, esta señal rectificada se introduce en un circuito integrador, que tiene la función de acumular energía a lo largo del tiempo. Este proceso permite la integración de la señal, lo que significa que se acumula la información contenida en la señal a medida que pasa el tiempo. Finalmente, la señal resultante de la etapa de integración ingresa a un amplificador inversor. Este amplificador no solo aumenta la ganancia del circuito, es decir, amplifica la señal, sino que también invierte su fase. En otras palabras, la señal que sale de esta etapa se presenta con una polaridad opuesta a la que tenía inicialmente.

Para finalizar los componentes de esta primera etapa se continuará con la elección del microcontrolador que se usará en el proyecto.

3.2.2 Microcontrolador

Con la señal adecuada proporcionada por el sensor de electromiografía, esta será recibida por un microcontrolador, que se encargará de controlar los actuadores para generar los movimientos de la prótesis. En el proyecto, se evaluaron las siguientes opciones de tarjetas de desarrollo.

Tabla 2*Comparación microcontroladores planteados para el diseño*

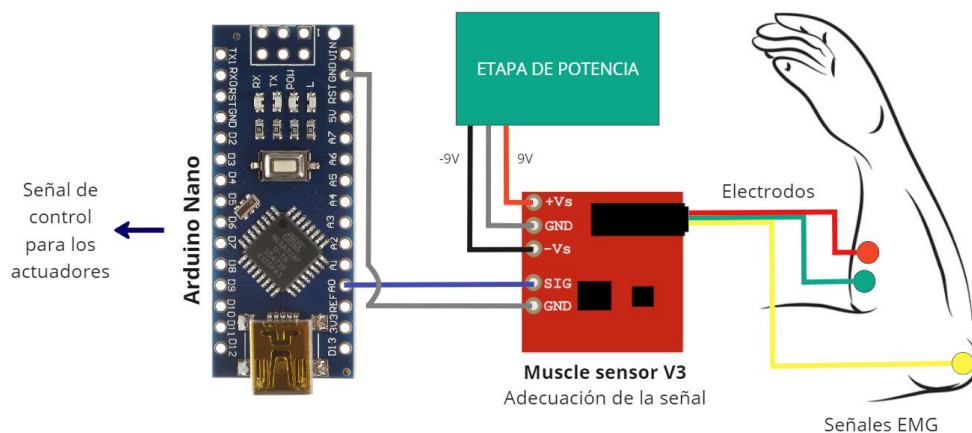
Referencia	ESP32 WROOM-32	Arduino Nano V3
		
Microcontrolador	Xtensa Dual Core LX6 de 32 bits	ATMega328P
Memoria Flash	4 MB	32 KB
SRAM	520 MB	2 KB
EEPROM	No disponible	1 KB
Velocidad del reloj	Hasta 240 MHz	16 MHz
Tensión de funcionamiento	3.3 V	5 V
Tensión de entrada	3.3 V	6 V – 20 V
Consumo actual	80 mA – 90 mA	45 mA – 80 mA
Corriente continua por pines E/S	40 mA	40 mA
Pines digitales IO	36	14
Pines de entrada analógica	18	8
UARTs	3	1
SPI	4	1
I2C	2	2
CAN	Sí	No
PWM	16	6
Wi-Fi	Sí	No
Bluetooth	Sí	No
Dimensiones	51 mm x 23 mm x 8 mm	19 mm x 43 mm x 15 mm

Peso	6.8 g	5 g
Precio	COP\$ 26,400	COP\$ 26,000
Disponible en Colombia	Sí	Sí

Con respecto al microcontrolador utilizado, se consideraron principalmente dos opciones: la tarjeta de desarrollo ESP32 y el Arduino Nano. Inicialmente, se optó por la ESP32 debido a sus características de velocidad. Sin embargo, después de realizar pruebas en la etapa del sensor EMG, se observaron errores, ya que la señal se saturaba periódicamente sin ningún estímulo aparente. Para abordar este problema, se llevaron a cabo ensayos en un Arduino Uno y al comprobar que el programa funcionaba correctamente en este dispositivo, se tomó la decisión de cambiar el microcontrolador por un Arduino Nano. Este cambio se basó en que el Arduino Nano posee características muy similares al Arduino Uno, pero con dimensiones más reducidas, lo cual resulta ideal para nuestro proyecto. Con los elementos de esta etapa ya seleccionados se puede realizar un esquema más específico.

Figura 18

Diagrama de conexiones etapa de adquisición y adecuación de la señal EMG

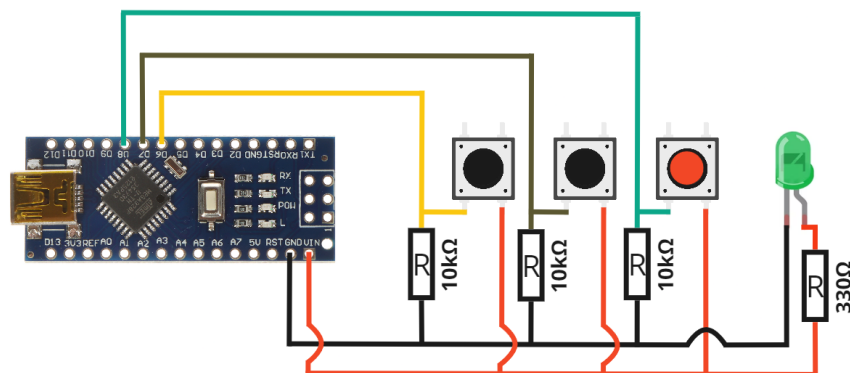


Para el control de la función destornillador y el giro de la muñeca se usarán tres pulsadores, dos de estos para el control de la función destornillador, y otro para el giro de muñeca. la conexión de los tres pulsadores al Arduino se realizó mediante una disposición pull down. Esto implica que un terminal del pulsador se conecta al pin de 5V del Arduino, mientras que el otro se conecta al pin del Arduino encargado de leer el voltaje. En paralelo, se incluyó una resistencia de 1k Ohm que se dirige a tierra.

Adicionalmente, se incorporó un LED para indicar cuando el sistema de la prótesis está activado. La conexión de este LED se llevó a cabo conectando su ánodo a una resistencia de 330 ohmios y luego al pin de 5V del Arduino. Por otro lado, el cátodo del LED se conectó directamente a tierra. Las conexiones de los pulsadores y el led se pueden ver en la siguiente figura.

Figura 19

Conexiones pulsadores y led



3.3 Etapa de control de los actuadores

Con la señal de control de los actuadores proporcionada por el microcontrolador, se procederá a seleccionar el tipo de actuadores más adecuados para la implementación de la prótesis.



Se decidió emplear servomotores para los movimientos de los dedos, la muñeca y el destornillador en la prótesis debido a la familiarización que se tenía con estos.

3.3.1 Micro servomotor para el movimiento de los dedos

Para los actuadores destinados a la operación de cierre y apertura de los dedos con función de agarre en forma de pinza, se evaluaron dos micro servomotores como se observa en la siguiente tabla.

Tabla 3

Comparación micro servomotores planteados para el diseño

Referencia	SG90	MG90S
		
Alimentación	4.8 V - 6 V	4.8 V – 6 V
Torque	1.98 Kg/cm	2.1 Kg/cm
Piñonería	Plástica	Metálica
Velocidad	0.12 seg/60°	0.1 seg/60°
Recorrido	180°	180°
Dimensiones	22.6 mm x 11.4 mm x 22 mm	22.8 mm x 12.2 mm x 28.5 mm
Peso	9 g	13.4 g
Precio	COP\$ 9,805	COP\$ 11,800
Disponible en Colombia	Sí	Sí

A pesar de compartir características similares, hemos optado por el MG90s. Esta elección se basa en la mayor resistencia de sus engranajes metálicos en comparación con los de plástico del SG90.

El MG90s conocido por su tamaño compacto y capacidad para proporcionar un alto torque en relación con su tamaño. Es especialmente útil para proyectos de robótica. Este servo es versátil y compatible con una variedad de plataformas de desarrollo. Los cables en el conector están codificados por colores: café (Tierra/GND), rojo (VCC/5V) y naranja o amarillo (Señal de control/PWM). (Tresdprinttech, s/f)

En la implementación de la prótesis, se emplearán tres servomotores MG90S ubicados en los dedos pulgar, índice y corazón. Cada servomotor activará el mecanismo correspondiente de los dedos para generar la función de pinza, permitiendo así agarrar objetos. En conjunto, estos servomotores formarán un sistema de cierre y apertura funcional en el diseño de la prótesis. (Tresdprinttech, s/f)

3.3.2 Servomotor para la rotación de la función destornillador

Para la función de destornillador en la prótesis, se consideró la implementación de un servomotor de rotación continua como actuador.

Tabla 4

Comparación servomotores de rotación continua planteados para el diseño

Referencia	MG995-RC	DS04NFC	SM-S4303R
------------	----------	---------	-----------






Alimentación	4.8 V - 7.2 V	4.8 V – 6 V	4.8 V – 6 V
Torque	10.5 Kg/cm	5.5 Kg/cm	5.1 Kg/cm
Piñonería	Metálica	Plástica	Plástica
Velocidad	0.2 seg/60°	0.22 seg/60°	0.18 seg/60°
Recorrido	360°	360°	360°
Dimensiones	40.7 mm x 19.7 mm x 42.9 mm	54 mm x 44 mm x 20 mm	41.3 mm x 20.7 mm x 40.2 mm
Peso	55 g	38 g	41 g
Precio	COP\$ 27,799	COP\$ 30,237	COP\$ 77,754
Disponible en Colombia	Sí	Sí	Sí

Entre los tres modelos evaluados, el MG995-RC se destacó debido a su considerable valor de torque, la presencia de piñonería metálica para una mayor resistencia y un costo inferior en comparación con las otras opciones. Este tipo de servomotor se utiliza en proyectos de robótica y proyectos de tamaño mediano. Es compatible con varias tarjetas electrónicas y puede girar 360 grados continuamente, lo que permite controlar la velocidad y dirección. Los cables en el conector están codificados con el mismo patrón del servomotor MG90s. (Tresdprinttech, s/f)

3.3.3 Servomotor para el giro de la muñeca

En relación con el giro de muñeca, evaluamos tres servomotores como posibles actuadores. Como se puede observar en la siguiente tabla.

Tabla 5*Comparación servomotores planteados para el diseño*

Referencia	MG995R	MG946R	MG996R
			
Alimentación	4.8 V - 7.2 V	4.8 V – 7.2 V	4.8 V – 6 V
Torque	10.5 Kg/cm	10.5 Kg/cm	9.4 Kg/cm
Piñonería	Metálica	Metálica	Metálica
Velocidad	0.2 seg/60°	0.2 seg/60°	0.18 seg/60°
Recorrido	180°	180°	180°
Dimensiones	40.7 mm x 19.7 mm x 42.9 mm	40.7 mm x 19.7 mm x 42.9 mm	40.7 mm x 19.7 mm x 42.9 mm
Peso	55 g	55 g	55 g
Precio	COP\$ 29,631	COP\$ 34,800	COP\$ 30,107
Disponible en Colombia	Sí	Sí	Sí

Tras una detallada observación, se nota que los tres servomotores bajo consideración comparten características similares. A pesar de ello, el factor decisivo en la elección fue el precio, llevando a la selección del servomotor MG995R. Este componente será utilizado para facilitar la rotación de la muñeca en la mano protésica, contribuyendo así a un diseño eficiente.



3.3.4 Módulo controlador de servomotores

Dado que se contaba con 5 servomotores, era necesario un sistema capaz de controlarlos y suministrar la corriente necesaria. El microcontrolador no podía gestionar directamente los servos

debido a su límite de corriente máxima admitida. Según los cálculos de consumo de corriente de los servos en bloqueo, este podía llegar a ser de 4.8 A, aunque las pruebas de laboratorio indicaron un consumo de 600 mA. Para abordar esta limitación, se decidió utilizar un módulo controlador de servomotores.

Tabla 6

Comparación controladores de servomotores planteados para el diseño

Referencia	PCA9685	Shield Arduino Nano
		
Frecuencia	40 – 1000 Hz	-----
Numero de canales	16 canales	14 canales
Resolución	12 bits	-----
Voltaje	3 - 6 V	4.8 V – 12 V
Dimensiones	62.5 mm x 25.4 mm x 3 mm	57 mm x 54 mm x 15 mm
Peso	11 g	12.5 g
Precio	COP\$ 28,000	COP\$ 12,000
Disponible en Colombia	Sí	Sí

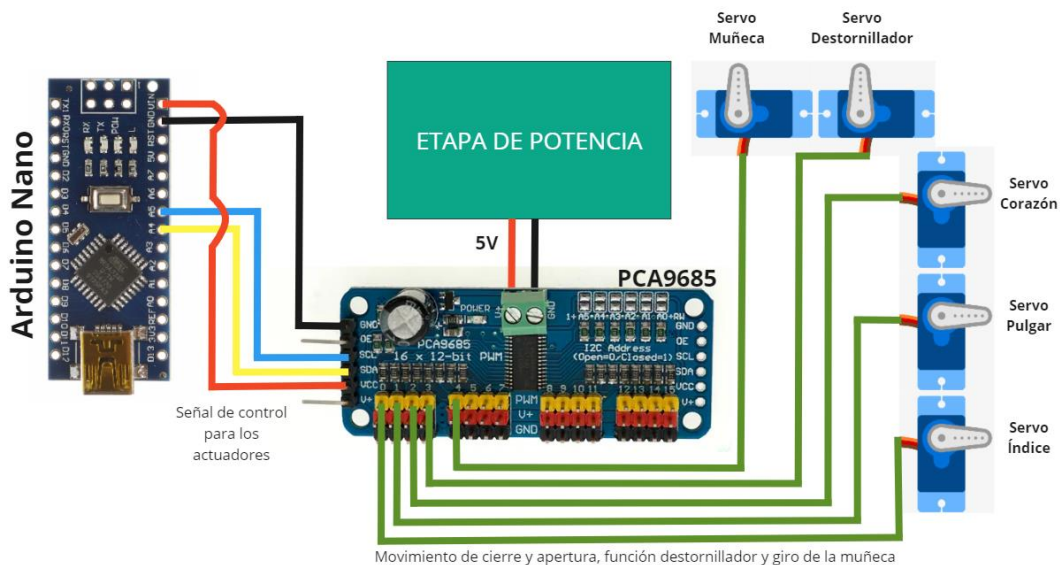
Se consideraron dos opciones: la PCA9685 y un shield adaptado para su uso con Arduino Nano. Inicialmente, se pensó en el adaptado para Arduino Nano, pero presentaba dos inconvenientes. En primer lugar, complicaría las demás conexiones del Arduino y, en segundo lugar, la adaptación de los cables de alimentación a un jack para alimentar la placa sería

problemática. Por estas dos razones, y debido a que la PCA9685 contaba con más documentación para su funcionamiento, se optó por esta última.

Esta tarjeta se seleccionó para la prótesis debido a su capacidad para controlar con precisión múltiples servomotores. Permite gestionar movimientos específicos y coordinados en los dedos, la muñeca y la herramienta destornillador. La placa recibe instrucciones precisas del Arduino Nano y las convierte en señales de control PWM para los servomotores, Mejorando su funcionalidad y permitiendo al usuario realizar movimientos y acciones de manera más natural y eficiente. Con los distintos elementos de esta etapa ya seleccionados se realiza un diagrama con las conexiones reales.

Figura 20

Diagrama de conexiones etapa de control de los actuadores



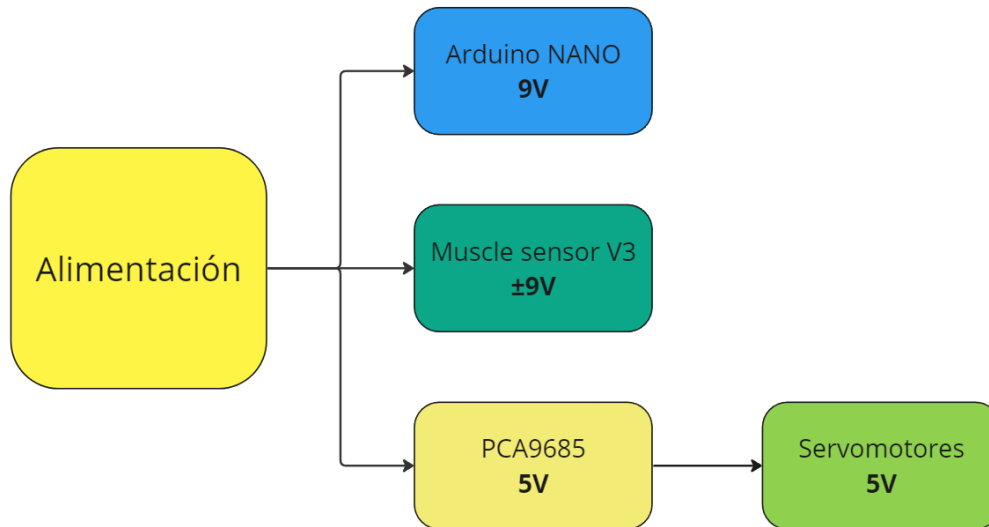
3.4 Etapa de alimentación de cada uno de los procesos

En el proceso de desarrollo de la etapa de potencia, se inició con la creación de un diagrama de flujo que detalla las alimentaciones de todos los dispositivos utilizados en el proyecto. Cada

dispositivo recibirá una alimentación específica para asegurar un rendimiento óptimo en la operación de la prótesis.

Figura 21

Esquema valor de alimentaciones de cada componente






3.4.1 Batería escogida para alimentar la prótesis

Considerando que la prótesis es un dispositivo portátil, se decidió alimentar cada uno de sus componentes con una batería de alta capacidad integrada. Esta elección tiene como objetivo garantizar un funcionamiento prolongado y la capacidad necesaria para suministrar la corriente requerida a los servomotores, asegurando así un rendimiento óptimo y una autonomía adecuada para el usuario.

Se consideró emplear una batería con una capacidad de 5000 mAh que tuviera una tasa de descarga mínima de por lo menos 1C (durante 1h debe proporcionar su capacidad). Bajo estas condiciones, se llevó a cabo una comparativa entre diversas opciones de baterías para seleccionar aquella que se utilizará en el proyecto.

Tabla 7*Comparación baterías planteadas para el diseño*



Referencia	Hilldow RC battery NiMH 5000mAh	Melasta RC battery NiMH 5000mAh	Venom Drive Series 7s RC battery NiMH 5000mAh
			
Voltaje	7.2 V	7.2 V	7.2 V
Configuración	6 S	6 S	6 S
Voltaje de celda	1.2 V	1.2 V	1.2 V
Conector	Tamiya	Banana	XT60
Capacidad	5000 mAh	5000 mAh	5000 mAh
Tasa de descarga	-----	10 C	1 C
Dimensiones	138 mm x 47.5 mm x 24 mm	136.5 mm x 47.5 mm x 24.5 mm	136.9 mm x 45 mm x 23.9 mm
Peso	427 g	450 g	437 g
Precio	COP\$ 155,972	COP\$ 144,597	COP\$ 176,183
Disponible en Colombia	Sí	Sí	Sí

De entre las opciones evaluadas, se optó por la batería RC Melasta, ya que presenta el menor costo y sus características son acordes a las especificaciones de diseño.

3.4.2 Alimentación Arduino nano y sensor EMG

Debido a que el sensor EMG seleccionado requiere una alimentación dual, se encuentra en búsqueda de un módulo que pueda transformar la tensión de la batería a una parte positiva y negativa. Se tomaron en consideración dos convertidores duales disponibles en el mercado nacional.

Tabla 8*Comparación conversores DC-DC duales planteados para el diseño*

Referencia	DUAL-BUCK-9V	Convertor DC/DC Elevador dual
		
Voltaje de entrada	11.5 V – 28 V	3.6 V – 30 V
Voltaje de salida	± 9V	± 5V, ± 6V, ± 9V, ± 10V, ± 12V, ± 15V, ± 24V
Corriente de salida	1 A	300 mA
Eficiencia	90%	88%
Potencia	-----	20 W
Dimensiones	23 mm x 20 mm x 6.5 mm	60 mm x 34 mm x 15 mm
Precio	COP\$ 20,420	COP\$ 44,149
Disponible en Colombia	Sí	Sí

Se optó por el dual Buck 9V debido a su precio y dimensiones favorables en comparación con la otra opción, que ocupaba demasiado espacio dentro de la prótesis. El único inconveniente con el módulo elegido es su rango de entrada, ya que requiere de 11.5 a 28V, por lo que se empleará otro módulo elevador para ajustar la tensión de la batería a la necesaria para la conversión.

Este dispositivo se encarga en convertir una fuente de alimentación de corriente continua (DC) en dos salidas separadas, una positiva y otra negativa, ambas con una tensión nominal de 9V.

Para la alimentación del sensor EMG se usarán las tres salidas del convertor dual (+9V, GND y -9V), Para la alimentación del Arduino nano usaremos la salida de +9V dado que se puede energizar con un voltaje de entre 6 a 20 V.

Para el proyecto se consideraron tres módulos elevadores para suministrar la alimentación necesaria al convertor dual los cuales se comparan en la siguiente tabla.

Tabla 9

Comparación conversores DC-DC elevadores planteados para el diseño

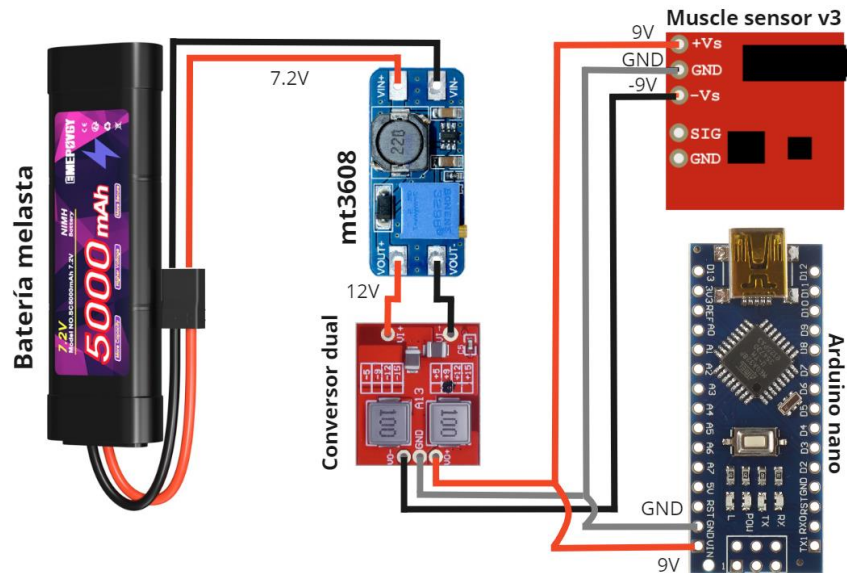
Referencia	XL6009	MT3608	SX1308
			
Voltaje de entrada	5 V – 32 V	2 V – 24 V	2 V – 24 V
Voltaje de salida	5 V – 35 V	5 V – 28 V	2 V – 28 V
Corriente de salida	3 A	2 A	2 A
Eficiencia	90%	93%	95%
Potencia	30 W	6 W	50W
Dimensiones	43 mm x 21 mm x 14 mm	36 mm x 17 mm x 7 mm	16.3 mm x 23 mm x 12 mm
Precio	COP\$ 5,200	COP\$ 5,000	COP\$ 3.400
Disponible en Colombia	Sí	Sí	Sí

La mejor opción es el módulo SX1308. Sus características lo hacen más recomendable, ya que sus valores de entrada y salida son adecuados para nuestras necesidades. Destaca por su mayor eficiencia, dimensiones más reducidas y un precio más bajo en comparación con las otras opciones. Sin embargo, se optó por el módulo MT3608 debido a que ya se encontraba en posesión del equipo. Este dispositivo es esencial, ya que proporciona el voltaje necesario para alimentar el convertor DC-DC dual de 9V. elevando la tensión de 7.2V entregados por la batería a 12V.

Con el sistema de potencia escogido se realiza un esquema de las conexiones de alimentación, las cuales se pueden observar en la siguiente figura.

Figura 22

Esquema de alimentación Arduino y sensor EMG




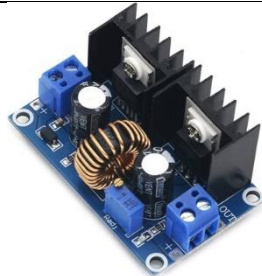

3.4.3 Alimentación PCA9685 y servomotores

La alimentación de los servomotores fue un elemento crucial para asegurar el correcto desempeño del proyecto. Para abordar este aspecto, se consideró el consumo de corriente de los servos en condiciones de carga extrema. Cada uno de los servomotores, encargados de movilizar y sostener diversas piezas, como los destinados a la flexión y extensión de los dedos, presentan un consumo de corriente incluso cuando no están en movimiento, ya que deben mantenerse en una posición específica. Este fenómeno se manifiesta también en el servomotor responsable de la función de destornillador, y de manera más notable en el servomotor de la muñeca, que soporta el peso total de la mano.

La alimentación del módulo controlador de servos se llevará a cabo mediante un reductor DC-DC, ya que esta placa requiere un voltaje de alimentación en el rango de 3 a 6 V, mientras que nuestra batería proporciona 7.2 V. Con el objetivo de asegurar que los servos reciban corriente más que suficiente para un correcto funcionamiento, buscamos un conversor capaz de manejar al menos 5A.

Tabla 10

Comparación conversores DC-DC reductores planteados para el diseño

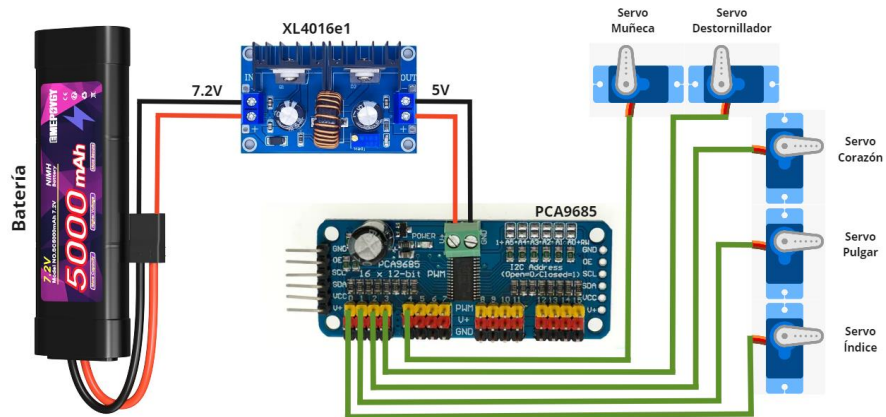
Referencia	XL4015	XL4016e1	XL4016
			
Voltaje de entrada	8 V – 36 V	4 V – 38 V	7 V – 32 V
Voltaje de salida	1.25 V – 32 V	1.25 V – 36 V	0.8 V – 28 V
Corriente de salida	5 A	8 A	9 A
Eficiencia	96%	95%	95%
Potencia	75 W	200 W	300 W
Dimensiones	54 mm x 23 mm x 15 mm	60.6 mm x 38.4 mm x 30 mm	65 mm x 47 mm x 22 mm
Precio	COP\$ 14,000	COP\$ 29,990	COP\$ 29.000
Disponible en Colombia	Sí	Sí	Sí

En el proceso de selección, se consideraron tres módulos. El módulo XL4015 fue descartado debido a su voltaje de entrada, el cual supera el suministrado por nuestra batería. Entre los dos módulos restantes, que presentaban características bastante similares, se optó por el XL4016e1 debido a sus dimensiones ligeramente más reducidas.

El módulo PCA9685 se encargará de entregar la tensión con la que se está alimentando a cada uno de los servomotores, como se puede ver en la siguiente imagen.

Figura 23

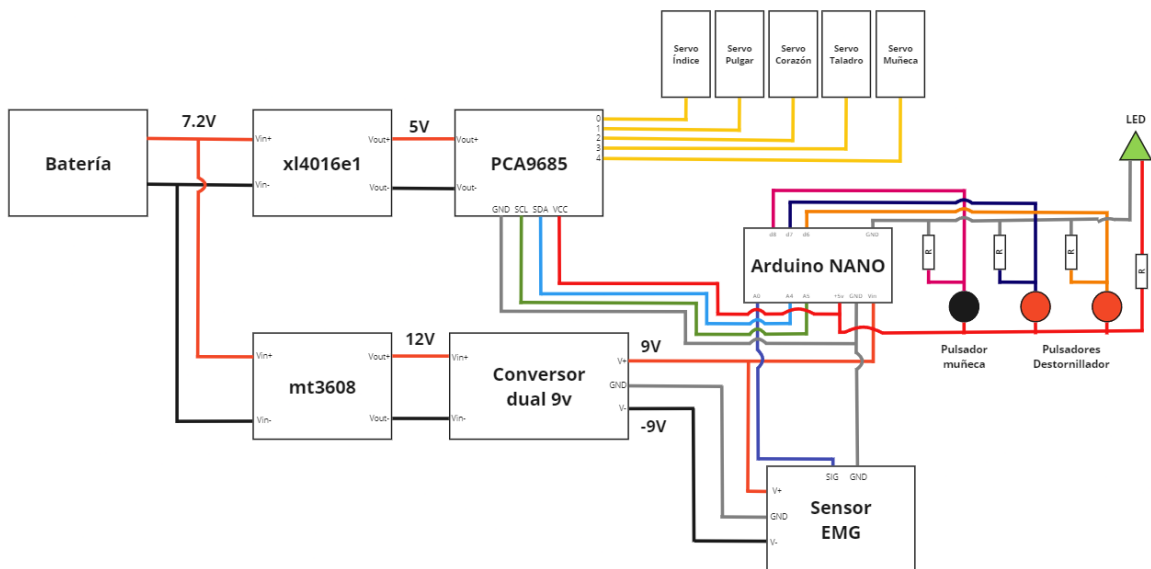
Esquema de alimentación de los servomotores



Con cada una de las etapas terminadas se procede a realizar el diagrama de conexiones completa de los módulos electrónicos. Ver figura 24.

Figura 24

Diagrama completo de conexiones de los módulos de la prótesis



3.5 Pruebas de funcionamiento de cada etapa

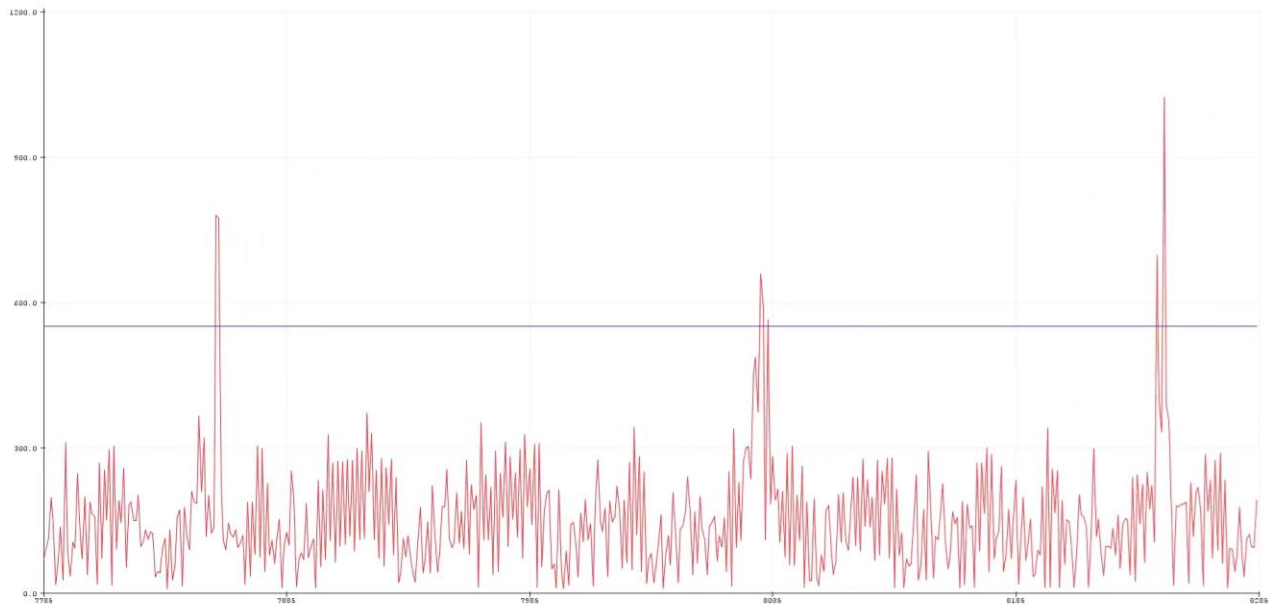
Con la finalización del diseño electrónico de cada una de las etapas, se procedió a realizar pruebas de funcionamiento para verificar el rendimiento integral del sistema. Este proceso se dividió en fases sucesivas: inicialmente, se llevaron a cabo pruebas del sensor EMG para evaluar su precisión y respuesta; posteriormente, se realizaron ensayos con el microcontrolador para garantizar su correcto funcionamiento; finalmente, se llevaron a cabo pruebas de la etapa de potencia para asegurar la eficiencia y la integridad del suministro eléctrico.

3.5.1 Pruebas realizadas a la etapa de adquisición y adecuación de la señal de electromiografía

En primer lugar, nos centraremos en las pruebas de funcionamiento de la etapa de adquisición y adecuación de la señal de electromiografía. Para ello, conectamos los electrodos al brazo y el conector jack 3.5 al sensor de electromiografía, que a su vez se vinculó al microcontrolador. Empleamos un programa de Arduino para registrar y graficar los datos recibidos por el microcontrolador en tiempo real. Este proceso facilitó el análisis de los valores máximos y mínimos de la señal en reposo, así como el valor máximo durante los movimientos de apertura y cierre de la mano.

Figura 25

Señal de electromiografía graficada por el programa de Arduino



Iniciamos con un análisis de los valores en reposo, tomando mediciones durante un período de 30 segundos. Durante este tiempo, se registró un valor máximo de 313 y un mínimo de 10. Durante la función de apertura y cierre del músculo, se observaron valores diferentes. En este caso, se registró un valor de pico máximo de 1023 y un mínimo de 17 en la señal EMG durante el mismo período. Es importante señalar que los pulsos al contraer el músculo suelen superar un valor de 600. Con base en estos datos, determinamos que el límite óptimo para el funcionamiento del sistema de agarre y apertura es 550, ya que es improbable que la señal en reposo exceda este valor y la mayoría de los pulsos de contracción superen el umbral. (En los anexos se encuentran los valores tomados)

Para distintos valores de fuerza, el valor límite mostró una eficiencia del 70% en la detección de cierres de mano, ya que con poca fuerza algunos picos quedaron por debajo de 550. Observamos que reducir este límite podría aumentar la susceptibilidad del sistema a perturbaciones externas, por lo que decidimos mantenerlo en este nivel para garantizar la precisión y la fiabilidad

del dispositivo. Es relevante señalar que durante las pruebas se evidenció la necesidad de aplicar una fuerza significativa para superar este voltaje límite y activar el cierre de la mano, ya que con fuerzas mayores la eficiencia es de aproximadamente 93%.

Video demostrativo de las pruebas del sensor: https://youtu.be/IZekSG_bmRA

3.5.2 Pruebas realizadas a la etapa de control de los actuadores

El propósito central de estas pruebas es validar el correcto funcionamiento del microcontrolador y su capacidad para controlar eficientemente los actuadores de la prótesis. Para ello, se desarrolló un programa en Arduino que registra en el monitor serial el tipo de control que realizará en función de la entrada recibida.

En el caso de recibir un pulso superior al voltaje límite establecido para el control de cierre y apertura, el microcontrolador mostrará en el monitor serial las acciones de "Cerrar" o "Abrir". Además, se verifica el desempeño de los pulsadores conectados al microcontrolador, encargados de controlar la función destornillador y el movimiento de la muñeca.

Al presionar el botón de destornillador hacia la izquierda o derecha, el programa indica la dirección del movimiento. Del mismo modo, al activar el botón de la muñeca, se muestra cómo esta girara hacia arriba al ser presionado y regresa a su posición inicial al ser accionado el pulsador nuevamente. Estas pruebas son cruciales para asegurar que el microcontrolador pueda controlar los actuadores con precisión y eficacia en respuesta a estímulos reales.

Video demostrativo de la prueba del microcontrolador: <https://youtu.be/h7h3ByAeyfI>

3.5.3 Pruebas realizadas a la etapa de alimentación.

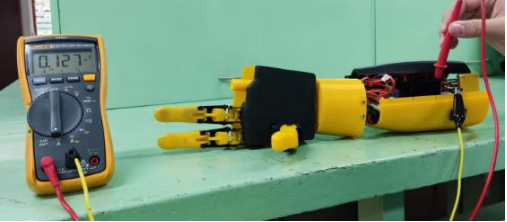
En la etapa de potencia, se procedió a detallar el proceso de medición y cálculo para determinar la autonomía de la prótesis en diversas situaciones de funcionamiento. A través de pruebas meticulosas en el laboratorio, se registró el consumo de potencia en distintos escenarios para obtener datos precisos.






En estas pruebas, se midió la corriente que la prótesis consumía al realizar diversas acciones, como la apertura y cierre de la mano, el funcionamiento del destornillador, el giro de la muñeca y la manipulación de objetos. Es esencial contar con instrumentos de calidad, como el multímetro utilizado, un Fluke 117, seleccionado por su capacidad para medir la corriente con un valor RMS real.

Dado que la batería suministra un voltaje constante de 7.63 voltios, se procedió a calcular la potencia consumida en cada situación multiplicando los valores de corriente por el voltaje suministrado. Este enfoque exhaustivo nos permitió obtener una comprensión precisa de la demanda energética en diversas operaciones, fundamentando así el análisis de la autonomía de la prótesis en condiciones prácticas.

Tabla 11

Mediciones de potencia de diferentes actividades de la prótesis.

Acción de la prótesis	Potencia consumida (I*V)	Prueba de laboratorio
Mano protésica abierta	$0.127 \text{ [A]} *$ $7.63 \text{ [V]} = 0.97 \text{ W}$	

<p>Mano protésica cerrada</p>	<p>0.127 [A] * 7.63[V] = 0.97 W</p>	
<p>Función destornillador</p>	<p>0.227 [A] * 7.63[V] = 1.73 W</p>	
<p>Movimiento apertura y cierre</p>	<p>0.329 [A] * 7.63[V] = 2.51 W</p>	
<p>Movimiento apertura y cierre + Función destornillador</p>	<p>0.389 [A] * 7.63[V] = 2.97 W</p>	
<p>Cargando peso</p>	<p>0.714 [A] * 7.63[V] = 5.45 W</p>	

Después de analizar los datos, se concluyó que la actividad que demandaba más potencia era la de agarrar un objeto, con un consumo de corriente de 714 miliamperios, equivalente a 5.45 vatios en potencia, considerando el valor de tensión medido. Utilizando este dato como referencia, se procedió a calcular la autonomía de la prótesis. Se estimó que la prótesis podría funcionar durante aproximadamente 7 horas en condiciones de uso, aplicando la regla de tres que se observa a continuación.

Ecuación 1. Cálculo de la autonomía de la prótesis

$$\frac{\text{Capacidad batería}}{\text{Consumo de corriente máxima}} = \frac{5000mAh}{714mA} \approx 7 \text{ horas}$$

Nota: El valor de autonomía mostrado es para cuando la prótesis está en su máximo trabajo, por lo que en condiciones normales la prótesis durara más de lo calculado.

Video demostrativo de las pruebas de potencia: <https://youtu.be/0AgiUPrL7AA>

3.6 Diseño industrial

Para el diseño tridimensional de la prótesis, utilizamos el programa Fusion 360, centrándonos inicialmente en los dedos índice y corazón. En la primera fase, creamos la base del dedo para alojar el servomotor, configuramos los engranajes y establecimos el eje de rotación. Luego, diseñamos los eslabones de las falanges proximal y media-distal, y finalizamos con el eslabón que cierra el mecanismo de cuatro barras.

Posteriormente, nos enfocamos en el diseño del dedo pulgar. Comenzamos creando un cuerpo con la forma deseada, subdividiéndolo para permitir el cierre del dedo. Adaptamos la pieza superior para integrar el servomotor, incorporamos engranajes y el eje correspondiente. Finalmente, realizamos las uniones necesarias para fijarlo a la palma de la mano mediante tornillos.

Luego procedimos al diseño de la mano. Inicialmente, formamos la palma a partir de una base plana, elevando las paredes para sostener los dedos índice y corazón, así como la parte trasera de la mano. En esta pared, realizamos dos agujeros: uno para la unión con la muñeca y otro para el paso de los cables de los servos hacia el antebrazo. También creamos el espacio para alojar el servo de la función destornillador. Finalmente, modelamos el dorso de la mano.

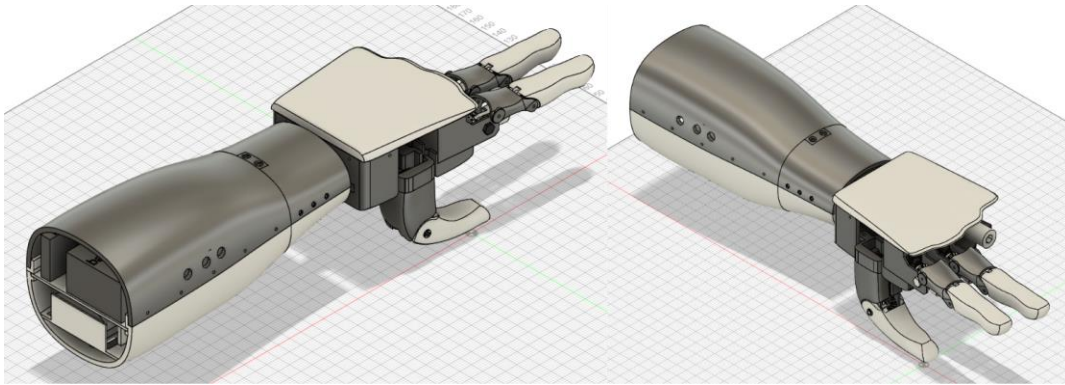
Para la función de destornillador, diseñamos un cilindro que conecta el eje del servomotor con la punta del destornillador. Para garantizar una mayor estabilidad en la rotación, ideamos una pieza que mantiene el eje en su posición, asegurando estabilidad.

En el diseño de la muñeca, empezamos con la creación del eje que conecta el servomotor con la palma de la mano. Luego, elaboramos la parte inferior de la muñeca para sostener el servomotor y proporcionar el espacio de rotación necesario al eje. Esta parte también sirve como tope para evitar la salida del eje. Finalmente, diseñamos la pieza superior de la muñeca, cumpliendo la función de soporte para el servo.

Para concluir el diseño del antebrazo, iniciamos con una pieza hueca que luego dividimos en dos partes: superior e inferior. En la parte inferior, creamos un soporte para la batería y una placa separadora que aísla la batería de la parte superior del antebrazo, donde se ubicarán los elementos electrónicos restantes. Perforamos agujeros para los pulsadores y el LED, concluyendo así la fase de diseño industrial de la prótesis. El diseño industrial finalizado se muestra en la siguiente figura.

Figura 26

Diseño industrial final de la prótesis.



3.7 Programa de Arduino para el control de la prótesis

A continuación, se presenta el código de Arduino que gestiona el control de un prototipo funcional de prótesis de miembro superior.

```
// Librerías

#include <Wire.h>

#include <Adafruit_PWMServoDriver.h>

// Declaración del objeto para controlar los servos

Adafruit_PWMServoDriver servos = Adafruit_PWMServoDriver(0x40);

// Definición de pines para pulsadores

const int pulsador1 = 6; // Pulsador encargado de mover el destornillador en sentido
antihorario

const int pulsador2 = 7; //Pulsador encargado de mover el destornillador en sentido horario

const int pulsador3 = 8; //Pulsador encargado del movimiento de muñeca

// Variables para lecturas de pulsadores y sensor EMG
```

```
int lectura1 = 0;

int lectura2 = 0;

int lectura3 = 0;

int emgPinSup = A0;

int emgValueSup = 0;

// Variables para posiciones de los servomotores

int pos0 = 102;

int pos180 = 512;

// Banderas para controlar estados

int flag1 = 0;

int flag2 = 0;

int flag3 = 0;

// Variables para hacer pausas con la funcion Millis

int periodo50 = 50;

int periodo100 = 100;

int periodo300 = 300;

int periodo700 = 700;

unsigned long TiempoAhora = 0;

////////////////////////////////////

void setup() {

    // Configuración de pines como entradas

    pinMode(pulsador1, INPUT);

    pinMode(pulsador2, INPUT);
```

```
pinMode(pulsador3, INPUT);

// Inicialización de controlador de servos y configuracion de la frecuencia PWM

Serial.begin(9600);

servos.begin();

servos.setPWMFreq(50);

}

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////

void loop() {

// Lectura de valores de pulsadores y sensor EMG

emgValueSup = analogRead(emgPinSup);

lectura1 = digitalRead(pulsador1);

lectura2 = digitalRead(pulsador2);

lectura3 = digitalRead(pulsador3);

//Grafica valores tomados por el sensor EMG

Serial.print(350);

Serial.print(" ");

Serial.print(emgValueSup);

Serial.print(" ");

Serial.print(lectura3);

delay(30); //delay sensor emg

/////Control dedos de la mano/////

// Control de cierre de la mano

if (emgValueSup > 350 && flag1 == 0) {
```

```
for (int i = 0; i <= 7; i++)
{
    setServo(0,162-(i*6));
    setServo(1,140-(i*4));
    setServo(2,106-(i*6));
    TiempoAhora = millis();
    while(millis() < TiempoAhora+periodo50){ }
}
TiempoAhora = millis();
while(millis() < TiempoAhora+periodo300){ }
flag1 = 1;
return;
}
// Control de apertura de la mano
if (emgValueSup > 350 && flag1 == 1) {
    for (int j = 0; j <= 7; j++)
    {
        setServo(0,120+(j*6));
        setServo(1,112+(j*4));
        setServo(2,64+(j*6));
        TiempoAhora = millis();
        while(millis() < TiempoAhora+periodo50){ }
    }
}
```

```
TiempoAhora = millis();

while(millis() < TiempoAhora+periodo300){}

flag1 = 0;

return;

}

/////Control de la función destornillador/////

if (lectura1 == lectura2)

{

    setServo(3,90);

}

if (lectura1 == 0 && lectura2 == 1)

{

    setServo(3,180);

    flag3 = 1;

}

if (lectura2 == 0 && lectura1 == 1)

{

    setServo(3,0);

    flag3 = 1;

}

flag3 = 0;

TiempoAhora = millis();

while(millis() < TiempoAhora+periodo50){}
```

```
/////Control del movimiento de muñeca/////

if (lectura3 == 0 && flag2 == 0)

{

for (int k = 90; k >= 30; k -=5)

{

setServo(4, k);

TiempoAhora = millis();

while(millis() < TiempoAhora+periodo100){}

}

flag2 = 1;

TiempoAhora = millis();

while(millis() < TiempoAhora+periodo700){}

return;

}

if (lectura3 == 0 && flag2 == 1)

{

for (int l = 30; l <= 90; l +=5)

{

setServo(4, l);

TiempoAhora = millis();

while(millis() < TiempoAhora+periodo100){}

}

flag2 = 0;
```

```
TiempoAhora = millis();

while(millis() < TiempoAhora+periodo700){}

return;

}

}

// Función para establecer la posición de un servo

void setServo(uint8_t n_servo, int angulo) {

int duty;

duty= map(angulo,0,180, pos0, pos180);

servos.setPWM(n_servo, 0 , duty);

}
```

4. Implementación

4.1 Montaje

Tras finalizar el diseño tridimensional de la prótesis en Fusion 360, se procedió a la materialización de cada componente mediante la tecnología de impresión 3D, utilizando una impresora Ender 3 de la marca Creality. Esta impresora se destaca por su estructura robusta y su plataforma de impresión de 220 x 220 x 250 mm, lo que permite la producción de piezas de tamaño moderado con un buen nivel de detalle.

Figura 27

Impresora Ender 3 de la marca creality



Nota: Ender 3 3D printer (<https://www.creality.com/products/ender-3-3d-printer>).

Adicionalmente, la impresora Ender 3 está equipada con un sistema de extrusión Bowden, lo que garantiza una notable estabilidad durante el proceso de impresión. Asimismo, cuenta con un sistema de nivelación asistido que facilita la calibración precisa para asegurar una adherencia adecuada de los materiales.

Otra característica relevante es la versatilidad de la impresora, ya que es compatible con una amplia variedad de filamentos, entre ellos el PLA (ácido poliláctico), que fue el material utilizado en este proyecto, este material es reconocido por su combinación de ligereza y resistencia. Estas propiedades no solo facilitan la impresión precisa de cada pieza del diseño, sino que también garantizan que la prótesis resultante sea lo suficientemente duradera y cómoda para el usuario final.

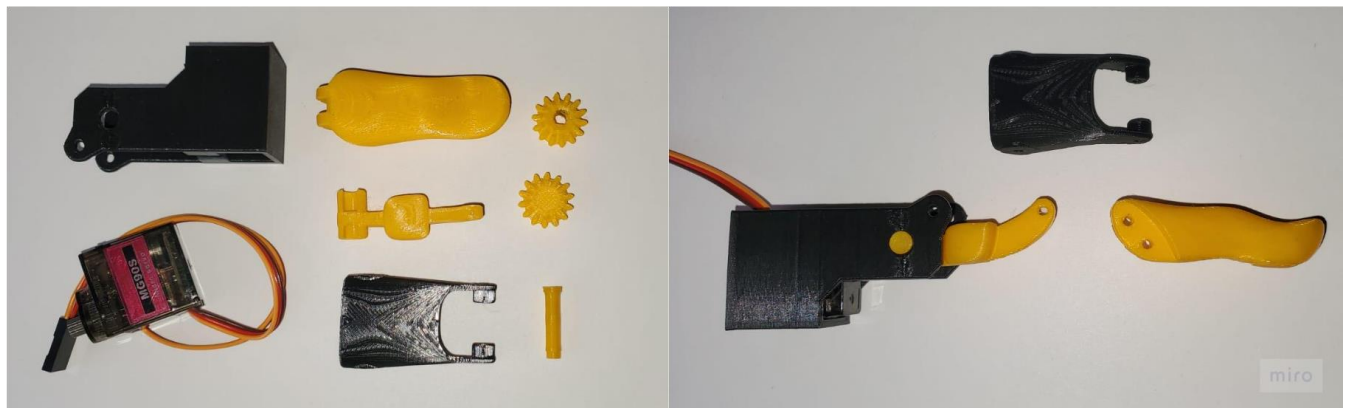
Además, el PLA destaca por su carácter respetuoso con el medio ambiente al derivarse de recursos naturales como el maíz y la caña de azúcar. Su biodegradabilidad y la ausencia de sustancias tóxicas en su composición lo convierten en una opción sostenible y segura para la fabricación de dispositivos médicos, como es el caso de las prótesis.

4.1.1 Montaje dedos índice, corazón y pulgar

Se inició el proceso con la impresión 3D de los componentes de los dedos índice y corazón, seguido por el ensamblaje de estos dedos protésicos. Durante el montaje, se unieron cuidadosamente cada componente conforme al diseño original. Para lograr esto, se realizaron ajustes en los servomotores, eliminando las extensiones laterales de montaje para que encajaran adecuadamente en las bases de cada dedo. Luego, se posicionaron los engranajes uno en el servomotor y el otro con el eje y el eslabón motriz según se muestra en la figura 28.

Figura 28

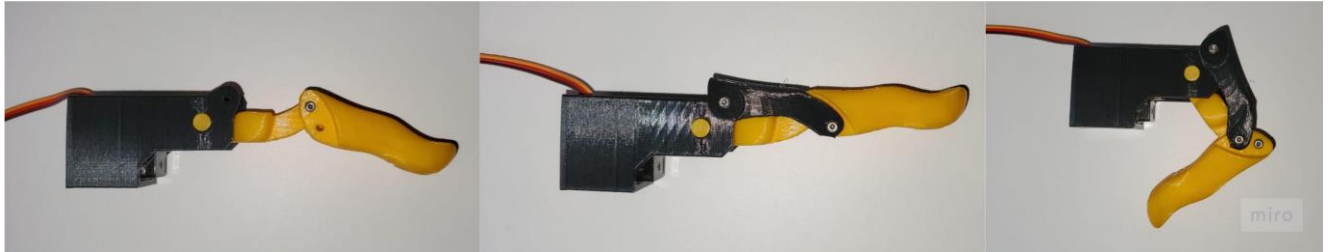
Montaje del dedo índice y corazón



A continuación, se unió la pieza de la falange al eslabón motriz mediante tornillos milimétricos de 2 milímetros de grosor y 8 milímetros de longitud, dejando una holgura adecuada para permitir el movimiento de la articulación. Finalmente, se incorporó el eslabón superior a cada dedo, completando así el mecanismo de cuatro barras descrito en el capítulo anterior. (Ver figura 29).

Figura 29

Montaje dedo índice y corazón final



Los componentes siguientes en ser impresos correspondieron al dedo pulgar, y el proceso de armado siguió un procedimiento similar al de los dedos índice y corazón. Inicialmente, se ajustó el servomotor a la base y se colocaron los engranajes. Posteriormente, se introdujo la falange con el eje a través del agujero que los conecta como se puede observar en la Figura 30.

Figura 30

Montaje del dedo pulgar



Concluido el montaje de los dos dedos, se llevaron a cabo pruebas para verificar su correcto funcionamiento. En una primera fase, se determinaron los ángulos máximos y mínimos de cada servomotor que controlaba el movimiento de agarre de los dedos. Estos ángulos fueron luego incorporados a un programa en Arduino, el cual se encargó de dirigir a cada dedo a lo largo del

rango comprendido entre el ángulo máximo y mínimo (Ver tabla 12). Este procedimiento permitió observar el comportamiento final de los dedos en la prótesis.

Tabla 12

Valores de ángulos máximos y mínimos de los servomotores de los dedos

Modelo	Dedo pulgar	Dedo Índice	Dedo Corazón
Angulo del servomotor en apertura	140°	162°	106°
Angulo del servomotor en cierre	112°	120°	64°

4.1.2 Montaje dedos índice, corazón y pulgar

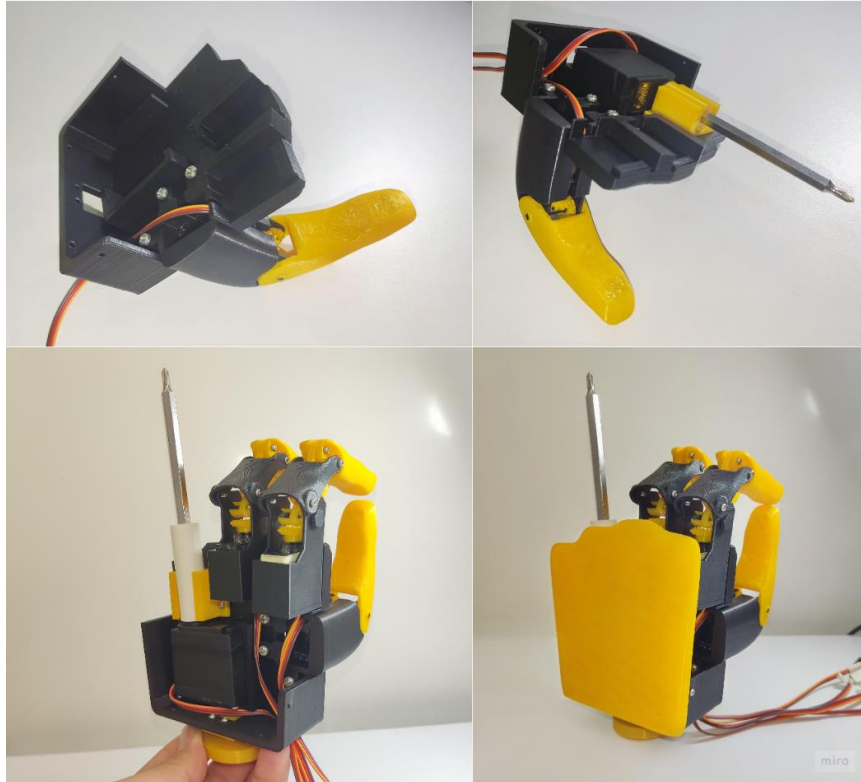
Después de finalizar la preparación de los dedos de la prótesis, se procedió con la impresión de las piezas correspondientes a la mano. Este proceso se inició con la impresión de la palma, la cual albergaría los espacios necesarios para los dedos. Posteriormente, se llevaron a cabo las impresiones de los elementos destinados a la función del destornillador, el eje de la muñeca y finalmente, se imprimió el dorso de la mano.

En cuanto al ensamblaje de la mano protésica, se inició fijando el dedo pulgar a la palma de la mano. Luego, se prosiguió con la adhesión del servomotor encargado de la rotación del destornillador. Una vez instalado el servo, se fijó la estructura que sostiene el destornillador mediante tornillos. A continuación, se posicionaron los dedos índice y corazón en sus respectivas ubicaciones y se atornilló en la parte posterior de la mano el eje de la muñeca. Finalmente, se unió

el dorso de la mano al conjunto. Para obtener una representación visual del ensamble, se puede consultar la Figura 31.

Figura 31

Montaje de los dedos y la función destornillador en la palma de la mano



Una vez finalizada la construcción de la mano protésica, se llevaron a cabo pruebas exhaustivas para evaluar cada una de sus funciones de manera individual. En primer lugar, se revisó nuevamente el funcionamiento de los servomotores que controlan los dedos. Posteriormente, se programó y verificó el comportamiento del servo destinado al destornillador, asegurándose de que girara de manera continua en sentido horario y antihorario. Además, se evaluó la fuerza aplicada por el servomotor la cual es de 9 kgf/cm. Finalmente, se sometió a prueba el

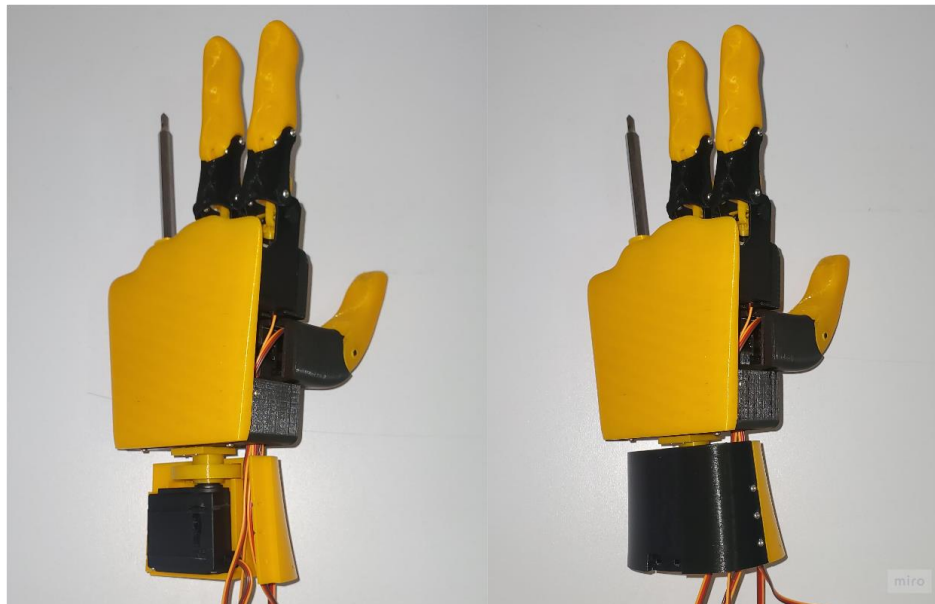
servo encargado de la movilidad de la muñeca, verificando que pudiera manejar el peso correspondiente a la muñeca (426 gramos) sin presentar problemas.

4.1.3 Montaje brazo

Para el ensamble del brazo, se inició el proceso desde la muñeca, imprimiendo las dos partes correspondientes. En primer lugar, se produjo la pieza inferior para verificar la adecuada compatibilidad del servomotor encargado de la rotación de la muñeca con dicha pieza. Posteriormente, se fabricó la pieza superior y se verificó que el eje de la muñeca girara sin restricciones sus 60° desde la posición de reposo. Una vez verificada la compatibilidad de ambas piezas, se procedió a unir las mediante el uso de tornillos, tal como se ilustra en la figura 32.

Figura 32

Ensamble de las piezas de la muñeca

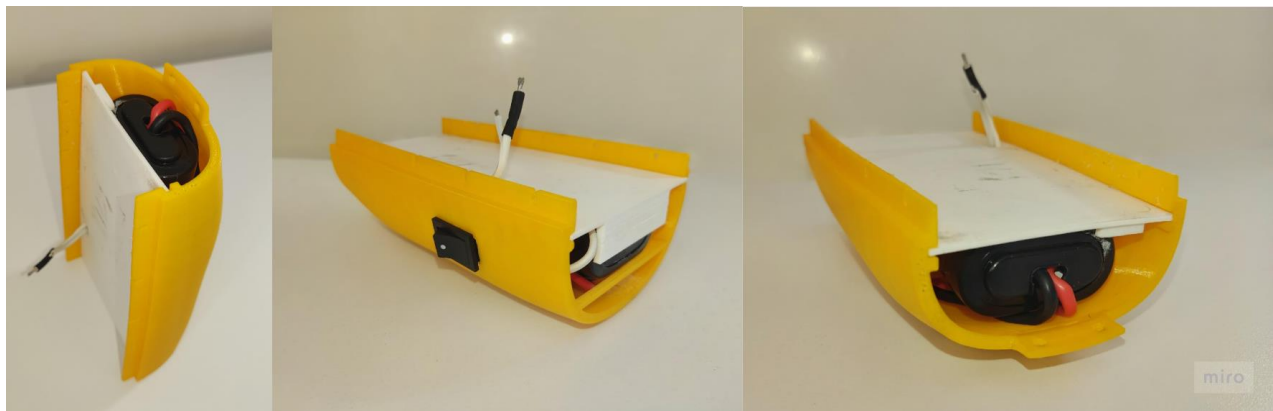


Luego de completar la muñeca, se procede a armar el brazo, inicialmente se imprimió la base inferior y la placa que alberga tanto la batería como los componentes electrónicos. Tras

confirmar que la batería se ajusta correctamente a su lugar designado, se lleva a cabo la instalación del interruptor encargado de activar y desactivar la prótesis. Esto se realiza con el objetivo de prevenir posibles cortocircuitos al conectar los diversos módulos. Se puede observar este procedimiento en la figura 33.

Figura 33

Armado de la parte inferior del brazo con la batería

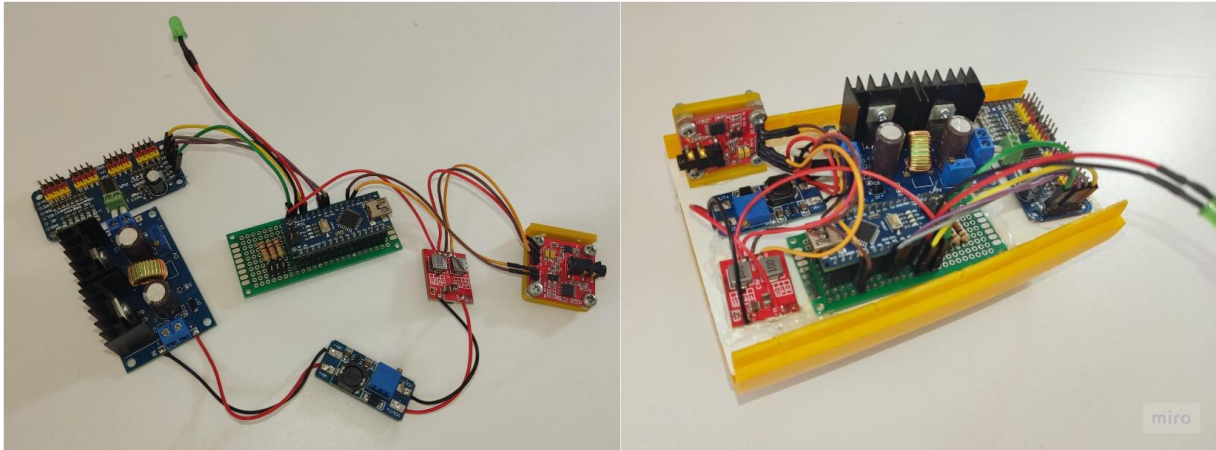


Con la batería adecuadamente posicionada, se procedió a realizar las uniones de los diversos módulos. Para llevar a cabo este proceso, se soldaron los cables correspondientes siguiendo el diagrama de conexiones previamente establecido para la prótesis y considerando cuidadosamente la disposición de cada módulo.

Una vez completadas las conexiones, los módulos se adhirieron a la placa impresa en 3D, asegurando así su fijación para garantizar el funcionamiento correcto de la prótesis. La disposición final de las conexiones dentro de la prótesis se puede apreciar en la figura 34.

Figura 34

Conexiones de los diferentes módulos y ubicación dentro del brazo



Después de haber finalizado las conexiones entre los diversos módulos, se procedió a la integración de la mano con el brazo, estableciendo las correspondientes conexiones con los servomotores. Posteriormente, se fijaron los botones a la pieza superior del brazo, conectándolos al Arduino nano para el control de la función destornillador y el giro de muñeca, con todas las uniones terminadas se procedió a ensamblar en su totalidad la prótesis. Ver figura 35 y 36.

Figura 35

Conexiones de la prótesis terminadas y ensamble del brazo

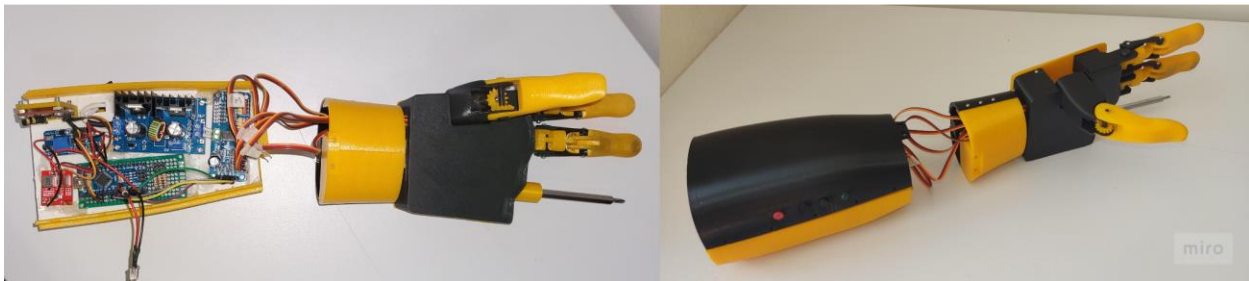


Figura 36

Prótesis terminada

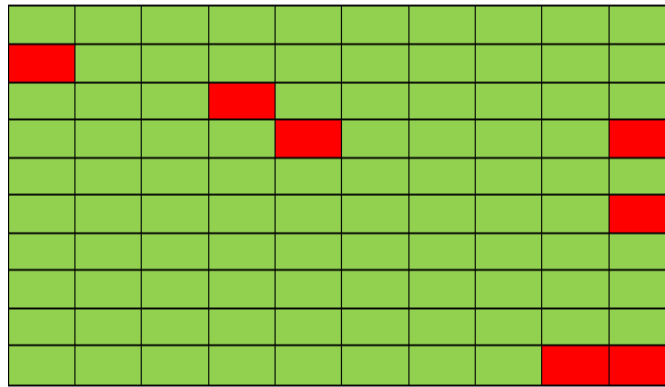


4.2 Pruebas de funcionamiento general de la prótesis

Iniciamos con pruebas de precisión enfocadas en el cierre, apertura y agarre de la mano protésica. La primera fase consistió en una prueba de repetibilidad para evaluar el cierre y apertura en vacío. Se llevaron a cabo cien repeticiones, con 10 movimientos de cierre y apertura cada cinco minutos, acumulando así los 100 movimientos. El objetivo era recopilar información sobre la efectividad de la prótesis, determinando cuántas de esas 100 ejecuciones cumplían adecuadamente su función y cuántas no. Los resultados de estas pruebas se presentan en la siguiente gráfica, donde las casillas en verde indican pruebas satisfactorias, mientras que las casillas en rojo señalan aquellas en las que la mano no respondió al estímulo.

Figura 37

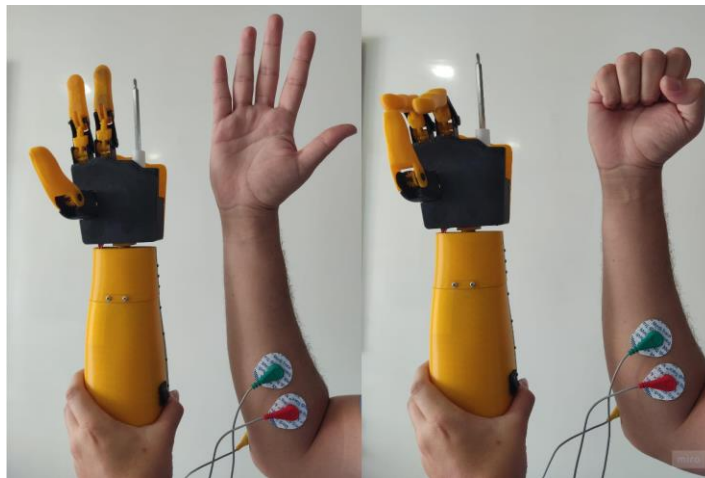
Pruebas cierre y apertura de la prótesis



De las cien pruebas realizadas, solo se registraron 7 fallos, lo que indica una efectividad de la prótesis de aproximadamente un 93%. Este valor resulta prometedor para ser el primer acercamiento al modelo de prótesis. Sin embargo, se reconoce que aún hay margen para mejoras en futuros proyectos.

Figura 38

Cierre y apertura de la mano protésica



Video demostrativo de la prueba de cierre y apertura: https://youtu.be/xtQqxMxxy_E

La siguiente prueba se enfocó en determinar la capacidad de carga de nuestra prótesis. Para ello, se utilizó una botella de agua que se llenó incrementalmente con pesos de 25 gramos hasta

alcanzar los 100 gramos. Posteriormente, se continuó incrementando el peso en intervalos de 50 gramos hasta llegar a los 250 gramos, con el objetivo de evaluar el límite de peso que la prótesis podía sostener. Los resultados fueron los siguientes.

Tabla 13

Resultados pruebas de peso máximo levantado por la prótesis

Peso	Resultado
25 g	Positivo
50 g	Positivo
75 g	Positivo
100 g	Positivo
150 g	Positivo
200 g	Positivo
250 g	Negativo
225 g	Positivo (Valor limite)

La observación reveló que, al llegar al valor de 250 gramos, la prótesis no pudo sostener el peso. Se redujo entonces a 225 gramos para verificar si aún era capaz de levantarlo, estableciendo así el límite máximo de peso que la prótesis puede soportar.

Video demostrativo de la prueba de peso soportado: <https://youtu.be/rDc9end03tA>

Posteriormente, se llevaron a cabo pruebas de funcionamiento de la función destornillador, utilizando la prótesis para abrir un teclado y evaluando si cumplía con las especificaciones previamente establecidas.

Figura 39

Comprobación de la función destornillador y sus dos tipos de giro

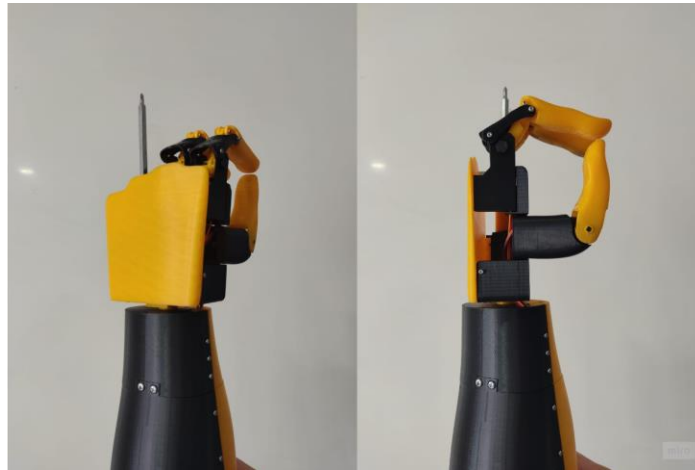


Video demostrativo de la función destornillador: https://youtu.be/pJWwCWN_rxg

Finalmente, se procedió a verificar el giro de la muñeca mediante pruebas de funcionamiento. Se realizaron giros para evaluar la eficiencia de esta función y se observó que todos los intentos (30 en total) fueron satisfactorios. Además, se midió el ángulo máximo de rotación, obteniendo un valor de 60 grados.

Figura 40

Comprobaciones del giro de la muñeca



Video demostrativo de la rotación de la muñeca: <https://youtu.be/a7HhzdKdz-E>

Después de finalizar la fabricación de la prótesis, se llevó a cabo un exhaustivo análisis de los costos asociados. Los resultados de este análisis se presentan detalladamente en la tabla número 14.

Tabla 14

Costos del modelo funcional

Modelo	Cantidad	Precio en pesos colombianos
Servo MG90S	3	32,000
Servo MG995 360°	1	34,000
Servo MG995 180°	1	29,036
Sensor EMG	1	49,112
PCA9685	1	29,900
Arduino nano	1	25,600
Batería	1	146,296
Mt3608	1	8,000

Conversor dual 9V	1	20,420
XI4016e1	1	29,990
Cables conectores	15	200
LED	1	300
pulsadores	3	500
Impresión 3D	1	225,000
Total		631,354

Posteriormente, al concluir el ensamblaje, se llevó a cabo una exhaustiva verificación de cada especificación de diseño establecida. Para esto se llevaron a cabo las mediciones correspondientes de longitud, anchura y peso. En cuanto a la longitud, se midió desde la punta del dedo corazón hasta la base del brazo, obteniendo una medida de 40.5 cm. La dimensión máxima de ancho se localizó en el dorso de la palma de la mano, registrando una medida de 10.5 cm. Por último, la profundidad se determinó desde la parte trasera del brazo hasta la punta del pulgar extendido, resultando en 14.8 cm. En relación con el peso total de la prótesis, este se cifró en 1034 gramos.

Con estos datos, se realiza una evaluación para comparar las características reales de la prótesis con los parámetros planteados inicialmente. La siguiente tabla comparativa muestra las especificaciones de diseño propuestas junto con las reales, indicando si se cumplieron o no.

Tabla 15

Especificaciones planteadas vs reales

Especificaciones	Reales	Logradas	Cumplida	Comentarios
Grupo de usuarios	Adultos	Adultos	Sí	-----

Lado	Izquierdo	Izquierdo	Sí	-----
Dimensiones	42x9.8x10.8 cm	40.5x14.8x10.4 cm	No	Durante el montaje, las dimensiones de la prótesis se ajustaron para facilitar el encaje adecuado de los componentes, evitando interrupciones y problemas en el ensamblaje. Este ajuste aseguró un diseño fluido y funcional del dispositivo
Peso	2.3 kg	1.034 kg	Sí	Se estableció un peso límite para el diseño final de la prótesis; sin embargo, gracias a los componentes utilizados, se obtuvo un peso más ligero para el usuario, lo que facilita su movimiento y reduce su fatiga.
Autonomía	4 horas	7 horas	Sí	La autonomía de la prótesis fue mucho mejor de lo planificado, pues dura casi el doble en condiciones de máximo trabajo.
Distancia de apertura (índice – pulgar)	16 cm	16 cm	Sí	Se asegura un agarre versátil y eficaz en diversas actividades
Peso soportado en agarre	500 g	225 g	No	Se encontraron dificultades debido a las características del material utilizado en los dedos de la prótesis. Durante el ejercicio de levantar una botella de agua, el material resbaladizo dificultaba el agarre adecuado. Sin embargo, al reducir el peso de la botella, esta se comprimía ligeramente, lo que facilitaba su levantamiento. Por otro lado, con objetos como una pelota de tenis, cuyo material proporciona un mejor agarre, la prótesis demostró un rendimiento más eficiente durante las pruebas de funcionamiento. Por lo tanto, sería importante añadir un material en la punta de los dedos que permita tener una mejor fricción con cualquier objeto.
Función destornillador	Soltar tornillos CPU	Soltar tornillos CPU	Sí	El modelo cumple con la tarea de realizar trabajos livianos como el

				desarmar una CPU con tornillos no oxidados o cedidos.
Giro de la muñeca	90°	60°	No	En el diseño inicial, se planeó que la muñeca tuviera un giro de hasta 90°. Sin embargo, durante el proceso de diseño industrial, se notó que el ángulo permitido era menor (60° hacia adentro y 20° hacia afuera), resultando en un movimiento poco natural al girar hacia afuera. Como solución, se decidió limitar el rango de giro únicamente hacia arriba para evitar daños a componentes y mantener un movimiento más práctico y funcional.

5. Conclusiones

- En el marco de este trabajo de grado, se logró la elaboración del modelo funcional de una prótesis diseñada para personas con amputaciones por debajo del codo. Caracterizada por la activación de la función de cierre y apertura a través de señales mioeléctricas.
- Un punto destacado es la implementación de una función adicional de destornillador, proporcionando así una utilidad para tareas específicas. Ampliando de manera significativa las posibilidades de aplicación de la prótesis en actividades laborales.
- La implementación del control electromiográfico para la manipulación de la prótesis ha demostrado ser relativamente precisa y fiable con un valor de eficacia del 93%. Las pruebas de respuesta a estímulos reales, como el cierre y apertura de la mano, validan la capacidad del sistema para interpretar señales eléctricas con precisión y ejecutar acciones correspondientes de manera efectiva. Sin embargo estos valores se pueden mejorar para obtener resultados más perfectos.

- La evaluación del consumo de potencia y el cálculo de la autonomía proporcionan una visión precisa de la eficiencia energética del sistema. La capacidad de la prótesis para operar durante aproximadamente 7 horas en condiciones de uso real representa un hito significativo en términos de sostenibilidad y funcionalidad continua.
- Aunque el proyecto ha alcanzado resultados significativos, se identifican áreas potenciales para mejoras futuras. Mejor agarre, mayor peso soportado La optimización del rango de giro de la muñeca y la exploración de tecnologías emergentes podrían contribuir a mejoras adicionales en la ergonomía y funcionalidad general de la prótesis.

6. Recomendaciones

Este modelo funcional de prótesis marca el inicio del desarrollo de un futuro dispositivo médico. A pesar de los avances significativos alcanzados, es importante destacar que aún existen áreas de mejora que pueden implementarse. Por tanto, presentamos las siguientes recomendaciones:

- Es esencial perfeccionar la precisión del movimiento rotativo del destornillador en la prótesis. Esto puede implicar ajustes en el diseño mecánico o la incorporación de tecnologías que optimicen la exactitud del giro.
- Considerando la importancia de la autonomía en el uso diario de la prótesis, se sugiere la implementación de un sistema de carga de batería integrado. Esto proporcionará comodidad al usuario y facilitará el mantenimiento del dispositivo. Explorar opciones como la carga inalámbrica o un diseño de conexión intuitiva puede mejorar la experiencia del usuario.

- Para optimizar el diseño y la eficiencia del modelo funcional, se propone la integración de un solo circuito impreso. Esto no solo reducirá el espacio ocupado por los componentes electrónicos, sino que también contribuirá a disminuir el peso total de la prótesis. La consolidación de los circuitos mejorará la organización interna y la maniobrabilidad del dispositivo.
- Adicionalmente, se sugiere la exploración de materiales más resistentes y la incorporación de tecnologías avanzadas de fabricación para mejorar significativamente la capacidad de agarre de la prótesis, permitiéndole levantar cargas más pesadas con mayor eficiencia. La implementación de estos avances contribuirá no solo a la durabilidad y robustez general del dispositivo, sino también a su capacidad para enfrentar demandas más intensas en términos de fuerza y resistencia. Estas mejoras fortalecerán la funcionalidad de la prótesis, brindando al usuario un mayor nivel de confianza y versatilidad en su uso diario.
- Se propone, además, mejorar el diseño con el objetivo de lograr que la muñeca tenga un ángulo de giro mayor, al menos de 90 grados. Esto se busca para convertir esta característica en un elemento que verdaderamente potencie la experiencia del usuario, proporcionándole mayor funcionalidad a la prótesis.

Referencias bibliográficas

- Advancer Technologies. (2013). Obtenido de https://www.pololu.com/file/0J745/Muscle_Sensor_v3_users_manual.pdf Ejemplo: %20https://github.com/AdvancerTechnologies/MuscleSensorV3
- Bejarano, J. (2018). *DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL*. Universidad de Pamplona.
- Brito, J. (2013). *Estudio del estado del arte de las prótesis de mano*. INGENIUS.
- Castro, A. (2019). Tutorial teórico práctico con servos y Arduino. *DronProfesional.com*. Obtenido de <https://dronprofesional.com/blog/tutorial-teorico-practico-con-servos-y-arduino/>
- CUN. (s/f). *Clínica Universidad de Navarra*. Recuperado el 12 de mayo de 2023, de <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/amputacion>
- EGASEN. (2021). Qué es un servomotor y para qué se utiliza. Obtenido de <https://www.egasen.com/es/blog/noticias/que-es-servomotor-para-que-se-utiliza#:~:text=Un%20servomotor%2C%20tambi%C3%A9n%20conocido%20como,hacer%20un%20motor%20el%C3%A9ctrico%20normal.>
- Fernandez, C. (2006). Sí hay salida para los amputados. *El Tiempo*. Obtenido de <https://www.eltiempo.com/archivo/documento/MAM-1992341>
- Fitzgibbons, P. (2015). Functional and Clinical Outcomes of Upper Extremity Amputation. *Journal of the AAOS (AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS)*, 23(12). Obtenido de https://journals.lww.com/jaaos/fulltext/2015/12000/functional_and_clinical_outcomes_of_upper.7.aspx

- Gandhi, M. (s/f). *AUTYCOM*. Obtenido de <https://www.autycom.com/que-es-un-servomotor-y-como-funciona/#:~:text=Es%20un%20sistema%20compuesto%20por,y%20una%20tarjeta%20de%20control>.
- Gila, L. (2009). *Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas*. Universidad Pública de Navarra.
- Guerrero, J. (2011). *Bioseñales*. Escuela técnica superior de Ingeniería, Universidad de Valencia.
- Hurtado-Manzanera, P. (2017). *Diseño y construcción de un prototipo de prótesis*. Fundación de Estudios Superiores Comfanorte.
- Junquera, R. (s.f.). *Que es potencial de acción*. Obtenido de <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/potencial-de-accion>
- Laxmi, S. (2012). Online EMG Signal Analysis for diagnosis of Neuromuscular diseases by using PCA and PNN. *International Journal Of Engineering Science and Technology* .
- Mediprax. (16 de octubre de 2019). *Tipos de prótesis para miembro superior*. Recuperado el 2023, de <https://mediprax.mx/tipos-de-protesis-para-miembro-superior/>
- Moore, K. (2013). *Anatomía con orientación clínica* (7ma ed.). Wolters Kluwer.
- Nigg, B. (2007). *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*. 3ra Edición. WILEY.
- Ottobock. (s.f.). *Ottobock*. Obtenido de <https://www.ottobock.com/es-mx/padecimientos/sobre-amputaciones/amputaciones-de-miembro-superior/rehabilitacion-y-protesis-de-brazo>
- OurPCB. (s/f). Obtenido de <https://www.ourpcb.com/emg-sensors.html>
- Pierrie, S. (2018). Current Concepts in Upper-Extremity Amputation. *Journal of Hand Surgery*, 43(7). doi:<https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2018.03.053>

- Serna, A. (2010). *Guía práctica de sensores*. Creaciones Copyright SL. Obtenido de https://books.google.com.co/books?id=CuoXCd6ZZqWC&printsec=frontcover&hl=es&source=gbs_ge_summary_r&cad=0%23v=onepage&q&f=false#v=onepage&q&f=false
- Stokosa, J. (Enero de 2021). *MANUAL MSD*. Obtenido de <https://www.msmanuals.com/es-co/hogar/temas-especiales/miembro-prot%C3%A9sico/opciones-de-pr%C3%B3tesis-de-miembros>
- Teja, R. (2021). *ElectronicsHub*. Obtenido de <https://www.electronicshub.org/different-types-sensors/>
- Torres, A. (2019). *Sistema de Reconocimiento y captura de Señales*. UNIVERSIDAD DEL SINU SECCIONAL CARTAGENA. Obtenido de <http://repositorio.unisinucartagena.edu.co:8080/jspui/bitstream/123456789/53/1/SISTEM~1.PDF>
- Tresdprinttech. (s/f). Obtenido de <https://tresdprinttech.com/mx/motores/385-servomotor-tower-pro-mg90s-180-7503040288184.html>
- Tresdprinttech. (s/f). Obtenido de <https://tresdprinttech.com/mx/motores/386-servomotor-tower-pro-mg90s-360-grados-7503040288771.html>
- Varma, P. (2014). Epidemiology of Limb Loss. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 25(1). Obtenido de <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1047965113000685?via%3Dihub>
- Ziegler-Graham, K. (2008). Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(3). doi:<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.005>