
Diseño e implementación de un sistema de control para una prótesis transradial

Guillermo Estuardo Lam Porta



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Diseño e implementación de un sistema de control para una
prótesis transradial**

Trabajo de graduación presentado por Guillermo Estuardo Lam Porta
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

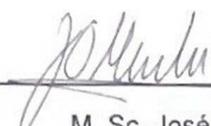
Guatemala,

2023

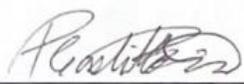
V.º B.º

(f) 
Ing. Kurt Kellner

Tribunal examinador

(f) 
M. Sc. José Eduardo Morales

(f) 
M. Sc. Marvín Najarro

(f) 
M. Sc. Pedro Iván Castillo

Fecha de aprobación: Guatemala, 13 de enero de 2024

Durante mi tiempo en la Licenciatura en Ingeniería Mecatrónica, me he interesado por las muchas salidas laborales que se tienen. Esto me ha llevado a adentrarme en la convergencia de la mecánica, la electrónica y la informática. Como consecuencia, tengo la oportunidad de presentar este trabajo de graduación.

El objetivo general de esta tesis fue diseñar e implementar un sistema de control para una prótesis transradial para un paciente con doble amputación. Como mi primer objetivo específico, tenía que diseñar e implementar un sistema para la adquisición de señales a través de sensores, actuadores y programación avanzada para mover la prótesis. Esto implica ponerse en los zapatos del paciente con el fin de identificar sus límites y conocer sus fortalezas. En segundo lugar, otro objetivo específico era diseñar un sistema de alimentación portátil para el sistema completo, un enfoque innovador para que la prótesis sea portátil. Esto conllevó el diseño de una fuente que satisficiera la demanda de energía del sistema completo. Por último, el tercer objetivo específico de este trabajo era diseñar una interfaz de control para la prótesis, para lo cual se diseñó una manera en la que el usuario supiera fácilmente qué está controlando.

El presente trabajo de graduación no solo busca expandir los conocimientos sobre sistemas de control para prótesis en la Universidad del Valle de Guatemala, sino también garantizar la satisfacción del usuario y adaptabilidad de la prótesis en las actividades cotidianas. Por lo tanto, espero que inspire a futuros investigadores.

Agradezco a mi madre, María Amalia Porta García-Salas (Q. E. P. D) por haber forjado la persona que soy y alentarme a cumplir mis metas personales y profesionales. Agradezco a mis padres, Rodolfo Estuardo Lam Amezcuita y Diego Fernando Pava Blanco; al igual que a mis hermanas, abuelos y tíos por haberme apoyado en todas las etapas de mi vida. Agradezco a mi asesor, Kurt Kellner, por el apoyo y conocimientos brindados.

Prefacio	III
Lista de figuras	VII
Lista de tablas	VIII
Resumen	IX
<i>Abstract</i>	X
1. Introducción	1
2. Antecedentes	2
3. Justificación	6
4. Objetivos	7
5. Alcance	8
6. Marco teórico	9
6.1. Prótesis transradial.....	9
6.2. Actuadores: servomotores	11
6.3. Sensores.....	12
6.3.1. Sensores de fuerza resistivo	12
6.3.2. Sensor muscular mioeléctrico	13
6.3.3. Sensor giroscopio y acelerómetro.....	14
6.4. Comunicación por radiofrecuencia.....	15
7. Sistema de adquisición de señales	17
7.1. Microcontrolador	17
7.2. Etapa de sensado	18

7.2.1. Sensor Foamy.....	19
7.2.2. Sensor Magnetómetro (QMC5883L).....	21
7.2.3. Sensor Softpot.....	22
7.2.4. Sensor ASC712	24
7.2.5. Resistencia shunt.....	25
7.3. Etapa de comunicación de radiofrecuencia (chip nRF24L01).....	26
7.4. Etapa de potencia (motores DC)	27
7.5. Etapas unidas	28
8. Sistema de alimentación del sistema completo	33
8.1. Baterías 18650	33
8.2. Convertidor Buck	34
8.3. Regulador de voltaje.....	34
8.4. Tarjeta de circuito impreso	34
9. Interfaz sistema-paciente	44
9.1. Pulsadores	44
9.2. Luces LEDs	45
9.3. Modos	45
9.3.1. Modo 0: Stop	47
9.3.2. Modo 1: Motor general.....	47
9.3.3. Modo 2 y 3: Motor secundario 1 y 2.....	48
9.3.4. Modo 4: Agarre.....	49
9.3.5. Modo 5: Reset.....	50
10. Conclusiones	51
11. Recomendaciones	52
12. Referencias	53

Lista de figuras

Figura 1. Medidas obtenidas por el ADC al aplicar distintas fuerzas sobre el sensor FSR	3
Figura 2. Agarres y movimientos probados	10
Figura 3. Clasificación de sensores FSR de la serie 400	13
Figura 4. Sistema masa resorte amortiguador de dos grados de libertad	14
Figura 5. Espectro electromagnético con su división	15
Figura 6. Diagrama de bloques según etapas.....	18
Figura 7. Valor del ADC del Arduino UNO usando sensor Foamy por 30 segundos.....	21
Figura 8. Valor del ADC del Arduino UNO usando sensor Softpot por 90 segundos	24
Figura 9. Voltaje de salida versus la corriente medida por el sensor ACS712	25
Figura 10. Corriente medida por la resistencia shunt	25
Figura 11. Proporción de mensajes recibidos exitosamente contra mensajes fallidos en 60 segundos.....	26
Figura 12. Prótesis en su posición inicial.	28
Figura 13. Prótesis cerrada después de controlarla mediante la plantilla.....	29
Figura 14. Prótesis con un objeto a agarrar.....	30
Figura 15. Prótesis con un objeto agarrado.	31
Figura 16. Prótesis levantando el objeto agarrado.....	32
Figura 17. Tarjeta de circuito impreso 1.....	35
Figura 18. Tarjeta de circuito impreso 2.	36
Figura 19. Tarjeta de circuito impreso 1 fabricado.	37
Figura 20. Tarjeta de circuito impreso 2 fabricado.	38
Figura 21. Caja de seguridad y transporte fabricada sin tapaderas.....	39
Figura 22. Caja de seguridad y transporte fabricada con tapaderas y garra.	40
Figura 23. Plantilla con el circuito descubierto.....	41
Figura 24. Plantilla con sus respectivas tapaderas ensambladas y pines.....	42
Figura 25. Plantilla puesta en una sandalia.....	43
Figura 26. Diagrama de flujo.....	46
Figura 27. Modo 0.....	47
Figura 28. Modo 1.....	48

Figura 29. Modo 2.	48
Figura 30. Modo 3.	49
Figura 31. Modo 4.	49

Lista de tablas

Tabla 1. Valores teóricos de voltaje dados por la ecuación 5 del divisor de voltaje.....	19
Tabla 2. Valores teóricos del ADC dados por la ecuación 6 usando el sensor Foamy.....	20
Tabla 3. Valores teóricos de voltaje dados por la ecuación 5 del divisor de voltaje.	22
Tabla 4. Valores teóricos del ADC dados por la ecuación 6 usando el sensor Softpot.	23
Tabla 5. Corriente necesitada según cantidad de componentes.....	33
Tabla 6. Configuración de LEDS según su modo.	45

Este proyecto consistió en el diseño y la implementación de un sistema de control para una prótesis transradial. El fin era mejorar la calidad de vida de una persona, a la cual le han amputado los brazos. Por lo tanto, los objetivos eran diseñar un sistema de alimentación portátil que alimente todo el circuito electrónico; diseñar e implementar un sistema confiable para adquirir las señales; diseñar un sistema de control para la prótesis sin utilizar las manos; y cuantificar cuánta fuerza se usa en las yemas de la prótesis.

Por lo anterior, se llevaron a cabo varias tareas. En primer lugar, se diseñó y construyó un sistema de alimentación portátil que alimentara el circuito electrónico. Luego, en segundo lugar, se diseñó y construyó un sistema confiable para adquirir las señales necesarias que controlaran la prótesis. Además, se calibraron los sensores y se realizaron pruebas para verificar un envío correcto de estas. En tercer lugar, se desarrolló un sistema de control que permitiera el movimiento de la prótesis sin utilizar las manos, es decir, con los datos adquiridos por los sensores. Para ello, se realizaron pruebas adicionales para asegurar que la prótesis respondiera adecuadamente a los comandos, lo cual se logró con señales de radiofrecuencia. En este caso, se eligió el sensor Softpot para tomar las señales del paciente.

Con base en investigaciones previas en la Universidad del Valle de Guatemala (UVG), se contó con un punto de partida sólido. Las prótesis realizadas en la UVG eran simples, pero funcionales. Además, se investigó en varias tesis y artículos sobre los movimientos que pueden hacer, así como de los mejores sensores y actuadores. Se pudo observar que hay varias formas de realizar un sistema de control con diferentes sensores.

Este trabajo es importante para el ámbito de la biónica, ya que se busca la integración amigable de diferentes sensores en una prótesis. De igual manera, el tema es de mi interés y la Universidad del Valle de Guatemala me ha dado la oportunidad de llevarlo a cabo. En conclusión, es importante mejorar la funcionalidad de las prótesis transradiales. Cabe aclarar que esta tesis tiene un enfoque innovador para los sistemas de control de prótesis transradiales cuya meta es ayudar en el día a día a las personas con amputación radial.

This graduation project consisted of the design and implementation of a control system for a transradial prosthesis. Its purpose is to enhance the quality of life of an individual who has had both their arms amputated. Hence, the objectives include designing a portable power system to supply the entire electronic circuit; designing and implementing a reliable system for signal acquisition; creating a hands-free control system for the prosthesis; and quantifying the amount of force applied to the prosthesis fingertips.

In order to achieve this, it was necessary to carry out several tasks. First, a portable power system was designed and built to supply power to the entire electronic circuit. Next, a reliable system was designed and constructed to acquire the necessary signals for the prosthetic control. The sensors were calibrated, and tests were conducted to ensure proper signal transmission. Subsequently, a control system was developed to enable prosthetic movement without the use of hands, but utilizing the data acquired from the sensors instead. Additional tests were conducted to ensure that the prosthetic responded appropriately to commands. An appropriate prosthetic response was achieved using radiofrequency signals. For this project, the Softpot sensor was chosen to capture patient signals.

Based on past investigations at Universidad del Valle de Guatemala (UVG), this work had a solid starting point. Prostheses previously developed at UVG were simple but functional. Additionally, various theses and articles were consulted regarding the movements that such prostheses can perform, and also which are the best sensors and actuators. It was also observed that there are several ways to create a control system for a prosthesis using different sensors.

This work is significant in the field of bionics as it aims to integrate different sensors into a prosthesis in a user-friendly manner. Similarly, this topic interests me, and the university provided me with the opportunity to carry out this project. In conclusion, this investigation is important for enhancing the functionality of transradial prostheses. It should be noted that this thesis has an innovative focus on transradial prosthesis control systems to assist individuals with radial amputations in their daily lives.

Esta tesis se centró en explorar el diseño y la implementación de un sistema de control para una prótesis transradial, ya que una prótesis es una solución para agilizar la vida del paciente. Cabe destacar que todo debe controlarse con los pies. En los siguientes capítulos, se explora en detalle los métodos de adquisición de señales, junto con sus ventajas y desventajas. Se realizaron pruebas con distintos sensores para analizarlos y revisar si eran una opción factible. En total, se analizaron tres.

También, se planteó la solución al enredo de cables largos mediante comunicación por radiofrecuencia. Además, se examinó la preocupación de tener un sistema de alimentación portátil confiable que alimente al sistema completo durante varias horas. Para ello, se revisó la corriente necesaria por cada uno de los componentes y se hicieron regulaciones de voltaje para alimentar algunos que necesitaban un voltaje menor.

Por último, se analizó cómo realizar una interfaz sistema-paciente amigable. El problema era que no se podían incluir componentes complejos como pantallas, por lo que se utilizaron elementos básicos como pulsadores y luces LED. Además, se diseñó un pequeño instructivo para que el paciente sepa qué está haciendo con la prótesis.

2.1. Tesis *Prótesis biónica de una mano humana*

Esta es una tesis de 2007 de la Universidad del Valle de Guatemala (UVG). Tuvo como objetivos elaborar una prótesis estéticamente agradable, semejante a una mano real. Además, se enfocó en desarrollar un sistema de procesamiento capaz de recibir e interpretar señales en la piel.

La metodología utilizada buscó obtener las señales electromiograma (EMG) mediante electrodos. Para ello, se utilizó un osciloscopio Tektronix TDS 2012B para visualizar las señales obtenidas. El procesamiento se llevó a cabo mediante un microprocesador PIC18F1330 de microchip. Las señales se obtuvieron de músculos específicos, aunque pudo utilizarse cualquiera. Además, se inició una rama de investigación biónica en Guatemala. La prótesis funcionaba de manera autónoma, es decir, no necesita estar conectada a una fuente externa.

En conclusión, se construyó una prótesis biónica con funcionamiento similar a una mano humana. Además, simuló varios tipos de agarres de una mano mediante el análisis en tiempo real de las señales EMG (Berliner et al., 2008).

2.2. Megaproyecto *Reingeniería de megaproyectos (prótesis biónica)*

Este trabajo tuvo como objetivo actualizar los megaproyectos que se han trabajado en la UVG. Entre estos proyectos, se resaltó la prótesis biónica. Esta tuvo como uno de sus objetivos diseñar e implementar un sistema de control para el movimiento de la mano de forma inalámbrica utilizando plantillas en los pies.

El proyecto se dividió en módulos: módulo de estructuras y actuadores, y módulo de restauración y mejora. Estos fueron hechos para verificar la prótesis y mejorarla con el tiempo. Mediante esta metodología, se lograron programas para seis posiciones distintas en la mano, pero no se puede controlar la velocidad. Además, se realizaron pruebas para verificar el comportamiento del Analogical to Digital Conversion (ADC) el

microcontrolador al aplicar diferentes fuerzas sobre el sensor de fuerza (Figura 1).

Figura 1.

Medidas obtenidas por el ADC al aplicar distintas fuerzas sobre el sensor FSR.

Peso	Lectura del ADC
57.46	0
63.86	36
76.72	90
83.03	103
95.64	152
108.53	192
127.88	226
159.96	263
179.04	287
210.96	345
247.81	406
302.47	459
352.78	506
400.77	531
466.84	557

Nota. Adaptada de Hernández et al. (2017).

En conclusión, se realizó un nuevo diseño del antebrazo protegiendo los circuitos internos y se logró controlarlo mediante las plantillas en los pies usando un sensor de fuerza. Asimismo, se lograron poner sensores de fuerza en las yemas de los dedos para cuantificar la fuerza. Por otro lado, se logró establecer comunicación inalámbrica entre el controlador y la prótesis mediante el chip nRF21L01+ para el envío de mensajes codificados que indiquen la señal obtenida por el método de control diseñado.

2.3 Artículo *Force Myography to Control Robotic Upper Extremity Prostheses: A Feasibility Study*

Este artículo fue publicado en 2016, cuyo objetivo era explorar la electromiografía de fuerza (FMG, por sus siglas en inglés) como una alternativa para los electromiogramas de superficie. Específicamente, buscó el uso de FMG para controlar diferentes agarres de una mano robótica.

En el estudio, participaron cuatro personas, a quienes les hacía falta una extremidad superior. Se desarrolló un protocolo para evaluar la precisión de predicción de once tipos de agarre. Los hallazgos demostraron que es factible categorizar seis tipos de agarre primarios, los cuales son importantes en las actividades diarias: mano relajada, agarre de palma abierta, agarre de poder, agarre de trípode, señalar con el dedo y agarre de llave. Esto se logró mediante la utilización de FMG en el miembro residual. Como resultado, se obtuvo una precisión mayor que el 70 %. Debido a esto, se empezaron a implementar estrategias para aumentar la precisión de clasificación, lo cual llevó la precisión hasta un 89%.

En conclusión, se logró explorar la electromiografía de fuerza como una alternativa óptima para el control de prótesis. Con base en los resultados, se concluyó que era una alternativa potencial para la electromiografía de superficie bien establecida. Sin embargo, los autores concluyeron que se necesita más investigación para demostrar que el FMG es la alternativa óptima para controlar las prótesis robóticas de brazos (Cho et al., 2016).

2.4. Tesis *Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres*

El objetivo principal de este trabajo era diseñar y construir un prototipo de prótesis robótica de mano. Sin embargo, para el caso de este proyecto, se enfocó más en el objetivo específico: investigar los diferentes tipos de actuadores (micromotores de corriente DC, servomotores, etc.), mecanismos de transmisión (poleas, barras, etc.) y sensores (posición, fuerza, vibración) que pueden constituir la prótesis.

Se realizaron varias investigaciones para determinar cuáles eran los mejores actuadores. Para este proyecto, se eligieron los motores de corriente directa. Se diseñó el primer prototipo de mano con tres dedos artificiales, los cuales tenían seis motores DC incrustados para el movimiento. Por esta razón, la mano tuvo seis grados de libertad, lo cual permitió movimientos de flexo-extensión. Además, la mano estaba equipada con sensores de fuerza y posición. Por último, se diseñó una interfaz para controlar la mano.

En conclusión, se eligieron los mejores actuadores y se logró diseñar y construir el prototipo de prótesis de mano. Sin embargo, para este trabajo, se buscó mejorar el diseño para que fuera más ligero y controlado a partir de señales electromiográficas (Burgos & Albán, 2010).

2.5. Tesis *Implementación de una prótesis robótica microcontrolada, utilizando sensores MYO y Arduino*

El objetivo principal de este trabajo fue adquirir las señales del antebrazo mediante un brazalete MYO, un módulo *bluetooth* y una tarjeta Arduino. Se intentó controlar la prótesis en forma de mano mediante la contracción y relajación de los músculos.

El trabajo utilizó una metodología para comprobar la efectividad de agarre y su fuerza sujetando algunos objetos con la prótesis fabricada. La mano logró agarrar correctamente una botella tres veces de cinco y una billetera cuatro veces de cinco. También se hicieron pruebas de fuerza, en la que se obtuvo que la prótesis aplica mucha más fuerza a los objetos que una mano humana, ya que no tenía sentido del tacto. Uno de los resultados fue que la fuerza humana para agarrar una botella de agua es de 15 gramos, mientras que la prótesis ejercía 78 gramos.

En conclusión, se recibieron señales del brazo mediante sensores MYO y Arduino. Además, la fuerza que aplica la prótesis al tomar un objeto es mucho mayor que la que ejerce una mano humana. Por otra parte, se obtuvo un buen control de la prótesis gracias a la tarjeta Arduino. De igual forma, se lograron guardar gestos y movimientos (Molina & Wladimir, 2018).

Justificación

Hoy en día las prótesis transradiales son una solución importante para las personas que han sufrido una amputación. En la Universidad del Valle de Guatemala, se han hecho algunos prototipos funcionales, pero simples. Por esta razón, esta tesis sobre el diseño e implementación de un sistema de control para una prótesis transradial es fundamental, ya que resulta crucial garantizar tanto la satisfacción del usuario como la adaptabilidad de la prótesis en las actividades cotidianas.

Este trabajo se respalda en la revisión de estudios previos. Es importante mencionar que cada uno tiene un método diferente para controlar el sistema de la prótesis, ya sean sensores FSR o sensores MYO. Además, usan diferentes actuadores; en algunas investigaciones, servomotores, en otras, motores DC. Sin embargo, todos tienen como beneficio mejorar la calidad de vida de las personas con amputación radial y ayudarlos a realizar actividades cotidianas de una forma más sencilla.

El presente trabajo constituye la selección para una aplicación próxima en el ámbito biónico. También, busca una integración más amigable de diferentes sensores con una prótesis para el usuario. Por otro lado, el tema de prótesis biónicas siempre me ha llamado la atención y la Universidad del Valle de Guatemala me dio la oportunidad de ejecutar este.

Al final, se concluye que es importante mejorar la funcionalidad de las prótesis transradiales. Cabe aclarar que esta tesis tiene un enfoque innovador para los sistemas de control de prótesis transradiales. Por lo tanto, es primordial llevar a cabo esta investigación en la Universidad del Valle de Guatemala para brindar una solución efectiva y mejorar la calidad de vida de las personas con amputación radial con el fin de ayudarlos en sus actividades cotidianas.

Objetivo general

Diseñar e implementar un sistema de control para una prótesis transradial para un paciente con doble amputación.

Objetivos específicos

- Diseñar e implementar un sistema para la adquisición de señales.
- Diseñar un sistema de alimentación portátil para el sistema completo.
- Diseñar una interfaz de control para la prótesis.

Esta tesis se enfoca en el diseño y la implementación de un sistema de control de una prótesis transradial para pacientes con doble amputación. El sistema debe ser intuitivo, simple y confiable para proporcionar a los pacientes una solución que les permita realizar sus actividades cotidianas de forma independiente.

La adquisición de señales consistió en la implementación de sensores y microcontroladores. Para ese fin, los sensores que se analizaron fueron Softpot, Foamy, magnetómetro, sensor de corriente y resistencia shunt. Los primeros tres se ubicaron en el pie para que el paciente controlara la prótesis. Los últimos dos se usaron para la medición de corriente y la protección de los motores contra una sobrecorriente. Se eligieron estos sensores, ya que son pequeños y de fácil implementación.

Por otra parte, el sistema de alimentación para el sistema completo consistió en la investigación y medición de las demandas energéticas. Se desarrolló un sistema liviano y portátil que satisficiera la demanda de energía del sistema completo de la prótesis. Se concluyó que el sistema debe durar 12 horas mínimo y 24 horas máximo en funcionamiento.

La interfaz de control consistió en diseñar una que permitiera la comunicación entre el usuario y la prótesis de manera fluida y fácil. Esta debe ser de lo más intuitiva posible y de fácil uso. Además, se diseñaron y fabricaron circuitos impresos para que el sistema de control fuera más liviano.

Cabe mencionar que esta investigación abordó la fase de diseño y prototipado del sistema de control. Por lo que se contó con recursos limitados para fabricar dicha prótesis. Por lo tanto, se excluyeron las variables económicas.

6.1. Prótesis transradial

Según la Real Academia Española, «prótesis» significa «pieza o aparato empleado para sustituir un órgano o un miembro del cuerpo» (Real Academia Española, s. f.). Las prótesis han evolucionado durante los años, incluso han llegado a ser robotizadas sin ser únicamente estéticas. Sea como sea tienen la intención de mejorar la calidad de vida de las personas a quienes les falta alguna extremidad, ya sea por malformación o amputación (Blanca Pizarro, 2021).

La prótesis más antigua, documentada hasta la fecha, fue creada en el antiguo Egipto entre los años 950 y 750 a. C. Esta era de un dedo gordo del pie, fabricada con cuero y madera sin tener ninguna función, por lo que era totalmente estética. Durante algunos años, las prótesis no tuvieron gran cambio hasta el Renacimiento. En esta época, tuvieron un cambio con más movimientos, dedos móviles y fabricación con otros materiales como hierro, cobre, acero y madera. En 1800, James Pott logró realizar una prótesis de pierna, la cual ya tenía una articulación de rodilla y pie usando tendones de gato. En el siglo XXI, los científicos buscan mejorar sus aspectos, ya sea en naturalidad, estética o tecnología (Blanca Pizarro, 2021). Gracias a estos avances, ahora pueden realizar movimientos más complejos y naturales como los siguientes (Cho et al., 2016):

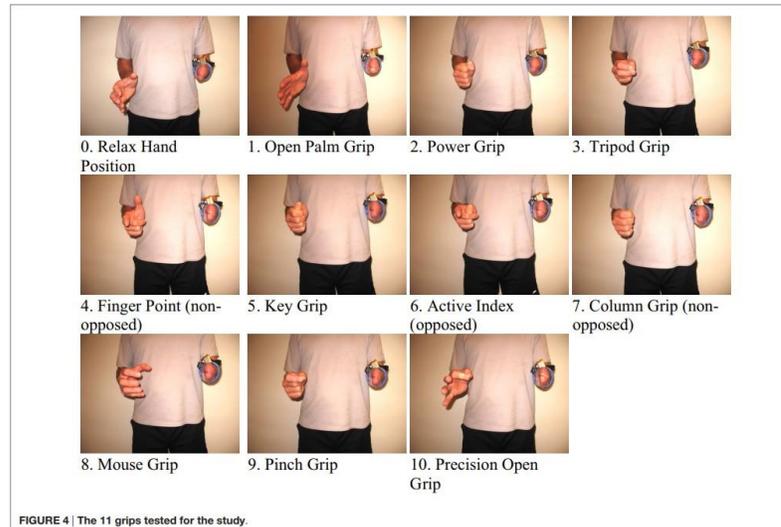
1. **Relaxed hand position:** este movimiento consiste en que la prótesis simule estar en reposo como una mano humana relajada.
2. **Open palm grip:** este agarre consiste en tener la palma abierta, con los dedos extendidos. Sirve para agarrar objetos grandes o planos.
3. **Power grip:** el agarre de poder sirve para envolver con fuerza los dedos alrededor de un objeto. Es útil agarrar objetos pesados con fuerza y de manera segura.

4. **Tripod grip:** este agarre consiste en simular la forma en que se sostiene un lapicero. Tiene tres puntos de apoyo: el pulgar, el dedo índice y el dedo medio. Sirve para manipular objetos pequeños.
5. **Finger point (nonopposed):** este agarre se enfoca en usar solo un dedo para señalar o tocar un objeto.
6. **Key grip:** este movimiento simula la forma como se agarra una llave. También sirve para manipular objetos pequeños.
7. **Active index (opposed):** el movimiento consiste en mantener el dedo índice activo y señalando, mientras los demás están abiertos. Puede servir para escribir en computadoras.
8. **Column grip (nonopposed):** este agarre implica cerrar toda la prótesis con fuerza. Sirve para agarrar objetos cilíndricos y largos como palos o tubos.
9. **Mouse grip:** el movimiento simula la forma de agarrar un *mouse* de computadora. Trata de reposar la palma en el *mouse* mientras los dedos se curvan sobre los botones.
10. **Pinch grip:** este agarre implica pellizcar un objeto pequeño entre dos dedos para agarrar objetos como monedas.
11. **Precision open grip:** el agarre es similar al de palma abierta, pero el pulgare y el índice están cerrados. Sirve para manipular objetos delicados con precisión.

La Figura 2 ilustra todos estos movimientos.

Figura 2.

Agarres y movimientos probados.



Nota. Adaptado de Cho et al. (2016).

Hoy en día existen varios tipos de prótesis que se clasifican por su mecanismo de actuación. A continuación, se mencionan algunas:

1. **Prótesis mecánicas:** estas poseen poleas y cables. Están particularmente sujetas a la

persona con un arnés. Su desventaja es que son muy imprecisas y solo pueden agarrar objetos redondos (Blanca Pizarro, 2021).

2. **Prótesis neumáticas:** estas son las más raras de ver, ya que su sistema consiste en un tipo de fluido comprimido, por lo que es difícil de transportar. Casi siempre se usa en laboratorios donde el sistema no es soportado por el paciente (Blanca Pizarro, 2021).
3. **Prótesis con actuadores eléctricos:** este tipo tiende a usar motores o servomotores para moverse, además de pulsadores o sensores para controlarla. Una desventaja es el mantenimiento frecuente (Blanca Pizarro, 2021).
4. **Prótesis mioeléctricas:** este tipo emplea las señales electromotrices del músculo. Tienen una mayor precisión de agarre y más naturalidad. Una desventaja es que el sistema mioeléctrico es complejo, ya que se deben de limpiar señales para evitar movimientos erróneos (Blanca Pizarro, 2021).

Con base en esto, se evidencia que este trabajo es importante, ya que se implementará un sistema de control para una prótesis. Por lo tanto, hay que tomar en cuenta que se necesita calibrar bien los sensores y se debe de encontrar una manera de reiniciar el sistema si estos tienen algún problema. También, se consideraron los diferentes movimientos que podrá hacer la prótesis.

6.2. Actuadores: servomotores

Los servomotores únicamente consumen energía al momento de realizar la tarea que se les solicita. Esto se hace mediante un *encoder*, el cual indica la velocidad y la posición que deben tener mediante una señal codificada. Para ello, se necesita una fuente de poder y un controlador. Los servomotores de corriente alterna, a diferencia de los de corriente directa, tienden a tener más potencia, debido a los voltajes más altos que admiten. Estos son eficientes y compactos, sin embargo, son difíciles de obtener por su alto costo (Mejía Espinosa & Zapata, 2015).

El sistema de los servomotores funciona mediante pulsos, los cuales sirven para determinar el ángulo de la posición del servomotor. Este sistema espera recibir un pulso cada 20 milisegundos. La posición neutra de un servomotor es 90 grados, la cual es un pulso de 1.5 milisegundos. Mientras más corto el pulso, el servomotor más se acercará a los 0 grados; en cambio, entre más grande, estará más cerca de los 180 grados. Gracias a esta exactitud, los servomotores se usan en proyectos como cortes, empaquetado, robótica y automatización (Mejía Espinosa & Zapata, 2015).

Los servomotores en este trabajo son de suma importancia, porque se encargan de mover los dedos de la prótesis. Su implementación se debe a su eficiencia y tamaño. Por lo tanto, se tomó en cuenta el torque que pueden realizar para sujetar objetos pesados sin ninguna dificultad.

6.3. Sensores

6.3.1. Sensores de fuerza resistivo

La forma más común para medir la fuerza es mediante la detección resistiva, para esto se usaron sensores resistivos. Estos son confiables debido a sus características tales como su construcción simple y resolución ajustable. Su resistencia eléctrica es muy sencilla de medir y cuenta con alta precisión por lo que se han vuelto la opción preferida en los diseños de sensores. En el mercado, hay gran variedad de sensores de fuerza resistivos, por ejemplo: los FSR 400 de Interlink Electronics que pueden medir la fuerza en una zona única (Osejos Valencia, 2022).

Según la segunda Ley de Newton, la fuerza F se obtiene mediante el producto entre la masa m y la aceleración a en la ecuación 1. Mediante esta ecuación, se puede obtener la presión ejercida sobre un área determinada, en donde A es el área y p , la presión. La fuerza se expresa como Newton en la ecuación 2.

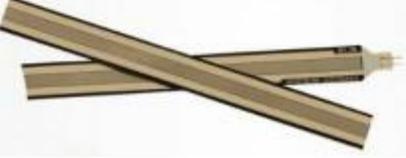
$$F = m * a \quad (1)$$

$$F = p * A \quad (2)$$

Los FSR pueden medir la presión física, la tensión o el peso. Como se puede ver en la Figura 3, la parte circular de los sensores es la parte sensible, la cual es *piezoresistiva* y funciona como una resistencia variable. Por esta razón, los sensores FSR pueden funcionar como potenciómetro o termómetro de resistencia. Además, son de respuesta rápida y de bajo costo (Osejos Valencia, 2022).

Figura 3.

Clasificación de sensores FSR de la serie 400

Modelos	Tipo	Área Activa
 FSR 400 Corto	Circular	5.62 mm
 FSR 400	Circular	5.08 mm
 FSR 402 Corto	Circular	12.70 mm
 FSR 402	Circular	14.68 mm
 FSR 406	Cuadrado	39.6 mm x 39.6 mm
 FSR 408	Tira	609.6 mm x 10.2 mm

Nota. Fuente: Adaptado de (https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/FSR400Series_PD.pdf)

Nota. Adaptado de Osejos Valencia. (2022).

Estos sensores fueron importantes para este trabajo, ya que son fáciles de usar. Como se ha mencionado, pueden funcionar como potenciómetro. Por esta razón, se implementó un divisor de voltaje conectado al canal *analog-to-digital Converter* (ADC, por sus siglas en inglés) para mover los actuadores.

6.3.2. Sensor muscular mioeléctrico

Los sensores musculares mioeléctricos miden el voltaje producido en un músculo a través de electrodos. Este voltaje es procesado, filtrado y rectificado para ser utilizado por cualquier microcontrolador. Se usan generalmente para investigación médica (Parra et al, 2021).

Los electrodos obtienen las señales bioeléctricas de manera no invasiva. Presentan varios diámetros para cubrir el área deseada con mayor precisión o facilidad. Deben ser tratados como fuente de voltaje con alta impedancia, porque la impedancia normal de la piel varía entre 0.5 k Ohm para piel sudorosa y hasta 20 k Ohm para piel seca, aunque también se toman en cuenta

otros factores biológicos (Parra et al, 2021).

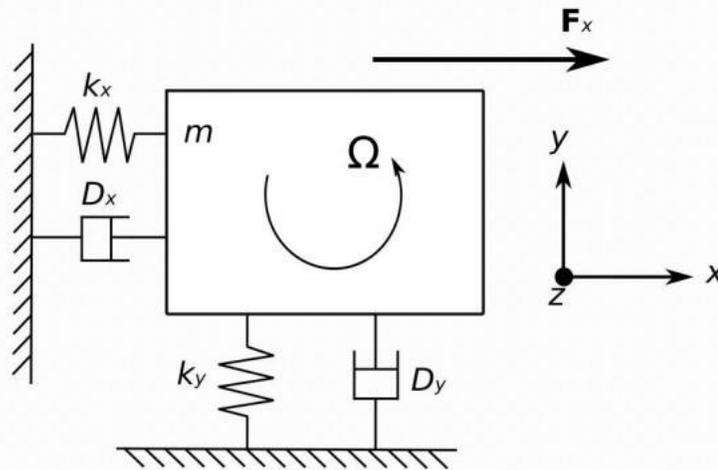
La adquisición de señales, mediante sensores musculares mioeléctricos, fue relevante para este trabajo. Se implementaron este tipo de sensores para mover los actuadores mencionados. Se procuró tener un músculo superficial para la lectura del voltaje producido.

6.3.3. Sensor giroscopio y acelerómetro

El giroscopio es un instrumento que mide la cantidad de rotación en cada eje. Uno de los más comunes es el de sistema microelectromecánico (MEMS, por sus siglas en inglés), también denominado giroscopio vibratorio de efecto Coriolis (CVG). El efecto Coriolis considera una fuerza ficticia que aparece sobre un cuerpo en movimiento cuando se encuentra en un sistema rotatorio. El CVG funciona cuando el objeto tiende a vibrar en el mismo plano en el que está, a pesar de estar rotación. Por esto, el CVG, mediante el efecto Coriolis, puede determinar la cantidad del giro, ya que al girar el objeto que vibra ejerce una fuerza en su soporte. Para entender mejor este efecto, se muestra un modelo de un sistema en un marco de referencia en rotación (Figura 4).

Figura 4.

Sistema masa resorte amortiguador de dos grados de libertad.



Nota. Adaptada de (Garcia, 2020).

La masa m puede moverse a lo largo de los ejes X y Y . Ω gira sobre el eje Z . Por esta razón, la fuerza Coriolis está dada por la ecuación 3 (Garcia, 2020).

$$\vec{F}_c = 2 * m * (\vec{v} \times \vec{\omega}) \quad (3)$$

Por otro lado, el acelerómetro mide la aceleración absoluta de cada eje. Este también cuenta con un sistema MEMS. Además, consta de dos placas metálicas, una de ellas fija y

la otra suspendida. Cuando hay movimiento, la placa móvil se mueve en dirección opuesta respecto a la placa fija. Esto produce un cambio en la capacidad proporcional a la aceleración. Sin embargo, estos sensores tienden a ser muy sensibles al ruido, por lo que es necesario un filtro para utilizar la señal (Olivares, 2018).

Este sensor resultó de gran importancia, ya que es otra forma para accionar los actuadores. Debido a que puede medir la cantidad de rotación en cada eje, fue capaz de realizar varios ajustes para mover los motores de la prótesis. Un ejemplo fue el agarre de la prótesis girando en el eje X y su desaccionar girando en el eje Y.

6.4. Comunicación por radiofrecuencia

Existen varias alternativas para una comunicación inalámbrica, una de ellas es la comunicación por radiofrecuencia (RF, por sus siglas en inglés). Este método se basa en la generación de ondas electromagnéticas al aplicar una corriente alterna a una antena (Pavón, 2018). Estas se identifican por su frecuencia de oscilación y longitud de onda. La frecuencia está dada por la ecuación 4, donde f es la frecuencia; v , la velocidad de onda; y λ , la longitud de onda (Romano & Vial, 2017).

$$f = \frac{v}{\lambda} \quad (4)$$

La radiofrecuencia abarca la banda del espectro entre 3 KHz y 300 GHz. Sin embargo, hay rangos de frecuencia reservados internacionalmente (conocidos como bandas industrial, científica y médica) en los cuales no se necesita licencia para operar (Figura 5).

Figura 5.

Espectro electromagnético con su división.

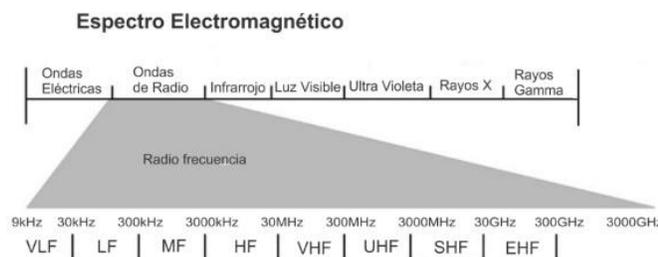


Fig. 1. Espectro Electromagnético

Donde:

- VLF: *very low frequency*, muy baja frecuencia.
- LF: *low frequency*, baja frecuencia.
- MF: *medium frequency*, media frecuencia.
- HF: *high frequency*, alta frecuencia.
- VHF: *very high frequency*, muy alta frecuencia.
- UHF: *ultra high frequency*, ultra alta frecuencia.
- SHF: *super high frequency*, súper alta frecuencia.
- EHF: *extremely high frequency*, extremadamente alta frecuencia.

Nota. Adaptada de (Romano & Vial, 2017).

La mayoría de los integrados que usan esta comunicación trabajan en la frecuencia 433 MHz, la cual se encuentra en el rango medio del espectro de radiofrecuencia. El mismo es de banda libre, por lo que su uso es gratuito. El alcance de los módulos depende del voltaje con el que se esté alimentando. Si se proporcionan 5 voltios, la antena podrá comunicarse en un rango de dos o tres metros. Como se mencionó anteriormente, la comunicación por radio frecuencia es fácil de utilizar y una forma barata para proyectos de media escala. No obstante, se deben desarrollar ideas para mejorar la fiabilidad de la comunicación tena (Pavón, 2018).

La comunicación por radiofrecuencia tuvo un rol importante en este trabajo, ya que se necesitaba una forma de comunicación robusta y simple. Gracias a esta, se enviaron los datos del microcontrolador a los sensores y viceversa. Esto con el fin de no tener cables largos que estorben al usuario y así controlar la prótesis de forma efectiva.

Sistema de adquisición de señales

La adquisición de señales fue crucial para esta tesis. En este capítulo, se exploran los diversos métodos, así como los sensores considerados para controlar la prótesis. Dichos sensores son fundamentales para recopilar los datos, sin embargo, para mayor simplicidad del usuario, solo se escogió uno para controlar todo el sistema. En específico, se analizaron tres tipos de sensores: Foamy, giroscopio (QMC5883L) y Softpot. Cada uno tiene características únicas, por lo que se evaluaron según su precisión y tamaño para el sistema de adquisición de señales. Además, se abordan temas como la comunicación por radiofrecuencia, los actuadores y la medición de corriente.

7.1. Microcontrolador

El Arduino UNO lleva consigo un microcontrolador ATmega328P de 8 bits. Este dispone de catorce pines digitales, de los cuales seis sirven como salidas de modulación por ancho de pulso (PWM). Además, cuenta con seis pines de entrada que permiten la lectura de señales analógicas que sirven para mediciones precisas. De igual forma, tiene 32 KB de memoria flash para guardar la programación. Para las pruebas de este trabajo, se usó este microcontrolador, pero, para la fabricación de la placa de circuito impreso, se planea emplear el ATmega328P o el Arduino NANO para que sea más práctico y liviano.

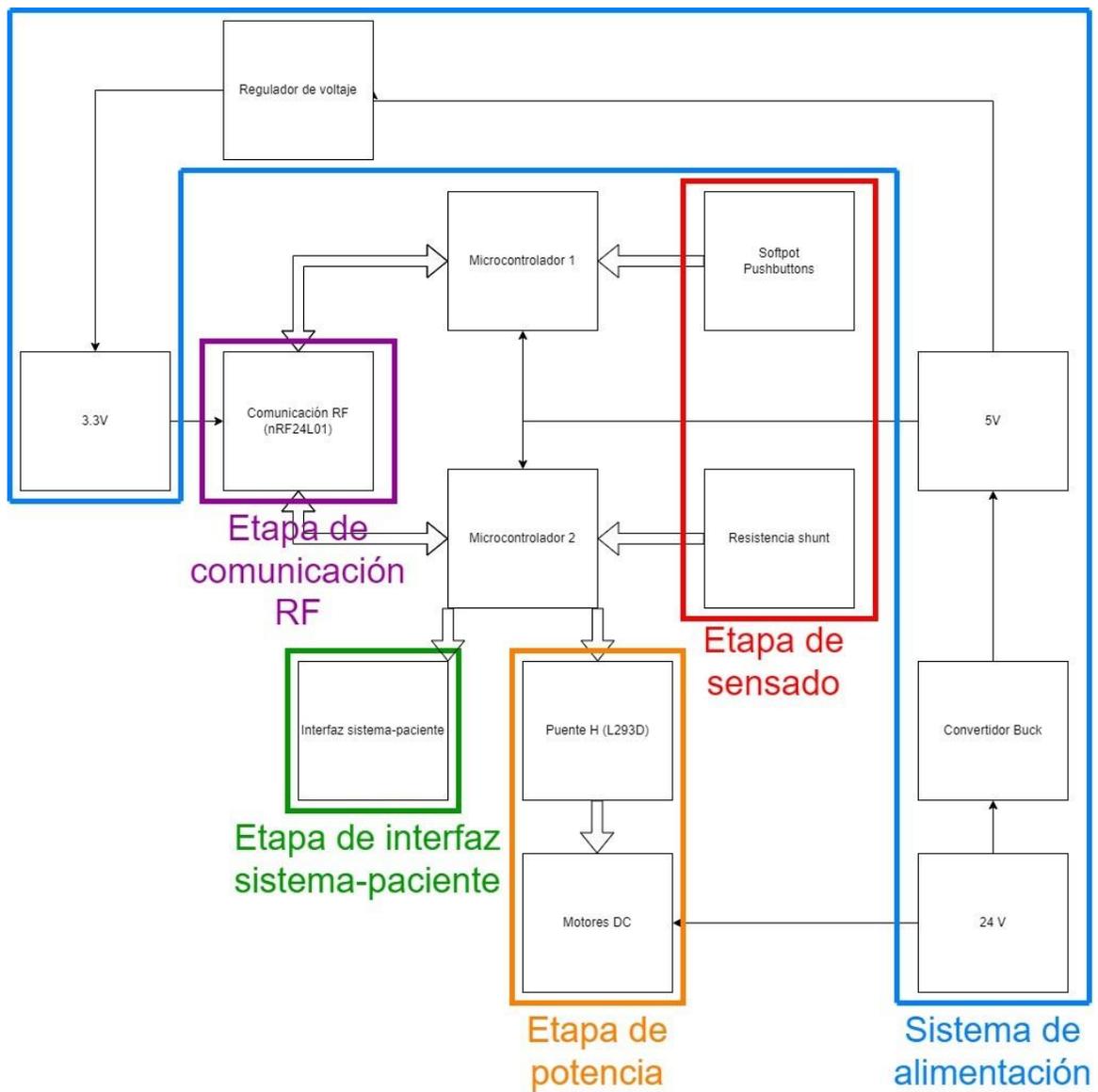
Se eligió usar el Arduino UNO para realizar las pruebas, ya que es versátil y con una gran flexibilidad en la experimentación a través de una variedad de aplicaciones. Por otro lado, ofrece una plataforma de desarrollo de código abierto, fácil de programar mediante el lenguaje de programación C/C++. También es sencillo de cargar el programa con un cable USB, por lo que permitió configurar rápidamente los sensores para las pruebas. Finalmente, el Arduino UNO es una opción económica en cuanto a *hardware*.

7.2. Etapa de sensado

Las señales medidas deben provenir de los pies del paciente con doble amputación. Para esto, se pensó en colocar sensores y pulsadores en los pies. Como se puede ver, la Figura 6 muestra los sensores conectados. Cada uno fue conectado a un Arduino UNO para detectar las mediciones y convertirlas en una señal eléctrica. Además, se conectaron de diferente manera, configurados y programados con el Arduino UNO. Como ya se ha mencionado, se analizaron tres tipos de sensores: el Foamy, el giroscopio (QMC5883L) y el Softpot.

Figura 6.

Diagrama de bloques según etapas.



Nota. Elaboración propia.

7.2.1. Sensor Foamy

El primer sensor analizado fue el Foamy, fabricado mediante *foamy* y el grafito de la mina de un lápiz 2B. Este logró recrear una resistencia variable desde 1 MΩ hasta 125kΩ. La conexión de este sensor al Arduino UNO se realizó mediante un divisor de voltaje. En el divisor de voltaje, se usó una resistencia de 1 MΩ como la resistencia R1 mientras que la resistencia variable, fabricada a mano, fue la resistencia R2. Este también fue conectado al pin analógico A0 del Arduino UNO para hacer la conversión analógica a digital (ADC).

Como se puede observar en la ecuación 5, el voltaje de salida del divisor de voltaje depende de las resistencias mencionadas. La Tabla 1 presenta cómo varía el voltaje de salida debido a la resistencia variable hecha mediante *foamy* y grafito. Cabe mencionar que estos valores son totalmente teóricos. Asimismo, se puede apreciar que, cuando la resistencia variable es de 1 MΩ, se obtiene un voltaje de 2.5 voltios mientras que, cuando es de 125 kΩ, el voltaje es de 0.55 voltios.

$$V_{out} = V_{in} * \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (5)$$

Tabla 1.

Valores teóricos de voltaje dados por la ecuación 5 del divisor de voltaje.

Resistencia variable (sensor Foamy)	Voltaje dado por el divisor del voltaje
1000000Ω	2.50V
950000Ω	2.44V
900000Ω	2.37V
850000Ω	2.30V
800000Ω	2.22V
750000Ω	2.14V
700000Ω	2.06V
650000Ω	1.97V
600000Ω	1.88V
550000Ω	1.77V
500000Ω	1.67V
450000Ω	1.55V
400000Ω	1.43V
350000Ω	1.30V
300000Ω	1.15V
250000Ω	1.00V
200000Ω	0.83V
150000Ω	0.65V
125000Ω	0.55V

Nota. Elaboración propia.

Como ya se ha mencionado, el Arduino UNO cuenta con varias entradas analógicas. Sin embargo, para que pueda procesarlas, necesita convertirlas en digitales mediante el convertidor analógico-digital (ADC). El ADC es dependiente del voltaje de entrada que entra por el pin analógico y el voltaje de referencia (ecuación 6). En este caso, el de referencia fue de cinco voltios. En la Tabla 2, se muestra el valor que debe tener el ADC, según los valores teóricos encontrado.

$$ADC = \frac{V_{in} * 1024}{V_{ref}} \quad (6)$$

Tabla 2.

Valores teóricos del ADC dados por la ecuación 6 usando el sensor Foamy

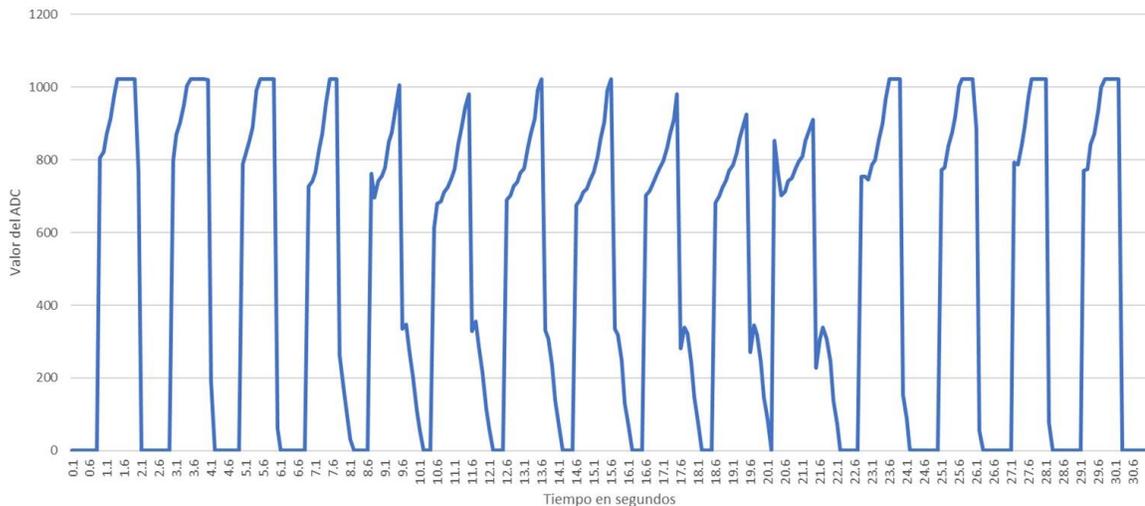
Voltaje de entrada	Valor del ADC
2.50 V	512
2.44 V	499
2.37 V	485
2.30 V	470
2.22 V	455
2.14 V	439
2.06 V	422
1.97 V	403
1.88 V	384
1.77 V	363
1.67 V	341
1.55 V	318
1.43 V	293
1.30 V	265
1.15 V	236
1.00 V	205
0.83 V	171
0.65 V	134
0.55 V	114

Nota. Elaboración propia

Con el fin de medir la precisión y la efectividad del sensor hecho de foamy y grafito, se realizó una prueba de una hora presionando el sensor y midiendo el valor del ADC del Arduino UNO cada 100 milisegundos. La Figura 7 evidencia un fragmento de treinta segundos. En esta gráfica, se nota que el sensor no sirve como tal, ya que el valor máximo que debería de tener el ADC es de 512, pero el valor medido fue de 1023.

Figura 7.

Valor del ADC del Arduino UNO usando sensor Foamy por treinta segundos.



Nota. Elaboración propia.

En resumen, el sensor Foamy no es confiable, ya que la resistencia de entrada del ADC del Arduino UNO es de $100M\Omega$. Entonces, se satura debido a la alta impedancia de entrada formada por el sensor y la resistencia de entrada. Una forma de solucionarlo es usar un puente Wheatstone, el cual compararía la resistencia variable del sensor Foamy con una resistencia conocida para no saturar al Arduino UNO. Sin embargo, esto no se implementó, ya que se buscó la simplicidad de circuitos: el sensor puede ser muy grande para estar debajo del pie del usuario.

7.2.2. Sensor magnetómetro (QMC5883L)

El segundo sensor analizado fue el magnetómetro (QMC5883L), un sensor magnético de tres ejes. Se conecta a través de la interfaz I2C al Arduino UNO. Se decidió usarlo para mover la prótesis con el pie. Se realizaron pruebas con este sensor, las cuales fueron exitosas, aunque la calibración tuvo que ser constante, ya que se descalibraba al estar cerca de teléfonos y computadoras, pues generan campos electromagnéticos.

Al final, se descartó porque necesita una calibración, así como ciertos movimientos que resultarían incómodos para el usuario. Además, el magnetómetro puede ser afectado por diferentes campos magnéticos, lo que implica calibraciones cada cierto tiempo. De igual forma, los objetos metálicos también causan interferencia, por lo que el magnetómetro no

puede medir de manera precisa cuándo activar la prótesis.

7.2.3. Sensor Softpot

El último sensor analizado fue Softpot, una pequeña tira que, dependiendo de en dónde se haga presión, aumentará o disminuirá la resistencia variable. Los valores de esta resistencia varían desde $8800\ \Omega$ hasta $4.4\ \Omega$. Por otro lado, su conexión con el Arduino UNO se realizó mediante un divisor de voltaje con una resistencia de $1000\ \Omega$ como la resistencia R1 mientras que la resistencia variable (sensor Softpot) fue la resistencia R2. Este también fue conectado al pin analógico A0 del Arduino UNO para hacer la conversión analógica a digital (ADC).

Como ya se ha mencionado, el voltaje de salida del divisor de voltaje depende de las resistencias mencionadas en la ecuación 5. En la Tabla 3, se puede observar cómo cambia el voltaje de salida del divisor del voltaje. Además, se evidencia que cuando el valor de la resistencia variable es de $8800\ \Omega$, se obtiene un voltaje de 4.49 voltios y, cuando es de $4.4\ \Omega$, el voltaje es de 0.02 voltios.

Tabla 3.

Valores teóricos de voltaje dados por la ecuación 5 del divisor de voltaje.

Resistencia variable (sensor Softpot)	Voltaje dado por el divisor del voltaje
8800 Ω	4.49V
8300 Ω	4.46V
7800 Ω	4.43V
7300 Ω	4.40V
6800 Ω	4.36V
6300 Ω	4.32V
5800 Ω	4.26V
5300 Ω	4.21V
4800 Ω	4.14V
4300 Ω	4.06V
3800 Ω	3.96V
3300 Ω	3.84V
2800 Ω	3.68V
2300 Ω	3.48V
1800 Ω	3.21V
1300 Ω	2.83V
800 Ω	2.22V
300 Ω	1.15V
4.4 Ω	0.02V

Nota. Elaboración propia.

Como se mencionó, el Arduino UNO cuenta con un convertidor ADC para procesar señales analógicas. Con la ecuación 6, se puede ver cómo el valor del ADC del Arduino UNO depende del voltaje de entrada y de referencia. La Tabla 4 muestra el valor que el ADC del Arduino UNO debe tener dependiendo del voltaje de entrada. Cuando el voltaje de entrada es de 4.49 voltios, el valor del ADC debe ser de 920, mientras que, cuando el voltaje es de 0.02 voltios, el valor del ADC debe ser de 4. Cabe destacar que el voltaje de referencia es de 5 voltios y el de entrada es el mismo que el de salida del divisor del voltaje mencionado.

Tabla 4.

Valores teóricos del ADC dados por la ecuación 6 usando el sensor Softpot.

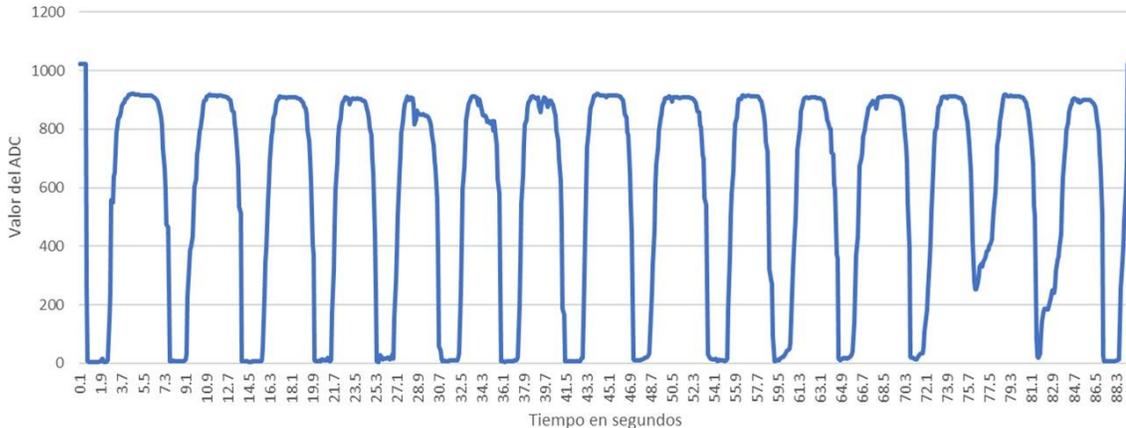
Voltaje de entrada	Valor del ADC
4.49V	920
4.46V	914
4.43V	908
4.40V	901
4.36V	893
4.32V	884
4.26V	873
4.21V	861
4.14V	847
4.06V	831
3.96V	811
3.84V	786
3.68V	755
3.48V	714
3.21V	658
2.83V	579
2.22V	455
1.15V	236
0.02V	4

Nota. Elaboración propia.

Se realizaron pruebas con este sensor y se obtuvieron satisfactoriamente los resultados esperados. Las pruebas consistieron en registrar los valores del ADC variando la resistencia variable durante 90 segundos. Como se puede ver en la Figura 8, el valor máximo que el ADC obtuvo fue de 920 y el mínimo, de 4. En consecuencia, los porcentajes de error con los valores teóricos fueron de 0.

Figura 8.

Valor del ADC del Arduino UNO usando un sensor Softpot por 90 segundos.



Nota. Elaboración propia.

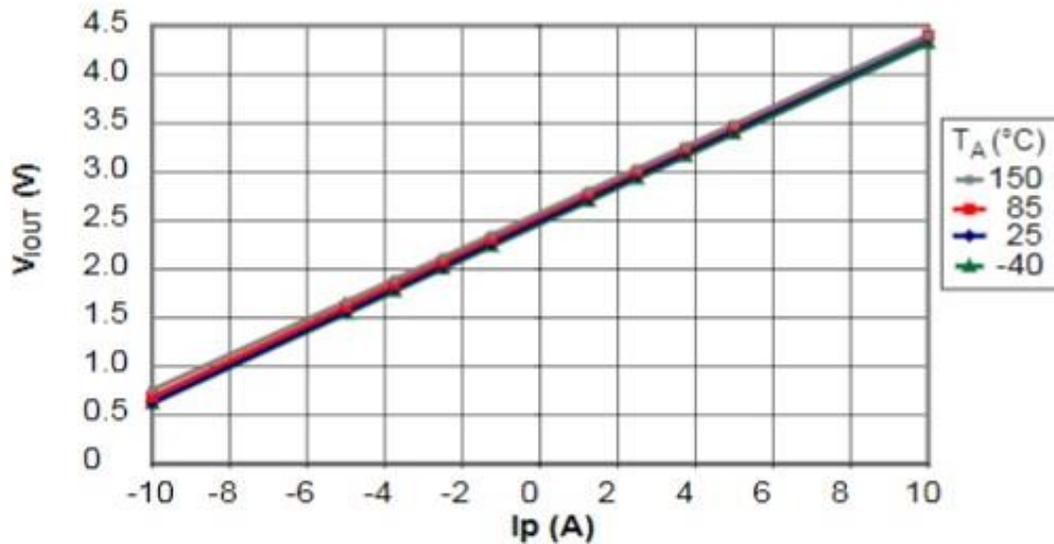
7.2.4. Sensor ASC712

Como el usuario no tienen sensibilidad en la mano, por lo tanto no sabrá cuánta fuerza aplicarle al objeto que agarrará. Entonces, se ideó una forma para que el mismo sistema pueda parar antes de ejercer mucha fuerza en el objeto. Para esto, se implementó una medición de corriente que el Arduino UNO tendrá que ejecutar cada vez que el motor se empiece a mover.

El sensor que se iba a utilizar para esta medición fue uno de corriente ASC712. Este tiene tres variantes; para este trabajo, se usó la de 20 amperios con una sensibilidad de 100 mV/A. La corriente usada por el motor DC, que ya se ha mencionado, no era suficiente para que el sensor diera una lectura, por lo que el voltaje de salida era de 2.5 voltios (Figura 9). Con base en la ecuación 6, el ADC del Arduino tenía un valor de 512.

Figura 9.

Voltaje de salida versus la corriente medida por el sensor ACS712.



Nota. Elaboración propia.

7.2.5. Resistencia Shunt

La solución a este problema fue usar una resistencia Shunt con un valor de 0.47Ω , la cual se conectó en serie con el motor DC. Su trabajo era medir la corriente, ya que, gracias a esta, se convirtió la corriente en un voltaje que pudo leer el Arduino UNO sin ninguna dificultad. Como se puede ver en la Figura 10, cuando se sobrecarga el motor, consume una corriente máxima 69 mA y, sin carga, 61m A. Como se mencionó, el sistema debe de parar antes de ejercer mucha fuerza, lo que se puede hacer cuando se alcanza un pico de corriente.

Figura 10.

Corriente medida por la resistencia Shunt.



Nota. Elaboración propia.

7.3. Etapa de comunicación de radiofrecuencia (chip nRF24L01)

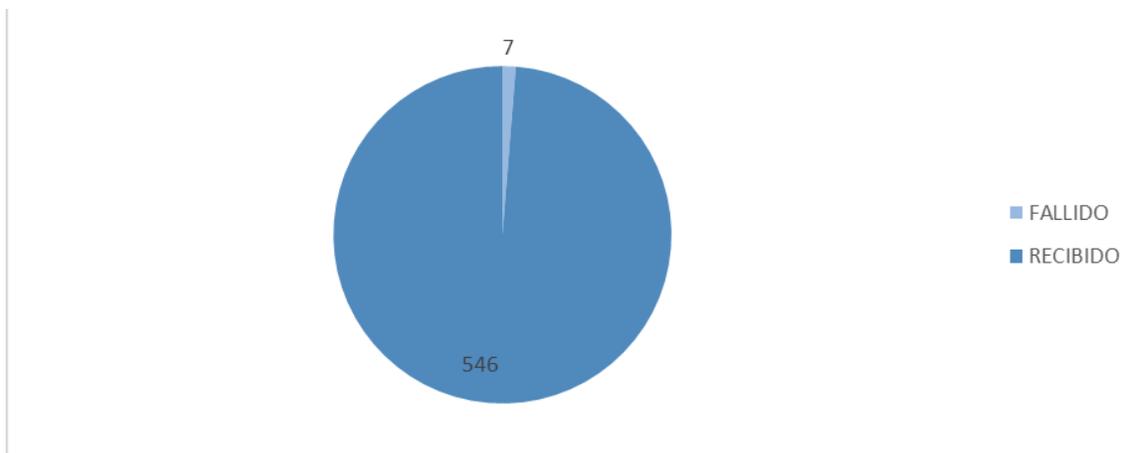
Para evitar los cables molestos para el usuario, se implementó una comunicación por radiofrecuencia. Como se demostró anteriormente en la Figura 6 (pág.18), los dos microcontroladores están conectados a un integrado encargado de la comunicación por radiofrecuencia. Esta comunicación debe ser rápida y fácil tanto de enviar como de recibir.

El chip utilizado para implementar esta comunicación fue el nRF24L01. Este es un transceptor que opera en la banda de 2.4GHz, la cual es abierta y gratuita. Además, se conecta al Arduino UNO a través de la interfaz Serial Peripheral Interface (SPI), es decir, el Arduino UNO es el primario y el nRF24L01, el secundario. Mediante la programación del Arduino UNO, se controla la configuración, el envío y la recepción de datos.

Durante el análisis del chip nRF24L01, se tuvo un problema que se logró resolver con facilidad. El chip se puede alimentar con una carga entre 1.9 voltios a 3.6 voltios. El problema era que el pin de 3.3 V del Arduino UNO no suministró la suficiente corriente que necesitaba para operar. La solución fue conectar un capacitor de 10uF en el pin de alimentación y en el pin de tierra del chip. Con esto solucionado, se realizaron pruebas para ver la confiabilidad y eficiencia del chip. Se enviaron mensajes entre los dos Arduinos UNO durante 60 segundos para verificar cuántos llegaban y cuántos se perdían. Como se puede observar en la Figura 11, se envió un mensaje cada 100 milisegundos, llegando a tener 553 mensajes en 60 segundos, de los cuales 7 fueron fallidos. Esto se debió a que se movió el capacitor mencionado para ver qué sucedía si no había contacto con las terminales del chip. Es importante señalar que el chip demostró una tasa de confiabilidad y efectividad de 98.73 %, con lo que se obtuvieron 546 mensajes exitosos.

Figura 11.

Proporción de mensajes recibidos exitosamente contra mensajes fallidos en 60 segundos.



Nota. Elaboración propia.

7.4. Etapa de potencia (motores DC)

La etapa de potencia fue la encargada de mover la prótesis mediante los sensores mencionados. Cabe destacar que se tuvieron varias conversaciones con José Alejandro Duarte Godinez, estudiante de Ingeniería Mecatrónica encargado de fabricar la prótesis, con la finalidad de decidir qué actuadores se usarían. Luego de esto, se llegó a la conclusión de usar motores de corriente directa (DC). Como se puede observar en la Figura 6 (pág. 18), esta etapa estuvo conectada y controlada por el microcontrolador 2.

Los motores que se usaron fueron los Jameco ReliaPro 167039, ya que admiten un voltaje de entrada entre 4.5 y 24 voltios. Cabe mencionar que se mueva 14 revoluciones por minuto a 12 voltios. Por esta razón, se alimentó dicho motor con 24 voltios para que el usuario no tuviera que esperar tanto al mover el motor.

Para controlar la velocidad y la dirección a la cual se movería, se usó un puente H L293D. Dicho puente cuenta con dos entradas, las cuales controlarían la dirección del motor, y con un pin de enable para controlar la velocidad de este. Este último debe conectar a un puerto PWM para controlarlo.

Como se ha mencionado, los motores son controlados mediante la modulación de ancho de pulso. Se realizó un mapeo de los valores analógicos mediante la función `map()`, la cual realiza una transformación lineal simple entre dos rangos. Teniendo en cuenta que el valor mínimo analógico del sensor Softpot es 4 y que el valor máximo analógico es 920, se transformaron dichos valores a 0 y 255 respectivamente. Esto se realizó mediante la ecuación 7 donde la variable «valor» es la lectura del sensor Softpot. Debido a la modulación de ancho de pulso, se obtuvo el ciclo de trabajo de dichos motores, que se calculó mediante la ecuación 8. Esta última calcula el porcentaje de tiempo que la señal PWM se mantiene en estado alto durante un ciclo completo.

$$\text{valorMapeado} = \frac{\text{valor} - 4}{920 - 4} * (255 - 0) + 0 \quad (7)$$

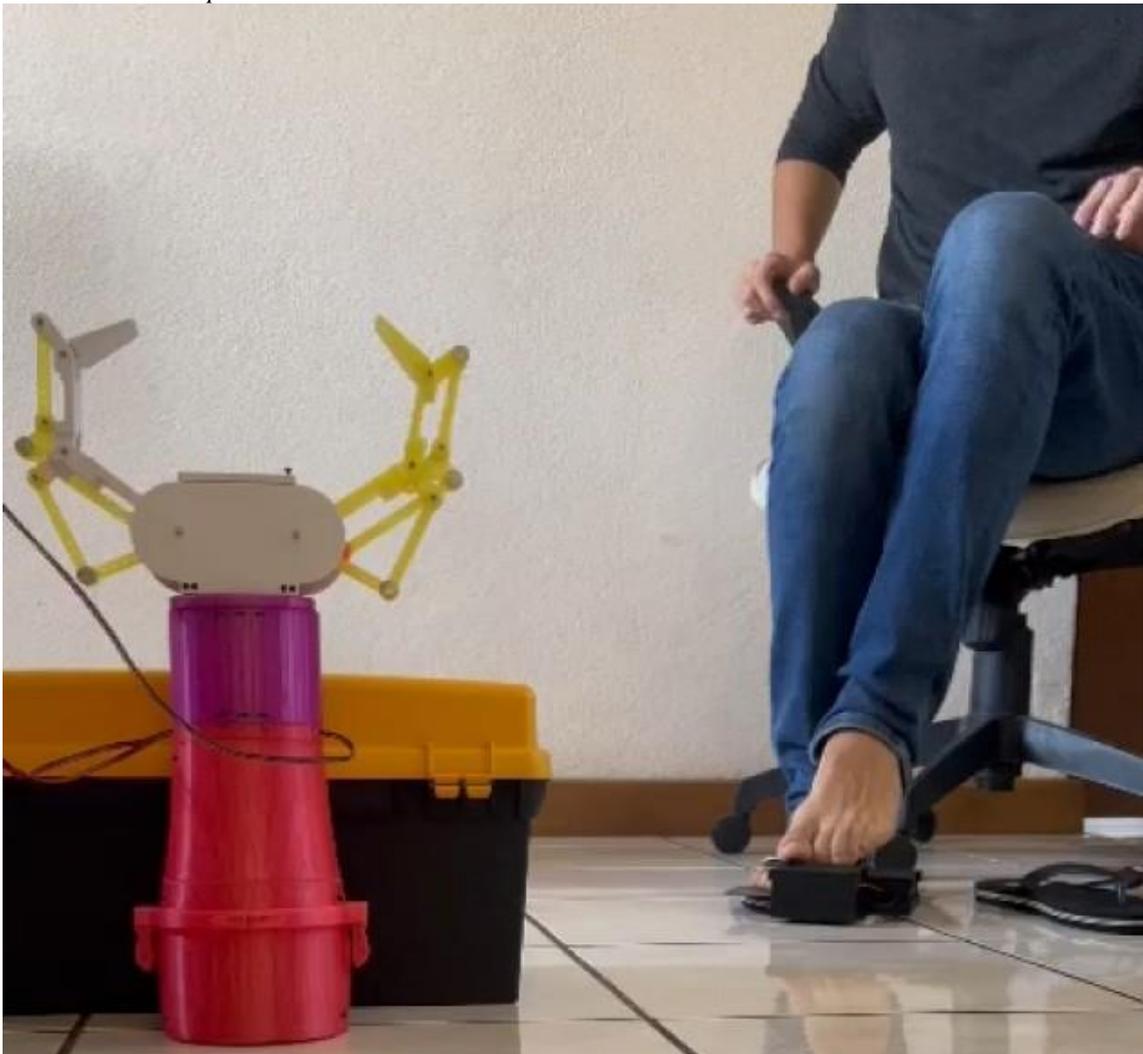
$$\text{Ciclodetrabajo} = \frac{\text{valorMapeado}}{255} * 100 \quad (8)$$

7.5. Etapas unidas

A continuación, se presentan algunas pruebas del uso de la plantilla. En la Figura 12, la prótesis está en su posición inicial, es decir, se encuentra abierta. Esta se manipuló mediante la plantilla, por lo que en la Figura 13 ya se encuentra cerrada. Más adelante se presenta cómo controlar la garra.

Figura 12.

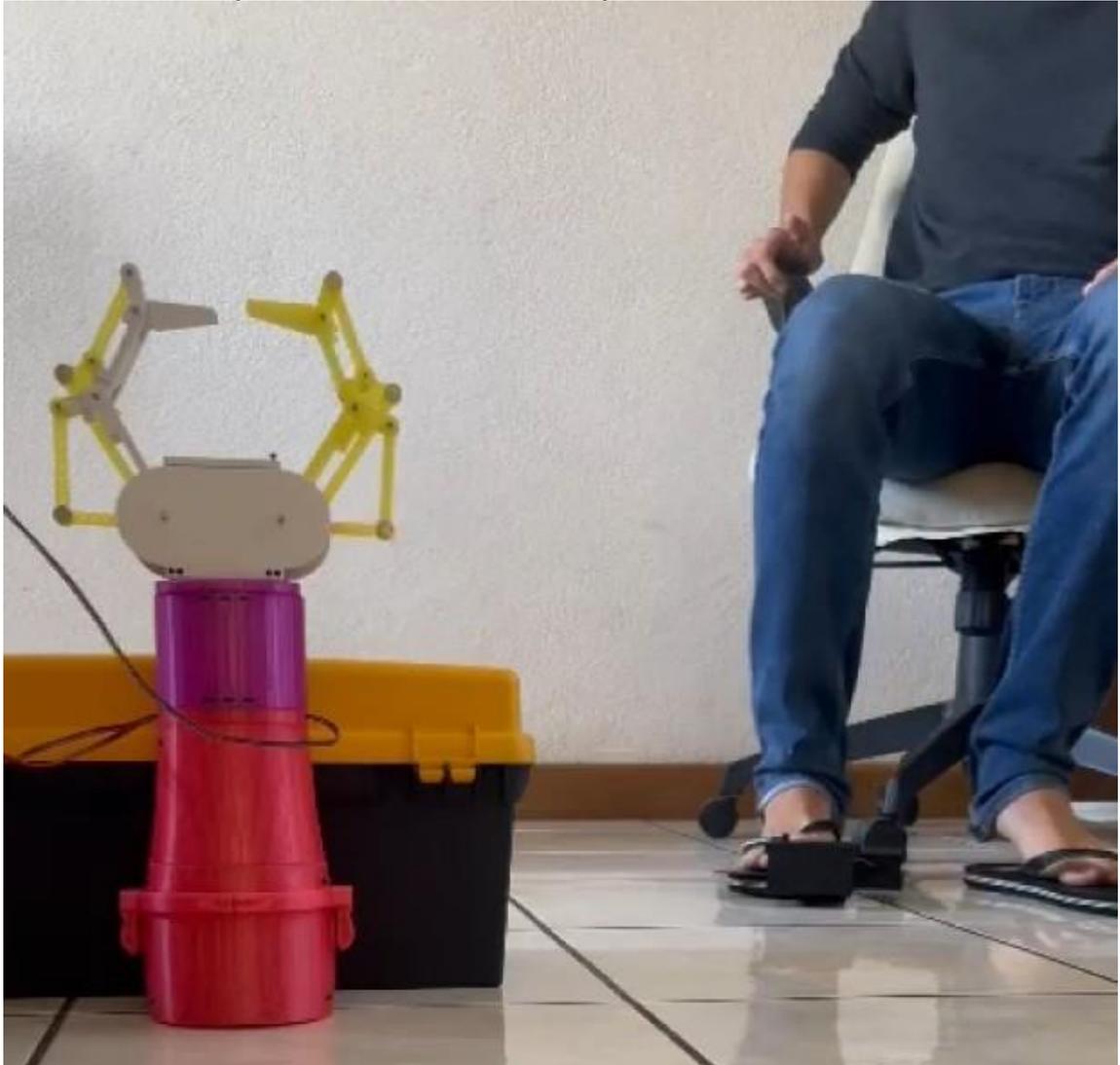
Prótesis en su posición inicial.



Nota. Elaboración propia.

Figura 13.

Prótesis cerrada después de controlarla mediante la plantilla.



Nota. Elaboración propia.

También se realizaron pruebas para agarrar objetos. Como se puede apreciar en la Figura 14, la prótesis se colocó en posición para agarrar un envase. A través de la plantilla, se manipuló la prótesis y se logró agarrar el envase (Figura 15). Además, se levantó la prótesis a gran altura para demostrar que se efectuó el agarre con éxito (Figura 16).

Figura 14.

Prótesis con un objeto a agarrar.



Nota. Elaboración propia.

Figura 15.

Prótesis con un objeto agarrado.



Nota. Elaboración propia.

Figura 16.
Prótesis levantando el objeto agarrado.



Nota. Elaboración propia

Sistema de alimentación

En cualquier sistema electrónico, se tiene un componente que nunca debe faltar: el sistema de alimentación. En este capítulo se habla sobre la elección de los componentes que alimentaron el sistema completo de la prótesis. Se tomó en cuenta que fueran lo suficientemente ligeros para llegar a ser portátiles y, a la vez, que cumplieran con la demanda del sistema. En la Figura 6 (pág.18), se observa que los componentes están conectados a los diferentes voltajes que se usaron en la prótesis.

8.1. Baterías 18650

Las baterías 18650 son una opción para proyectos portátiles. Por sus dimensiones, son muy versátiles y poseen una gran capacidad de almacenamiento de energía. Por ende, se escogieron para alimentar el sistema completo de la prótesis.

La prótesis tendrá varios modos (Tabla 5). Sin embargo, para el cálculo de consumo de corriente, se eligió el modo motor secundario 2, el cual tiene más componentes en uso. Además, posee un motor en funcionamiento, dos luces LED prendidas, la comunicación por radiofrecuencia activada y el puente H L293D en funcionamiento. Estos consumen 67 mA, 20 mA, 20 mA y 36 mA, respectivamente. En total, el modo consume 143 mA.

Tabla 5.

Corriente necesitada según cantidad de componentes.

Componente	Cantidad	Consumo de corriente	Total
Luz LED	2	10mA	20mA
L293D	1	36mA	36mA
nRF24L01	1	20mA	20mA
Motor	1	67mA	67mA
Total	N/A	N/A	143mA

Nota. Elaboración propia.

Para la alimentación del sistema completo, se utilizaron seis baterías 18650 conectadas en serie por los 24 voltios requeridos para alimentar el motor DC. Sin embargo, se necesitaba saber por cuántas horas duraría el sistema completo alimentado por seis baterías. Estas tienen una capacidad de 2200 miliamperios por hora. Como se puede observar en la 9, el sistema estaría alimentado por 15 horas, tomando en cuenta que se usó el modo que más consume corriente.

$$\text{Horas} = \frac{2200\text{mAh} * 1\text{h}}{143\text{mA}} = 15.38 \text{ horas} \quad (9)$$

Se realizaron pruebas para ver cuánto tiempo duraban las baterías en funcionamiento. Estas duraron 16 horas mientras que la prótesis se abría y se cerraba en cuestión de dos segundos con un intervalo de descanso de un segundo, ya que se deben parar los motores antes de cambiar de dirección.

8.2. Convertidor Buck

El convertidor Buck XL4015 es un convertidor DC/DC reductor. Este se puede alimentar desde 8 hasta 36 voltios y puede reducir el voltaje de salida de 1.25 hasta 32 voltios. Además, puede ofrecer 5 amperios constantes de salida. Por ende, se seleccionó para alimentar el microcontrolador del sistema de control, ya que, si se alimentaba con 24 voltios, se podía dañar.

El convertidor se conectó a la fuente de 24 voltios y se redujo el voltaje para alimentar el microcontrolador sin ningún problema, de manera que todo pudiera ser portátil. Cabe destacar que solo un microcontrolador quedó conectado a un convertidor Buck, ya que es el que está conectado al motor. El otro se pudo alimentar fácilmente con baterías normales, pues no tenía más que el chip nRF24L01, un par de botones pulsadores y un sensor Softpot.

8.3. Regulador de voltaje

Este regulador de voltaje sirvió para alimentar algunos componentes. El integrado nRF24L01 solo admite 3.3 voltios, por lo que la alimentación de 5 voltios lo hubiera estropeado. Por esta razón, se integró el regulador para alimentar a este integrado.

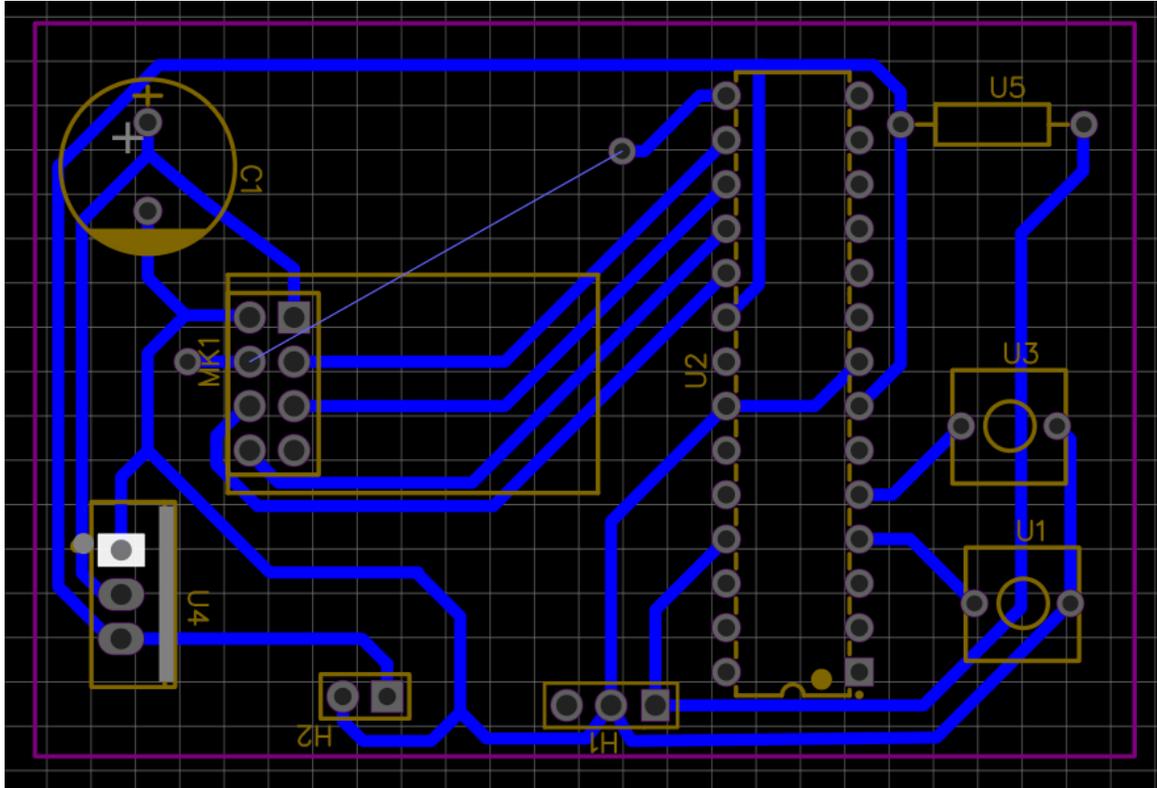
8.4. Tarjeta de circuito impreso

Para alimentar el circuito y tener simplicidad de tamaño al cargar el sistema, se realizaron tarjetas de circuitos impresos. Como se puede ver en la Figura 17, se realizó un circuito de medidas 63 x 42mm para que el paciente pueda llevarlo en el tobillo. También se realizó un circuito grande encargado de mover los motores de la prótesis. En la Figura 18, se presenta este es un circuito de 131 x 94mm, que va dentro de una mochila junto con sus baterías que proveen 24 voltios a los motores. Por otra parte, estas tarjetas permitieron tener circuitos

pequeños y livianos (Figuras 19 y 20). Cabe mencionar que se tuvo un problema para el circuito grande, ya que se planeaba usar solo el ATmega328P. Asimismo, se tuvo un problema con el módulo nRF24L01 que se solucionó haciendo un *shield* para el Arduino UNO; gracias a esto, funcionó la aplicación. Por lo tanto, ya no se necesitó el regulador de voltaje de 3.3 voltios ni el convertidor Buck, pues el Arduino UNO contó con pines de estos mismos voltajes. Por esta razón, solo se alimentó el Arduino UNO con una batería de 9 voltios y los motores con las baterías de 24 voltios.

Figura 17.

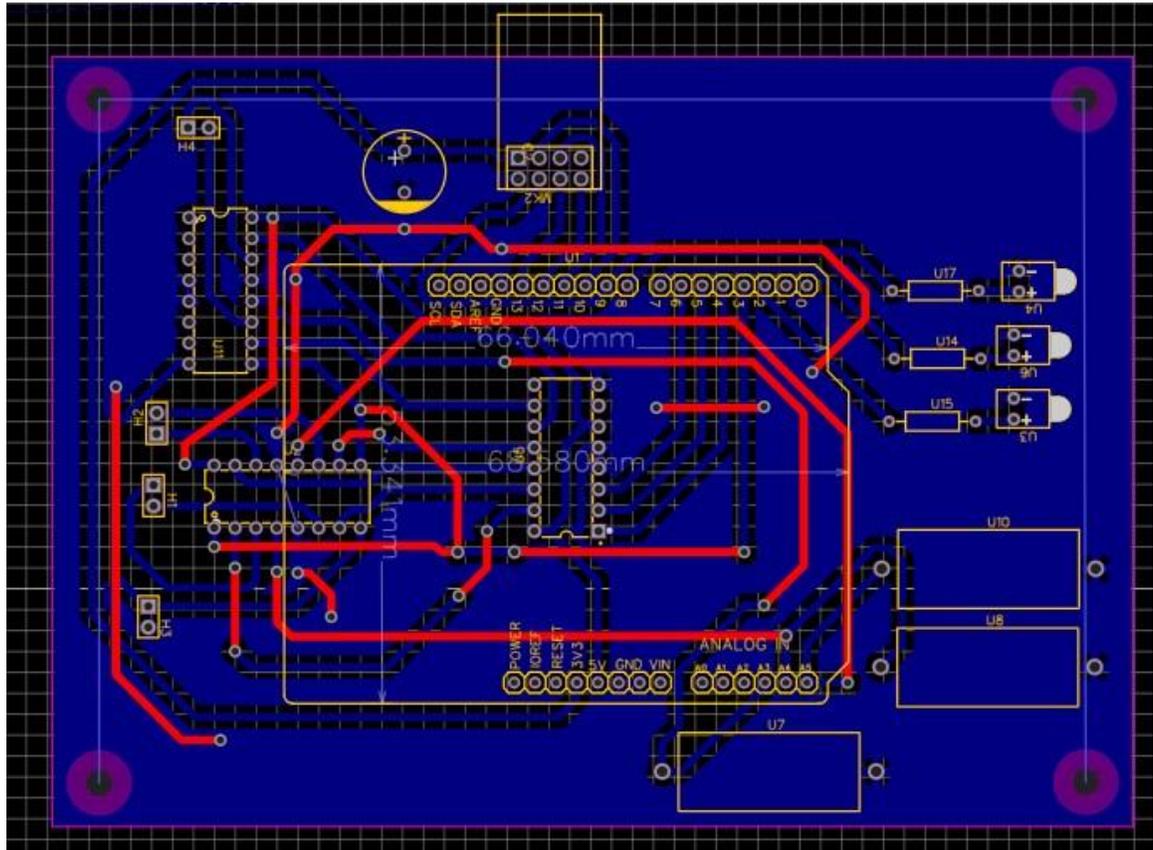
Tarjeta de circuito impreso 1.



Nota. Elaboración propia.

Figura 18.

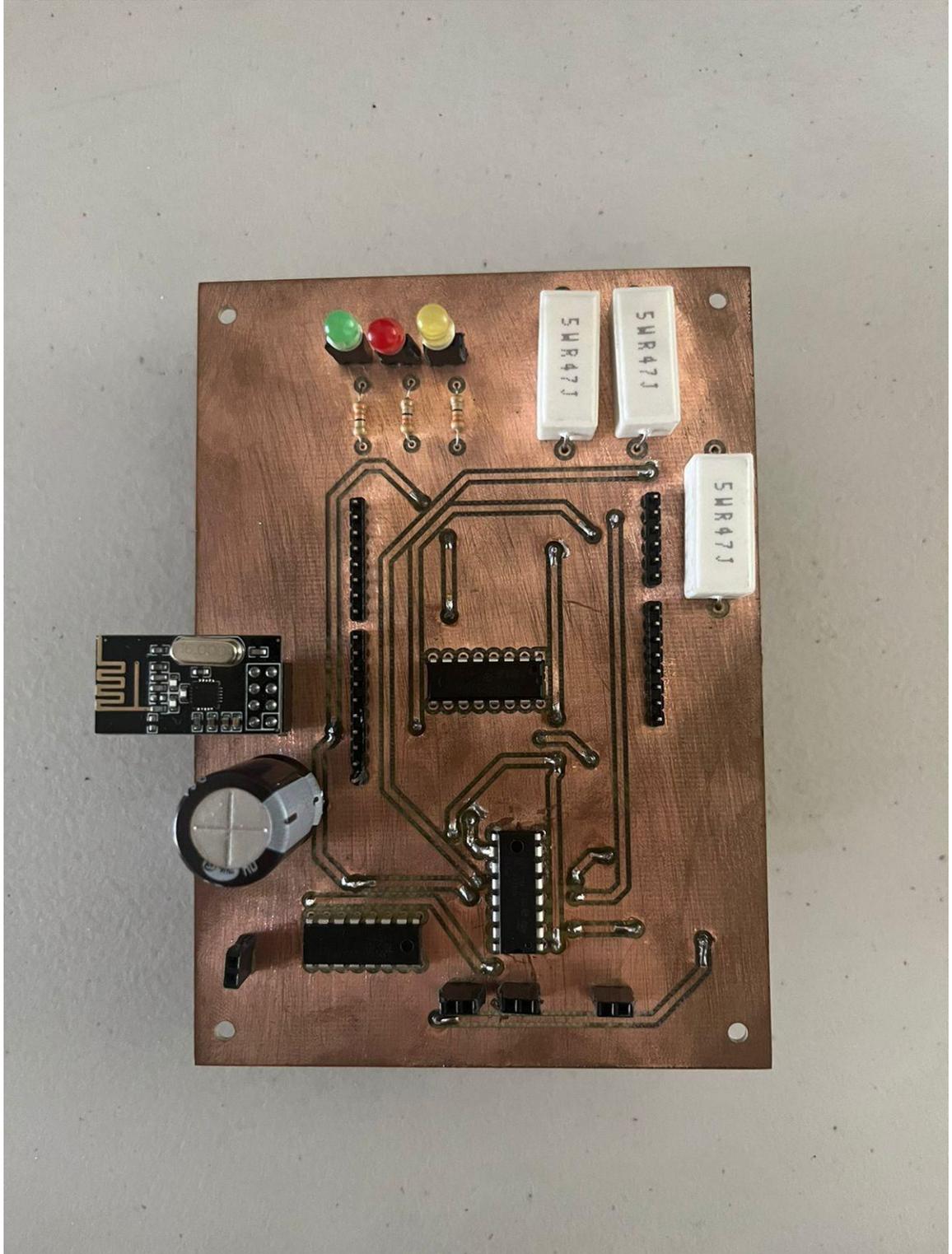
Tarjeta de circuito impreso 2.



Nota. Elaboración propia.

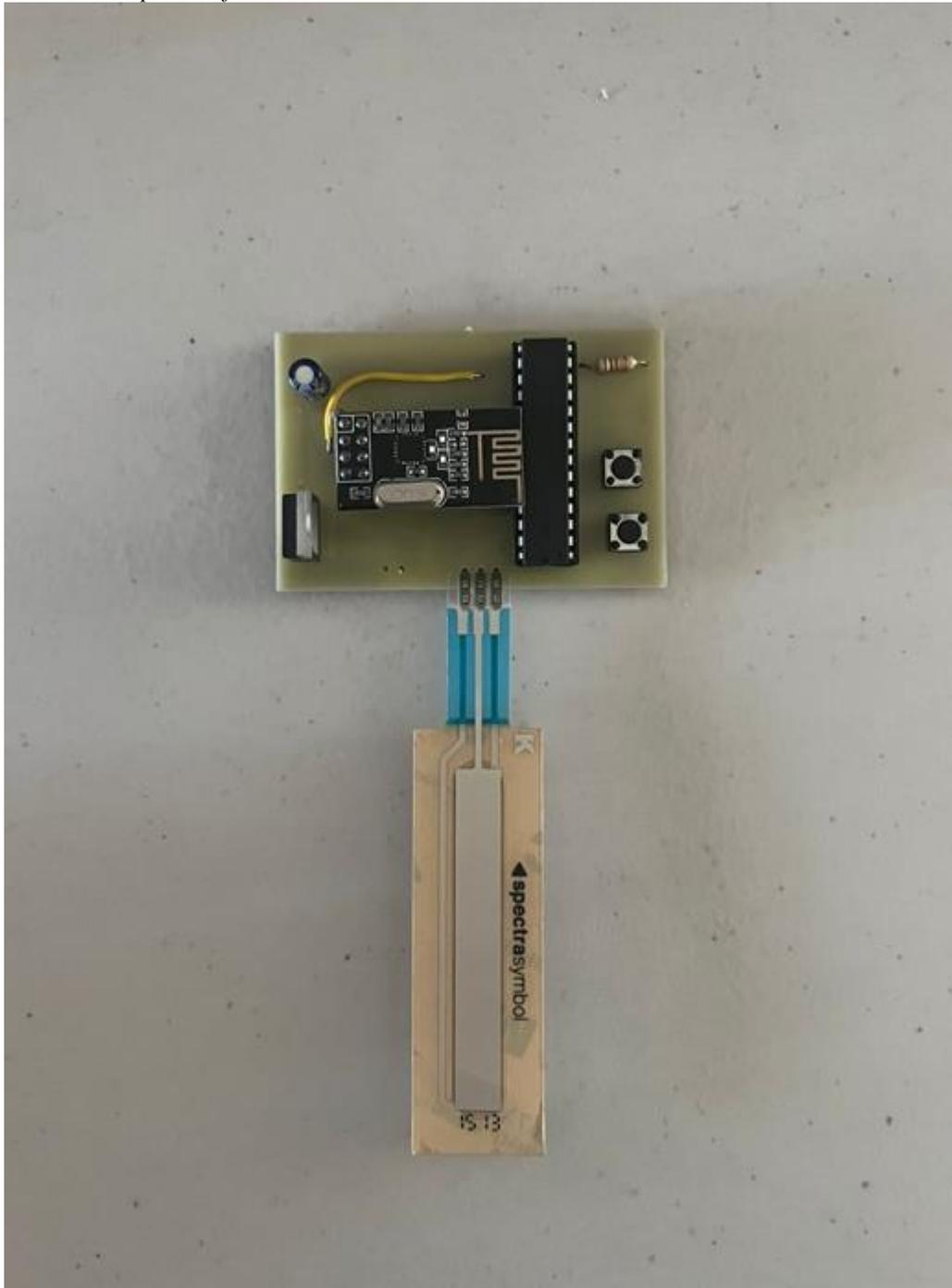
Figura 19.

Tarjeta de circuito impreso 1 fabricada.



Nota. Elaboración propia.

Figura 20.
Tarjeta de circuito impreso 2 fabricada.



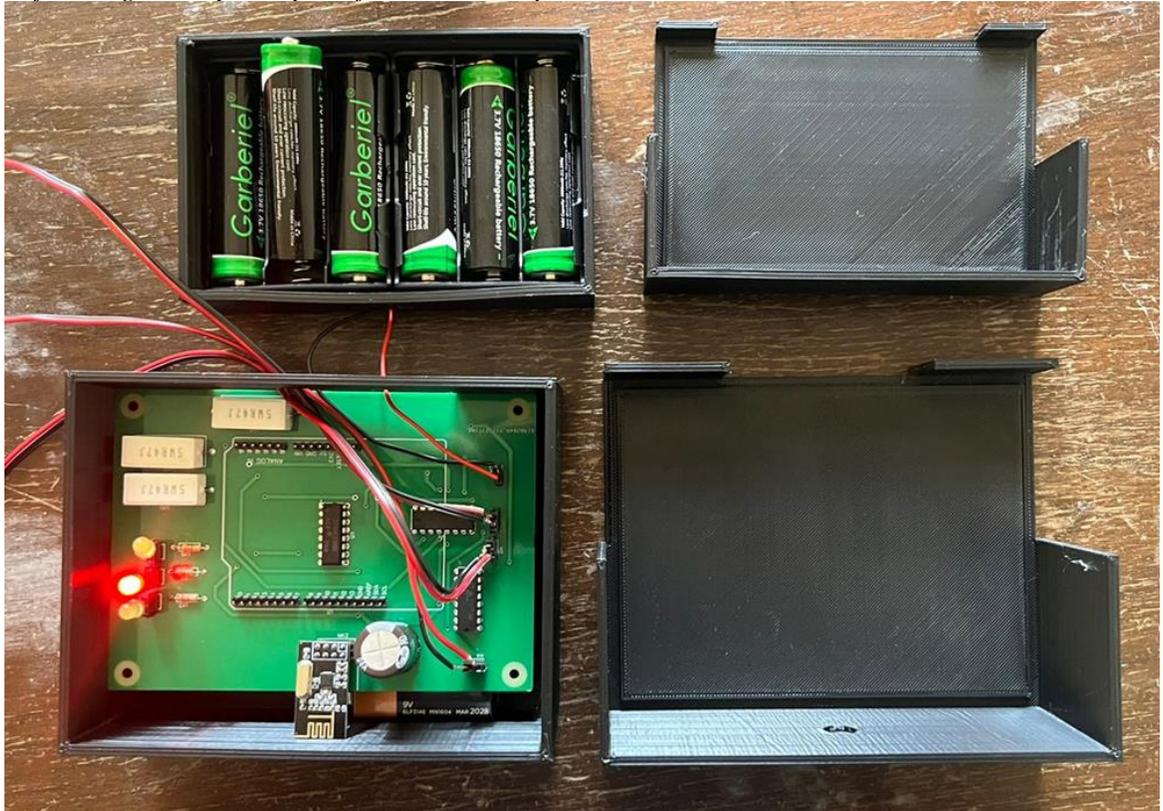
Nota. Elaboración propia.

Además, se diseñaron cajas para proteger los circuitos y las baterías (Figuras 21 y 22). Se hizo una cajafácil de abrir y cerrar para que el usuario pueda pedir asistencia para cambiar las baterías.

Cabe destacar que se diseñó una plantilla para una sandalia (Figuras 23 y 24) y así tener el circuito pequeño en el pie, con sus respectivas cajas, para que el usuario pueda caminar con el circuito con seguridad y facilidad. Los dos pines diseñados para presionar los botones se muestran en la Figura 23. Además, se puede ver cómo se acopla la plantilla a una sandalia (Figura 25).

Figura 21.

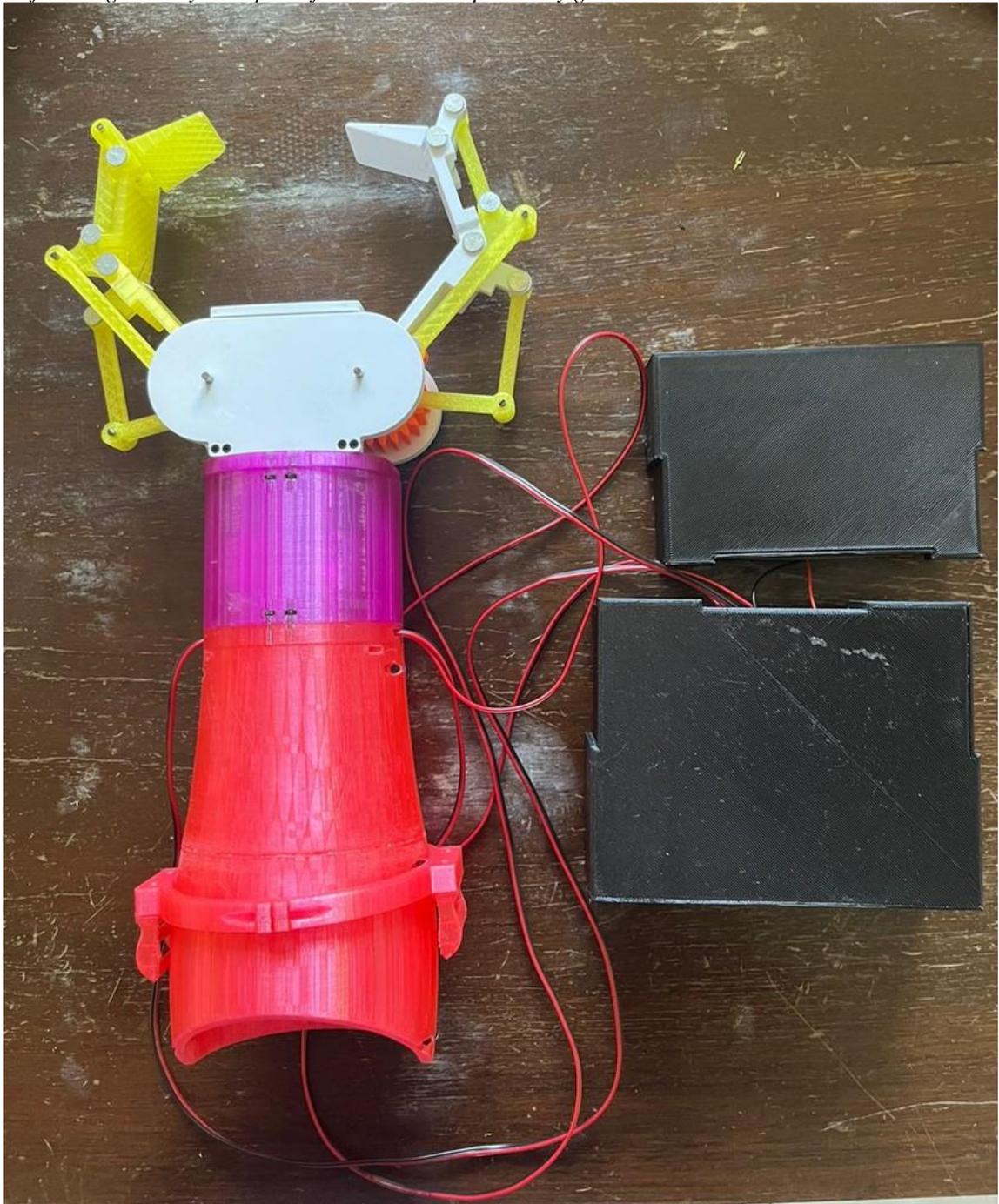
Caja de seguridad y transporte fabricada sin tapaderas.



Nota. Elaboración propia.

Figura 22.

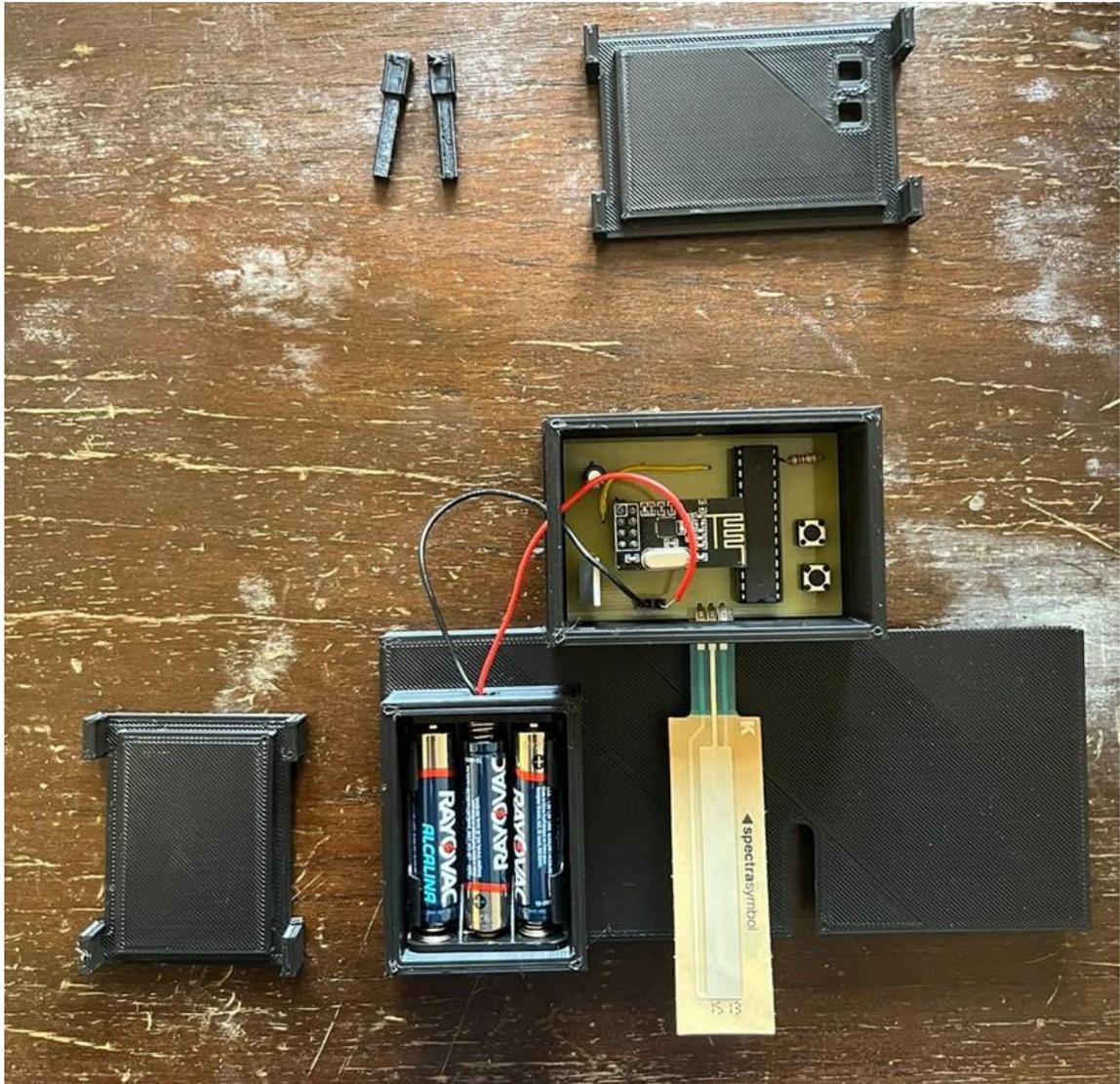
Caja de seguridad y transporte fabricada con tapaderas y garra.



Nota. Elaboración propia.

Figura 23.

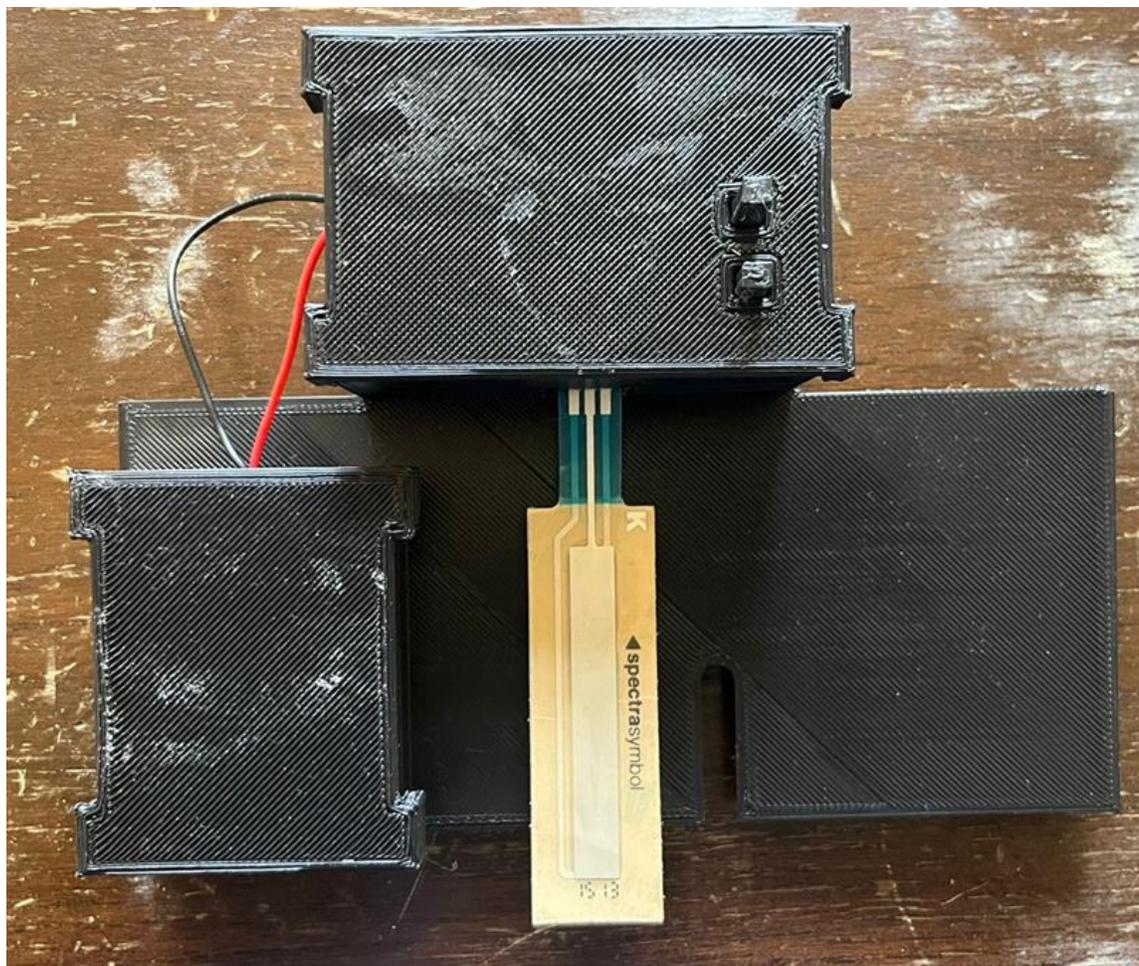
Plantilla con el circuito descubierto.



Nota. Elaboración propia.

Figura 24.

Plantilla con sus respectivas tapaderas ensambladas y pines.



Nota. Elaboración propia.

Figura 25.

Plantilla puesta en una sandalia.



Nota. Elaboración propia.

Interfaz sistema-paciente

Las interfaces de control facilitan la comunicación y la interacción entre el usuario y los sistemas de control. En este capítulo, se explica cómo se diseñó y se implementó una interfaz de control en la prótesis. Se trató de elaborarla de manera simple para que el usuario la comprenda fácilmente. Como se observa en la Figura 6 (pág. 18), el microcontrolador es el encargado de la interfaz sistema-paciente.

9.1. Pulsadores

El usuario debe tener facilidad para cambiar el modo de la prótesis. Así que se implementaron botones pulsadores para que pueda controlarla. Estos sirven para cambiar de modo de operación.

Los botones pulsadores están conectados al Arduino UNO de forma simple. Por otro lado, un pin del botón está conectado al pin *ground* del Arduino UNO y el otro a algún pin digital del Arduino UNO. Es importante resaltar que no se usó una resistencia en configuración *pull-up* o *pull-down*, ya que el mismo Arduino UNO tiene la habilidad de configurar sus pines digitales como *pull-up*.

En este proyecto, se usaron dos botones pulsadores. El primero sirve para cambiar el modo del que usuario y así mover la prótesis. El segundo reinicia la prótesis a su modo *stop* por si el usuario encuentra complicaciones al agarrar algún objeto o por si se desconfiguró algún sensor o actuador. Estos botones se ubicaron en el zapato del usuario.

9.2. Luces LED

El usuario debe saber qué hará con la prótesis. Por esta razón, se usaron luces LED para informarle qué está haciendo. Estas fueron montadas en la prótesis para que el usuario las vea.

Las luces se conectaron al Arduino UNO mediante resistencias de 330 Ω . Se prenden dependiendo de en qué modo se está. Se tiene por seguro que el Arduino UNO controla estas luces de manera precisa y asegura una respuesta inmediata a las órdenes del usuario.

A continuación, se muestra la configuración de luces LED prendidas (Tabla 6). Cabe recalcar que el usuario debe aprenderse estos modos y sus respectivas configuraciones de luces LED para mayor facilidad en el uso de la prótesis.

Tabla 6.

Configuración de luces LED según su modo.

Modo	Luz LED roja	Luz LED amarilla	Luz LED verde
Modo <i>stop</i>	Encendida	Apagada	Apagada
Modo motor general	Apagada	Apagada	Encendida
Modo motor secundario 1	Apagada	Encendida	Apagada
Modo motor secundario 2	Apagada	Encendida	Encendida
Modo agarre	Encendida	Encendida	Encendida
Modo <i>reset</i>	Titilante	Apagada	Apagada

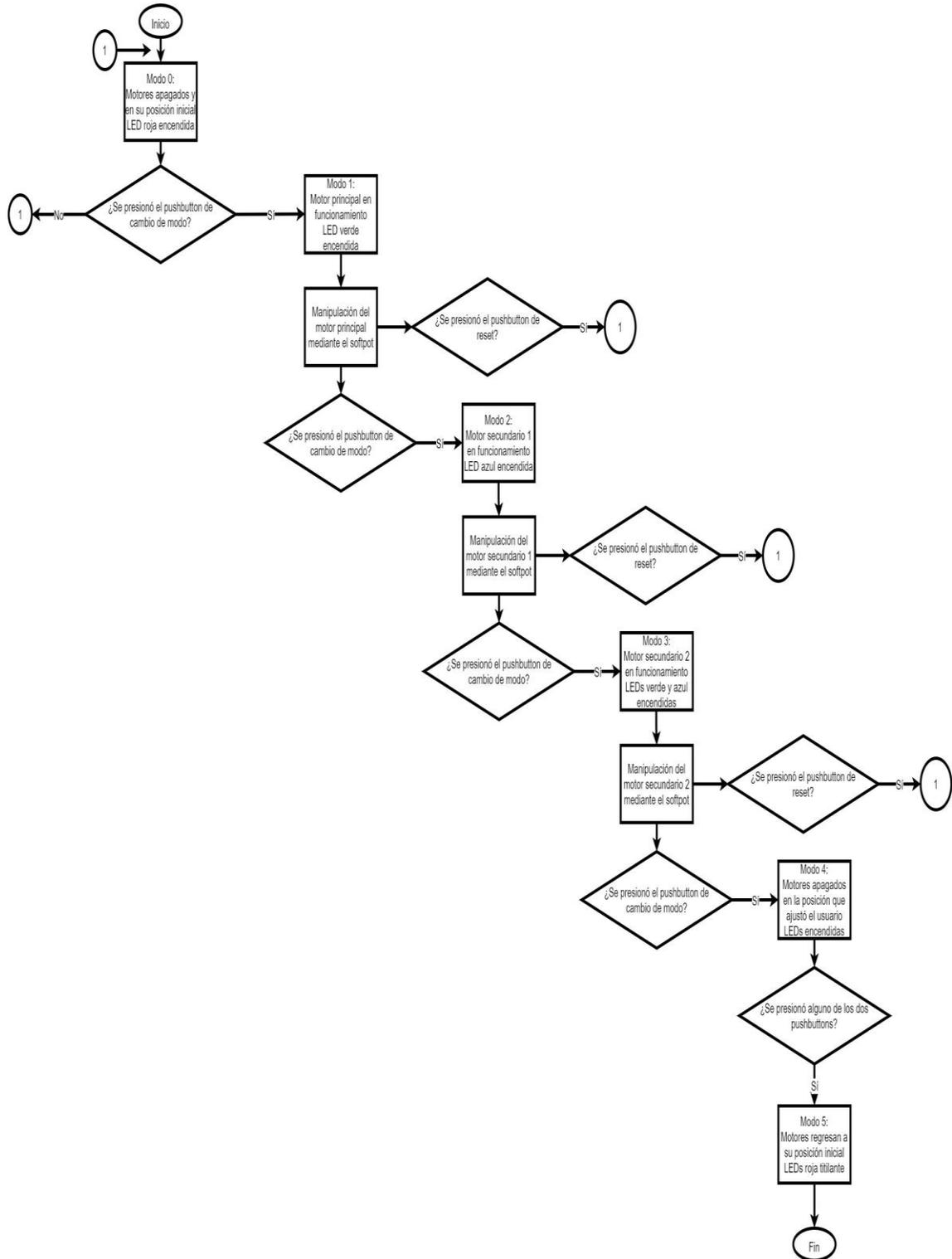
Nota. Elaboración propia.

9.3. Modos

A continuación, se muestra cómo se controla la prótesis, a la vez que se explican los diferentes modos configurados en la prótesis. Cabe mencionar que el usuario tiene la posibilidad de reiniciar la prótesis a su posición inicial en caso se confunda. La Figura 26 desarrolla el diagrama de flujo de cómo se debe comportar la prótesis según las decisiones del paciente.

Figura 26.

Diagrama de flujo.



Nota. Elaboración propia.

9.3.1. Modo 0: stop

En este modo, los motores están desactivados en su posición inicial. El usuario no podrá moverlos y el ADC no estará leyendo ningún valor de los sensores. Se pulsa un botón para cambiar los modos y otro para reiniciar por si se presenta alguna desconfiguración en el sistema. La luz LED roja estará encendida para informarlal usuario en qué modo está.

Figura 27.

Modo 0.



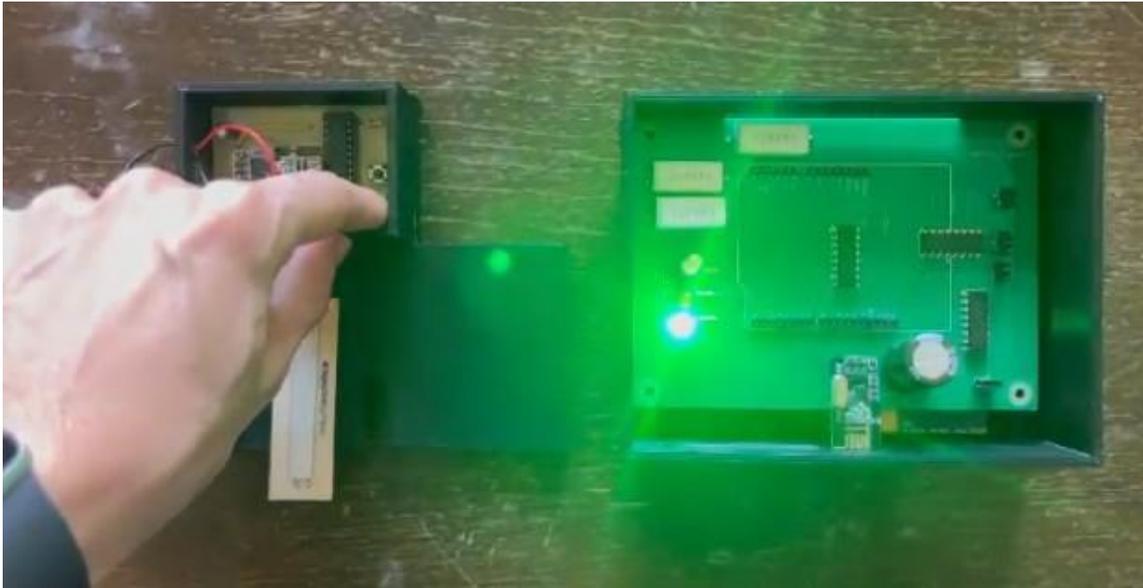
Nota. Elaboración propia.

9.3.2. Modo 1: motor general

En este modo, el motor central, el cual es el general, está en movimiento. El usuario debe accionarlo mediante el Softpot en el dedo gordo del pie y bloquearlo con el botón de cambio de modo para que el motor pare y no se mueva más la prótesis. También, se puede reiniciar pulsando el botón de reinicio por si el usuario se confunde o presenta alguna desconfiguración. La luz LED verde estará encendida para informar al usuario sobre el modo en el que se encuentra.

Figura 28.

Modo 1.



Nota. Elaboración propia.

9.3.3. Modos 2 y 3: motores secundarios 1 y 2

En este modo, los motores secundarios están en movimiento. El usuario debe accionarlos mediante el Softpot en el dedo gordo del pie y bloquearlos con el botón de cambio de modo. De igual forma, se puede reiniciar por si el usuario se confunde o presenta alguna desconfiguración. Las luces LED amarilla y verde estarán encendida para informar al usuario.

Figura 29.

Modo 2.



Nota. Elaboración propia.

Figura 30.

Modo 3.



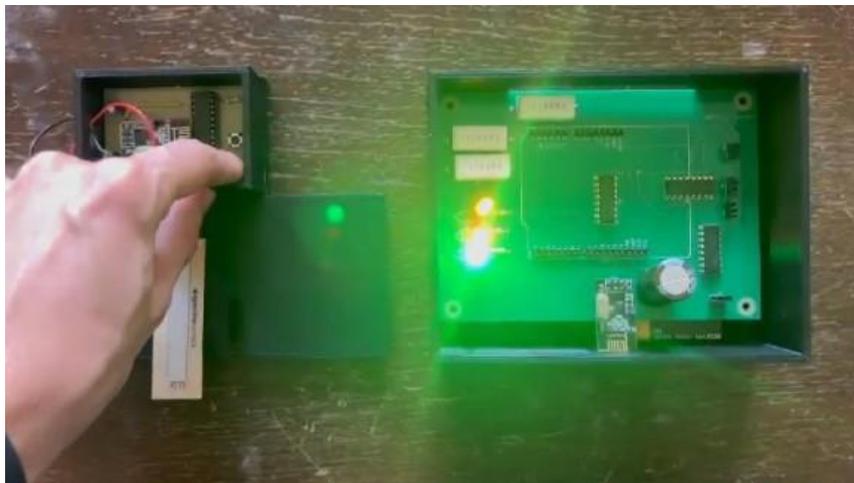
Nota. Elaboración propia.

9.3.4. Modo 4: agarre

En este modo, el usuario ha bloqueado la prótesis con la posición ajustada por sí mismo. Todas las luces LED se prenden para que sepa en qué modo está. También, se puede reiniciar por si se confunde o presenta alguna desconfiguración.

Figura 31.

Modo 4.



Nota. Elaboración propia.

9.3.5. Modo 5: *reset*

Este es más un modo temporal mientras la prótesis regresa a su posición inicial. Para alertar al usuario, la luz LED roja estará titilando.

1. Se logró realizar un sistema de control que recibe señales sin usar las manos.
2. Se determinó que el sensor adecuado para la adquisición de señales es Softpot.
3. Se seleccionó el microcontrolador por la cantidad de entradas y salidas tanto analógicas como digitales necesarias para el proyecto.
4. Se logró la medición de corriente mediante una resistencia shunt, usada por el motor, para detectar picos de corriente y así deshabilitar los motores con el fin de no ejercer excesiva presión en los objetos a agarrar.
5. Se implementó una comunicación estable y confiable con el chip nRF24L01 alcanzando un 98 % de éxito al mandar y recibir mensajes.
6. Se tuvo un sistema de alimentación portátil que puede mantener la prótesis en funcionamiento por más de doce horas.
7. Se realizó una interfaz de control fácil de entender para el usuario con componentes sencillos de obtener a bajo precio.
8. Se implementó el control de velocidad de movimiento de agarre de la prótesis.
9. Se diseñó un sistema de control de bajo costo con componentes de fácil obtención.
10. Se fabricaron cajas para proteger los circuitos y transportarlos con facilidad.

Recomendaciones

1. Se recomienda diseñar varias plantillas que se adapten a diferentes tallas de zapatos de cualquier usuario para esconder y proteger los componentes. Además, se debe de diseñar un sistema de seguridad de alto grado para que los circuitos impresos no entren en contacto con agua o polvo y así tengan un mayor tiempo de vida útil.
2. Se recomienda realizar pruebas con el sensor Foamy porque es una gran opción, pues es fácil de implementar y puede llegar a servir en otros proyectos que no requieran un gran presupuesto. Su versatilidad lo convierte en una herramienta valiosa para la comunidad de desarrollo tecnológico de la Universidad del Valle de Guatemala.
3. Se recomienda rediseñar las cajas para que sean de fácil acceso y cuenten con una manera en la que el usuario pueda cambiar las baterías sin asistencia. De esta forma, se favorecería su independencia.
4. Se recomienda no soldar el módulo nRF24L01 a la placa de circuito impreso, ya que se este se puede insertar en algunos pines hembra para evitar que se pierdan si el circuito no funciona. Sin embargo, al verificar el funcionamiento del circuito este ya se puede soldar a las placas de circuitos impresos.
5. Se recomienda editar la programación para disminuir la velocidad de agarre de la prótesis. Se aconseja realizarlo mediante las tomas de medición por la resistencia shunt y así, cuando se detecte un incremento en la corriente de los motores, se disminuya la velocidad para tener un mejor control de agarre.
6. Se recomienda mejorar la interfaz de control para que sea más intuitiva. Esto podría realizarse con una pantalla LCD o siete segmentos para que el usuario no tenga que recordarse de los modos y los patrones de luces LED.
7. Se recomienda buscar otros modos de operación, incluyen otro sensor para remplazar el Softpot. Si se planea usar este sensor, se debe darle un mejor uso a su valor analógico, ya que, por el momento, hay que presionar en los extremos del sensor para que los motores se muevan a velocidad máxima o mínima. Además, es necesario buscar una alternativa para los botones, ya sea poniéndolos en otra posición o cambiarlos por algún otro sensor, ya que, por ahora, el usuario debe de pararse en un pie para manipular la prótesis.

Referencias

- Berliner, A., Chacón, D., Delgado, D. & González, E. (2008). Prótesis biónica de una mano humana [tesis de licenciatura]. Universidad Del Valle de Guatemala.
- Blanca Pizarro, E. (2021). *Diseño de una prótesis para un brazo* [Tesis de licenciatura, Universitat Politècnica de Catalunya].
- Burgos, C. Q., & Albán, O. A. V. (2010, enero). Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres [Tesis de licenciatura].
- Cho, E., Chen, R., Merhi, L.-K., Xiao, Z., Pousett, B., & Menon, C. (2016). Force myography to control robotic upper extremity prostheses: A feasibility study. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2016.00018>
- García, J. F. G. (2020). Giroskopios y acelerómetros electrónicos para medición de velocidad angular de mecanismos [Tesis de licenciatura].
- Hernández Woc, E. I., del Cid Guzmán, J. O., Mérida Rodríguez, J. J., & colaboradores. (2017). Reingeniería de Megaproyecto Tomo 1 [Tesis de licenciatura, Universidad Del Valle de Guatemala].
- Mejía Espinosa, J. G., & Zapata, C. A. (2015). Diseño eléctrico módulo servomotor [Tesis de licenciatura].
- Molina, P., & Wladimir, L. (2018). Implementación de una prótesis robótica micro controlada, utilizando sensores myo y Arduino [Tesis de licenciatura, Universidad de Quito].
- Olivares Garcés, D. (2018). Estudio e implementación de algoritmos para la estimación de la posición mediante sistemas inerciales con Arduino [Tesis doctoral, Universitat Politècnica de València].
- Osejos Valencia, D. E. (2022). Sistema electrónico de evaluación de fuerza de prensión del miembro superior-dedos con la ayuda de sensores de fuerza resistivos [Tesis de licenciatura].
- Parra Horta, J., Manios Quevedo, J. F., & colaboradores. (2021). Prototipo de prótesis de mano robótica controlada por señales mioeléctricas [Tesis de licenciatura, Universidad Antonio Nariño].
- Pavón Barrero, G. (2018). Implementación de un sistema Data Muling Industrial para Arduino

[Tesis de licenciatura].

Real Academia Española. (s.f.). Diccionario de la lengua española. <https://dle.rae.es>

Romano, L., & Vial, A. (2017). Sistema de control de personal por RFID [Tesis de licenciatura].

