



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE GUAYAQUIL
CARRERA DE MECATRÓNICA

**DESARROLLO DE UN GUANTE VESTIBLE QUE PERMITA EL
CONTROL A DISTANCIA DE UNA PRÓTESIS DE MANO
PERSONALIZADA UTILIZANDO SENSORES DE FLEXIÓN Y
PRESIÓN**

Trabajo de titulación previo a la obtención del
Título de Ingeniero en Mecatrónica

AUTORES: Alan Guillermo Caiza Quinde
Luigi Fransheco Herrera Chango
TUTOR: Michelle de los Ángeles Cárdenas Ibáñez

Guayaquil - Ecuador
2025

Michelle de los Angeles Cardenas
[Signature]
27/08/2025
18:50

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Alan Guillermo Caiza Quinde** con documento de identificación N° **0927111211** y **Luigi Fransheco Herrera Chango** con documento de identificación N° **0952873834**; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo.

Guayaquil, agosto del año 2025

Atentamente,



Alan Guillermo Caiza Quinde
0927111211



Luigi Fransheco Herrera Chango
0952873834

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, **Alan Guillermo Caiza Quinde** con documento de identificación N° **0927111211** y **Luigi Fransheco Herrera Chango** con documento de identificación N° **0952873834** expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del **Dispositivo Tecnológico: DESARROLLO DE UN GUANTE VESTIBLE QUE PERMITA EL CONTROL A DISTANCIA DE UNA PRÓTESIS DE MANO PERSONALIZADA UTILIZANDO SENSORES DE FLEXIÓN Y PRESIÓN**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, agosto del año 2025

Atentamente,

Alan Guillermo Caiza Quinde
0927111211

Luigi Fransheco Herrera Chango
0952873834

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Michelle de los Ángeles Cardenas Ibañez**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DESARROLLO DE UN GUANTE VESTIBLE QUE PERMITA EL CONTROL A DISTANCIA DE UNA PRÓTESIS DE MANO PERSONALIZADA UTILIZANDO SENSORES DE FLEXIÓN Y PRESIÓN**, realizado por **Alan Guillermo Caiza Quinde** con documento de identificación N° 0927111211 y por **Luigi Fransheco Herrera Chango** con documento de identificación N° 0952873834, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción **Dispositivo Tecnológico** que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, agosto del año 2025

Atentamente,



Ing. Michelle de los Ángeles Cárdenas Ibañez

DEDICATORIA

En primer lugar quiero dedicar a Dios este gran logro, por ser la guía en mi vida y darme fortaleza en los momentos de dificultad y llenarme de esperanza para seguir adelante, su guía ha sido luz en los momentos de incertidumbre.

A mis padres el Ing. Luis Caiza Chaglia y la Ab. Shirley Quinde , quienes con su amor incondicional, sacrificios y enseñanzas han sido el pilar fundamental a lo largo de este gran camino. Todo lo que soy y lo que he logrado es gracias a ustedes, por su apoyo incondicional y sus constantes motivaciones para no rendirme. A mi hermana, Lcda. Arelys Caiza Quinde quien con su compañía y consejos han enriquecido este camino, recordándome la importancia de la familia y la unión. A ustedes les dedico con gratitud este logro que marca el inicio de una nueva etapa en mi vida. De manera muy especial, a la memoria de mi tío Wilmer Quinde, quien en vida me motivó, me aconsejó, me inspiró a perseverar en este camino. Aunque ya no esté presente físicamente, su recuerdo permanece como una fuente de fortaleza y gratitud en la consecución de este logro.

Alan Guillermo Caiza Quinde

A quienes caminaron conmigo en este proceso, no solo como compañeros de estudio, sino como hermanos de vida. A mis amigos, que con su compañía, paciencia y palabras de aliento hicieron de este trayecto algo más que un desafío académico: lo convirtieron en una experiencia compartida llena de aprendizajes y memorias imborrables. Dedico también este logro a quienes, con pequeños gestos de apoyo y ánimo, me recordaron que nunca estuve solo en el camino. Cada conversación, cada consejo y cada instante compartido fueron el motor que me impulsó a seguir adelante.

Este trabajo no es únicamente un reflejo de mi esfuerzo, sino también de la fuerza que encontré en cada una de esas personas especiales que me brindaron su mano en los momentos en que más lo necesité.

Luigi Fransheco Herrera Chango

AGRADECIMIENTO

Mi agradecimiento es para todas las personas que de diversas maneras contribuyeron y aportaron a la realización de este objetivo.

A mi familia, en especial a mis padres, quienes con su amor, sacrificio y apoyo incondicional han sido el motor más grande en mi formación personal y profesional. Con sus palabras de aliento, su dedicación y paciencia, me ayudaron a perseverar constantemente en este camino, recordándome que con determinación y esfuerzo ningún objetivo es inalcanzable. Gracias por ser mi impulso para no rendirme ante cualquier adversidad.

A mis compañeros de carrera: Anthony Torres, Erika Calle, Joseph Gómez, Pedro López, Israel De La Puente, Luiggi Herrera y Ángel Pico. Su presencia y apoyo constante, tanto en lo académico como en lo personal, fueron un pilar esencial. Gracias a ustedes las risas y la motivación nunca faltaron hasta la culminación de esta carrera. A mis compañeros de trabajo, por su apoyo permanente, por motivarme a crecer profesionalmente y por brindarme la inspiración necesaria para seguir esforzándome cada día. Su compañía hizo mucho más llevadero este trayecto. A los ingenieros y docentes que me acompañaron durante mi formación académica, quienes me brindaron las herramientas necesarias para crecer profesionalmente, mi gratitud sincera.

A todos quienes, de una u otra manera, han sido parte de esta etapa, expreso mi más profundo agradecimiento.

Alan Guillermo Caiza Quinde

En primer lugar, agradezco profundamente a Dios, fuente de mi vida, fortaleza y esperanza. Su guía constante, su amor infinito y su presencia en cada paso de mi camino me han dado la fe necesaria para superar las pruebas y la certeza de que todo esfuerzo con humildad y perseverancia tiene su recompensa.

A mis padres, el Msc. Eduardo Mario Herrera Guillén y la Msc. Celeste Mercedes Chango Germán, les debo este logro y cada uno de los avances alcanzados en mi vida. Su amor incondicional, sacrificio, ejemplo y apoyo constante han sido el pilar que me ha sostenido en los momentos difíciles y la motivación que me impulsó a nunca rendirme. Gracias por enseñarme que los sueños se alcanzan con esfuerzo, disciplina y fe, y por ser siempre mi mayor inspiración.

Este triunfo no es solo mío, sino también de ustedes, porque cada palabra de aliento, cada sacrificio silencioso y cada gesto de amor me han permitido llegar hasta aquí. A ustedes les dedico este logro con todo mi corazón.

Luiggi Fransheco Herrera Chango

RESUMEN

Este proyecto se enfoca en el desarrollo innovador de un guante vestible diseñado específicamente para el control a distancia de una prótesis de mano personalizada. Lo primordial de esta tecnología radica en la integración de sensores de flexión y presión directamente en el guante. Estos sensores son cruciales, ya que permiten capturar con precisión los movimientos ejercida por los dedos del usuario.

Dicha información es traducida en comandos específicos que controlan de forma remota la prótesis, ofreciendo una interacción. El principal objetivo de este proyecto es proporcionar una solución intuitiva para personas que utilizan prótesis de mano, lo que les permite mejorar significativamente su capacidad de manipulación y, en consecuencia, su calidad de vida. El diseño del guante y de todo el sistema de control se ha desarrollado con un fuerte énfasis en la personalización, asegurando que se adapte perfectamente a las necesidades únicas de cada usuario y a las características específicas de su prótesis.

Palabras claves: Guante vestible, control a distancia, prótesis de mano.

ABSTRACT

This project focuses on the innovative development of a wearable glove specifically designed for the remote control of a custom hand prosthesis. The primary aspect of this technology lies in the integration of flexion and pressure sensors directly into the glove. These sensors are crucial, as they allow for the precise capture of movements exerted by the user's fingers.

This information is then translated into specific commands that remotely control the prosthesis, offering seamless interaction. The main objective of this project is to provide an intuitive solution for individuals who use hand prostheses, allowing them to significantly improve their manipulation capabilities and, consequently, their quality of life. The design of both the glove and the entire control system has been developed with a strong emphasis on personalization, ensuring it perfectly adapts to the unique needs of each user and the specific characteristics of their prosthesis.

Keywords: Wearable glove, remote control, hand prosthesis.

ÍNDICE

| | | |
|-------------|---|----|
| I. | INTRODUCCIÓN | 1 |
| II. | PROBLEMA | 2 |
| III. | JUSTIFICACIÓN | 3 |
| IV. | OBJETIVOS | 4 |
| IV-A. | Objetivo general | 4 |
| IV-B. | Objetivos específicos | 4 |
| V. | FUNDAMENTOS TEÓRICOS | 5 |
| V-A. | Arduino NANO | 5 |
| V-B. | Módulo bluetooth HC-06 | 6 |
| V-C. | Servo MG90S | 7 |
| V-D. | Sensor flex 2.2 | 8 |
| V-E. | Sensor de fuerza | 9 |
| V-F. | Integrado LM324N | 10 |
| V-G. | Capacitores | 11 |
| V-H. | Regulador de voltaje | 12 |
| V-I. | Baquelita | 13 |
| V-J. | Resistencia | 14 |
| V-K. | Impresión FDM 3D | 15 |
| V-L. | Filamento para impresión en 3D PETG | 16 |
| V-M. | Resina para impresión creality | 17 |
| V-N. | Alginato | 18 |
| V-Ñ. | Silicón | 19 |
| V-O. | SLA - Creality Halot One | 20 |
| V-P. | Escaner 3D | 21 |
| V-Q. | Batería recargable | 21 |
| V-R. | Software de diseño cad Solidworks | 22 |
| VI. | MARCO METODOLÓGICO | 23 |
| VI-A. | ELABORACIÓN DE LA PRÓTESIS | 24 |
| VI-A1. | Diseño de la prótesis | 24 |
| VI-A2. | Impresión de la prótesis | 24 |
| VI-A3. | Ensamblaje de la prótesis | 25 |
| VI-A4. | Diagrama electrónico de la prótesis | 26 |
| VI-A5. | Placa de circuito impreso de la prótesis | 28 |
| VI-A6. | Programación de la prótesis | 28 |
| VI-A7. | Análisis de fuerza en la prótesis | 30 |
| VI-A8. | Análisis de flexión en la prótesis | 31 |
| VI-B. | ELABORACIÓN DEL GUANTE | 32 |
| VI-B1. | Escaneo 3D de la Extremidad Izquierda | 32 |
| VI-B2. | Programación de filtro de los sensores flex | 34 |
| VI-B3. | Calibración de los Sensores flex | 35 |
| VI-B4. | Diagrama Electrónico del guante | 37 |
| VI-B5. | Placa de circuito impreso del guante | 39 |
| VI-B6. | Programación del guante | 39 |
| VI-B7. | Análisis de fuerza en el guante | 42 |

| | |
|--|----|
| VII. RESULTADOS | 43 |
| VII-A. Estudio de la flexibilidad del guante | 43 |
| VII-B. Pruebas de agarre | 44 |
| VII-C. Análisis de comparación de fuerza | 45 |
| VII-D. Análisis de comparación de flexión | 46 |
| VIII. CONCLUSIONES | 47 |
| IX. RECOMENDACIONES | 48 |
| X. CRONOGRAMA | 49 |
| XI. PRESUPUESTO | 50 |
| Anexo A: ELABORACIÓN DE LA PRÓTESIS | 51 |
| Anexo B: ELABORACIÓN DEL GUANTE | 54 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | | |
|-----|--|----|
| 1. | Arduino NANO [12]. | 5 |
| 2. | Módulo bluetooth [14]. | 6 |
| 3. | Servo MGG90S [16] | 7 |
| 4. | Sensor flex 2.2 [18]. | 8 |
| 5. | Sensor de fuerza [20]. | 9 |
| 6. | Integrado LM324N [22] | 10 |
| 7. | Condesadores [24] | 11 |
| 8. | Regulador de voltaje [22] | 12 |
| 9. | Baquelita [27] | 13 |
| 10. | Resistencia 10k [29]. | 14 |
| 11. | Impresión FDM 3D. Elaborado por autores. | 15 |
| 12. | Pieza impresa por filamento en PETG. Elaborado por autores. | 16 |
| 13. | Resina para la impresión [34]. | 17 |
| 14. | Material para el molde del guante [36] | 18 |
| 15. | Silicón [38] | 19 |
| 16. | SLA - Creality Halot One [40] | 20 |
| 17. | Escaner 3D [41] | 21 |
| 18. | Batería recargable 18650 5800mAh 7.4V pila-litio [42] | 21 |
| 19. | Software de diseño CAD Solidworks [43]. | 22 |
| 20. | Diagrama de flujo del Proyecto. Elaborado por autores. | 23 |
| 21. | Diseño de los dedos de la prótesis. Elaborado por autores | 24 |
| 22. | Impresión de los dedos de la prótesis. Elaborado por autores | 24 |
| 23. | Impresión de la palma de la prótesis. Elaborado por autores | 25 |
| 24. | Ensamblaje de los dedos de la prótesis. Elaborado por autores | 25 |
| 25. | Diagrama electrónico de la prótesis. Elaborado por autores | 26 |
| 26. | Diagrama electrónico de la prótesis. Elaborado por autores | 27 |
| 27. | Esquemático de la prótesis. Elaborado por autores | 28 |
| 28. | Código de la prótesis. Elaborado por autores | 28 |
| 29. | Código de la prótesis. Elaborado por autores | 29 |
| 30. | Código de la prótesis. Elaborado por autores | 29 |
| 31. | Valores de los sensores de fuerza de la prótesis. Elaborado por autores | 30 |
| 32. | Gráfica de valores de los sensores de fuerza de la prótesis. Elaborado por autores | 30 |
| 33. | Ángulos de la prótesis [45]. | 31 |
| 34. | Ángulos de la prótesis | 31 |
| 35. | Escaneo de la mano de la extremidad. Elaborado por autores | 32 |
| 36. | Curación del molde guante. Elaborado por autores | 32 |
| 37. | Impresión del molde guante. Elaborado por autores | 33 |
| 38. | Elaboración del guante. Elaborado por autores | 33 |
| 39. | Código para el sensor flex. Elaborado por autores | 34 |
| 40. | Código para el sensor flex. Elaborado por autores | 34 |
| 41. | Código para el sensor flex. Elaborado por autores | 35 |
| 42. | Datos de calibración. Elaborado por autores | 35 |
| 43. | Calibración de la prótesis. Elaborado por autores | 36 |
| 44. | Calibración de la prótesis. Elaborado por autores | 36 |
| 45. | Calibración de la prótesis. Elaborado por autores | 37 |
| 46. | Bloque de control del guante. Elaborado por autores | 37 |
| 47. | Conexión de los sensores flex del guante. Elaborado por autores | 38 |
| 48. | Bloque del filtrado del guante. Elaborado por autores | 38 |
| 49. | Placa de circuito impreso del guante. Elaborado por autores | 39 |

| | | |
|-----|--|----|
| 50. | Código del guante. Elaborado por autores | 39 |
| 51. | Código del guante en void set up. Elaborado por autores | 40 |
| 52. | Código del guante en void loop. Elaborado por autores | 40 |
| 53. | Código del guante en void loop. Elaborado por autores | 41 |
| 54. | Código del guante en void loop. Elaborado por autores | 41 |
| 55. | Análisis de datos del sensor de fuerza en el guante. Elaborado por autores | 42 |
| 56. | Análisis de datos del sensor de fuerza en el guante. Elaborado por autores | 42 |
| 57. | Análisis de los datos de oscilación. Elaborado por autores | 43 |
| 58. | Análisis de la comparación de señales | 43 |
| 59. | Demostración del agarre . Elaborado por autores | 44 |
| 60. | Demostración del agarre de la palma. Elaborado por autores | 44 |
| 61. | Tabla de datos de los sensores de fuerza del guante y prótesis. Elaborado por autores | 45 |
| 62. | Gráfica de los sensores de los sensores de fuerza del guante y prótesis. Elaborado por autores | 45 |
| 63. | Tabla de datos de los sensores de flexión del guante y prótesis. Elaborado por autores | 46 |
| 64. | Gráfica de los sensores de flexión del guante y prótesis. Elaborado por autores | 46 |
| 65. | Impresión de la mano, elaborado por autores | 51 |
| 66. | Impresión de la mano, elaborado por autores | 52 |
| 67. | Impresión de la palma, elaborado por autores | 53 |
| 68. | Esacaneo de la mano, elaborado por autores. | 54 |
| 69. | Diseño del guante, elaborado por autores. | 55 |
| 70. | Diseño del guante, elaborado por autores. | 56 |
| 71. | Molde de la mano, elaborado por autores. | 57 |
| 72. | Baquelitas para los componentes electrónicos, elaborado por autores. | 58 |
| 73. | Baquelitas para los componentes electrónicos, elaborado por autores. | 59 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | | |
|-----|-----------------------|----|
| I. | Cronograma | 49 |
| II. | Presupuesto | 50 |

I. INTRODUCCIÓN

Este proyecto presenta el desarrollo innovador de un guante vestible diseñado para controlar una prótesis de mano personalizada a distancia. La esencia de esta investigación implica la integración de sensores especializados de flexión y presión dentro del guante, lo que permite la detección de los movimientos de los dedos. Estos datos sensoriales cruciales se utilizarán luego para implementar un sistema robusto de adquisición y transmisión para el control inalámbrico de la prótesis personalizada. La funcionalidad y eficacia del prototipo desarrollado serán rigurosamente validadas a través de ensayos experimentales, centrándose en los movimientos más representativos de agarre tipo pinza y palmar, para asegurar una solución altamente intuitiva y efectiva para los usuarios.

Numerosas investigaciones han explorado enfoques similares para mejorar el control protésico. Un trabajo relevante es la tesis de “Diseño y Construcción de un Guante Biónico para Rehabilitación de Mano Basado en Sensores Flexibles”(Universidad Politécnica de Valencia, 2018). Si bien su enfoque principal es la rehabilitación, esta investigación demuestra la viabilidad de usar sensores de flexión para mapear movimientos de la mano y transferirlos a un sistema externo, sentando bases importantes para el control de dispositivos robóticos. Su metodología en la calibración y el procesamiento de señales de flexión ofrece un precedente valioso para la precisión requerida en el control protésico [1].

Otro antecedente significativo se encuentra en el artículo “Myoelectric Control of Prosthetic Hands: Current State and Future Trends”(Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2020), que, aunque se centra en el control mioeléctrico, subraya la importancia de las interfaces intuitivas y la necesidad de superar las limitaciones en la manipulación fina. Este estudio resalta cómo la integración de múltiples tipos de sensores, como los de presión, esté podría complementar las señales mioeléctricas para lograr un control más robusto y versátil, similar a la combinación que se propone para el proyecto, para una experiencia de usuario mejorada y más completa [2].

Este proyecto busca mejorar la autonomía y calidad de vida de la persona con prótesis de mano. Al desarrollar un guante vestible innovador con sensores de flexión y presión, se ofrece un control remoto más intuitivo y personalizado. Esto permite al usuario interactuar con su entorno de forma más natural, facilitando su inclusión y bienestar diario.

II. PROBLEMA

La amputación de miembros representa una significativa pérdida funcional, con un acceso limitado a prótesis a nivel global, estimado entre 5 a 15 % [3]. En Ecuador, y particularmente en ciudades como Guayaquil, las barreras económicas y las limitaciones en la infraestructura de salud probablemente restringen aún más el acceso a estas tecnologías esenciales para una población considerable. Esta necesidad insatisfecha subraya la importancia de desarrollar soluciones protésicas innovadoras y accesibles, como el prototipo vestible con sensores para el control a distancia de una prótesis personalizada propuesto en esta investigación, con el objetivo de mejorar la calidad de vida de las personas en la región.

Las prótesis de mano convencionales, e incluso algunas de las más avanzadas, a menudo presentan limitaciones significativas en la fuerza y la precisión del agarre. Esto se traduce en dificultades para realizar tareas cotidianas que requieren una sujeción firme y controlada de objetos de diferentes tamaños, formas y pesos. La incapacidad de modular la fuerza de agarre de manera adecuada puede llevar a la caída de objetos frágiles por una presión insuficiente o al daño de objetos delicados por una fuerza excesiva. Además, la falta de retroalimentación sensorial precisa dificulta la manipulación fina y la ejecución de movimientos complejos de la mano [4].

Un desafío crítico en el control de prótesis es la latencia o el retraso entre la intención del usuario de realizar un movimiento y la ejecución real de ese movimiento por parte de la prótesis. Esta demora, aunque pueda ser de fracciones de segundo, puede afectar significativamente la fluidez y la naturalidad de los movimientos. La latencia dificulta la realización de tareas que requieren una respuesta rápida y coordinada, como atrapar un objeto que cae o reaccionar a estímulos inesperados. Además, una alta latencia puede generar una sensación de desconexión entre el usuario y su prótesis, disminuyendo la sensación de control y la inmersión en la tarea [5].

La rehabilitación después de una amputación es un proceso crucial para la adaptación a la prótesis y la recuperación funcional. Los métodos tradicionales de rehabilitación a menudo se centran en ejercicios repetitivos y en la compensación por la extremidad perdida. Sin embargo, pueden no abordar completamente el dolor fantasma, la propiocepción alterada y la reintegración mental de la extremidad protésica. Existe una necesidad de explorar métodos de rehabilitación innovadores y personalizados que fomenten una mejor integración neuromuscular y una mayor aceptación de la prótesis [6].

III. JUSTIFICACIÓN

Es fundamental abordar las limitaciones de las prótesis de mano actuales. Presentan deficiencias significativas en la fuerza y precisión del agarre, dificultando tareas cotidianas cruciales. La falta de modulación intuitiva causa la caída o daño de objetos delicados. Además, la escasa retroalimentación sensorial impide la manipulación fina. Mejorar esto es vital para la autonomía y calidad de vida del usuario [7] [8].

La reducción de la latencia es esencial para lograr un control protésico más intuitivo y eficiente. Un sistema de control con una respuesta rápida y precisa que permite al usuario realizar movimientos más naturales y coordinados, mejorando su capacidad para interactuar con el entorno de manera espontánea y segura. Minimizar la latencia contribuye a una mayor sensación de propiedad sobre la prótesis y a una experiencia de usuario más satisfactoria [9] [10].

El método de rehabilitación del espejo ha demostrado ser una técnica prometedora para abordar el dolor fantasma y mejorar la función motora en personas con amputaciones. Esta técnica consiste en utilizar un espejo para crear una ilusión visual de la extremidad ausente, reflejando el movimiento de la extremidad sana. Se cree que esta ilusión visual activa áreas del cerebro relacionadas con la extremidad perdida, lo que puede reducir el dolor fantasma y facilitar la reaprendizaje motor [11].

IV. OBJETIVOS

IV-A. Objetivo general

Desarrollar un guante vestible que permita el control a distancia de una prótesis de mano personalizada utilizando sensores de flexión y presión.

IV-B. Objetivos específicos

- Diseñar un guante vestible que detecte la flexión y presión ejercida por los dedos mediante sensores.
- Implementar un sistema de adquisición y transmisión para el control inalámbrico de la prótesis personalizada.
- Validar la funcionalidad del prototipo mediante pruebas experimentales de movimientos de agarre tipo pinza y palmar.

V. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

V-A. *Arduino NANO*

Es una placa de desarrollo compacta que funciona como un microcontrolador programable. Se basa en el chip ATmega328P y su principal tarea es ejecutar el código que le cargas. Este programa le permite procesar las señales de entrada de los sensores y, basándose en la lógica que has definido, enviar señales de salida para controlar los actuadores. Esencialmente, es el cerebro del proyecto [12].

A diferencia de otras placas, el Arduino Nano se puede colocar directamente en una protoboard, lo que simplifica mucho el montaje de circuitos sin necesidad de soldar. Usa el mismo microcontrolador ATmega328P que el Arduino Uno, por lo que es compatible con la mayoría de los programas y bibliotecas existentes. Es una excelente opción tanto para principiantes como para desarrolladores experimentados que buscan una solución compacta, eficiente y fácil de usar para sus creaciones.

En resumen se destaca por su especificidad al ser una placa de desarrollo de microcontrolador que ofrece casi todas las funcionalidades del Arduino Uno en un formato notablemente reducido. Su tamaño compacto, de aproximadamente 18 x 45 mm, y su diseño con pines espaciados para protoboards lo hacen excepcionalmente adecuado para proyectos donde el espacio es limitado, pequeños robots, sistemas empotrados o prototipos que requieren una integración discreta. A pesar de su diminuto tamaño, alberga el mismo microcontrolador ATmega328P del Uno, garantizando la compatibilidad con una vasta cantidad de código y librerías existentes, y ofreciendo 14 pines digitales (6 con PWM) y 8 pines analógicos, junto con interfaces de comunicación serial, I2C y SPI, convirtiendo en una solución potente y versátil para aplicaciones de electrónica donde la eficiencia es primordial [13].

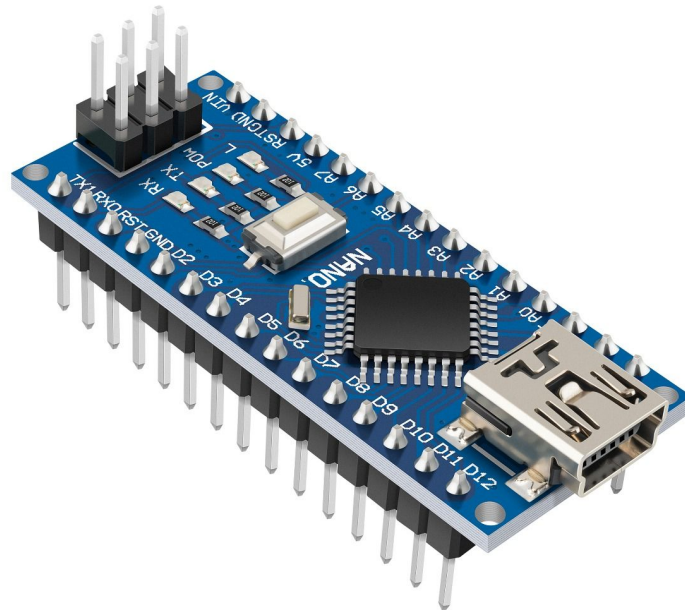


Figura 1. Arduino NANO [12].

V-B. Módulo bluetooth HC-06

El módulo Bluetooth HC-06 sirve para proyectos de electrónica que necesitan comunicación inalámbrica. A diferencia de otros modelos, el HC-06 funciona únicamente como un dispositivo esclavo, lo que significa que siempre espera una conexión de otro dispositivo (como un smartphone o una computadora) para poder emparejarse. Su configuración es sencilla, ya que solo necesita conectarse a una placa de desarrollo como Arduino o a un microcontrolador para empezar a transmitir y recibir datos. Por lo general, se usa para proyectos donde un dispositivo central controla varios periféricos.[14].

La comunicación con el módulo se realiza a través del protocolo UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter), lo que simplifica su uso. Los comandos AT permiten cambiar el nombre del módulo, la contraseña y la velocidad de comunicación, aunque esto debe hacerse antes de emparejarlo, ya que una vez conectado, el módulo no responde a estos comandos. Es una herramienta muy útil para crear conexiones inalámbricas a bajo costo, facilitando la interacción entre un proyecto electrónico y una interfaz de usuario en un móvil o PC.

En la práctica, el HC-06 es ideal para aplicaciones de control remoto inalámbrico. Se utiliza comúnmente en proyectos de robótica, como el control de un coche a través de una aplicación móvil, o en sistemas de domótica para encender y apagar luces de forma remota. Su diseño compacto y su bajo consumo de energía lo hacen perfecto para proyectos portátiles. Aunque es un modelo más antiguo, su facilidad de uso y bajo precio lo mantienen como una opción popular para estudiantes y aficionados que se inician en el mundo de la electrónica y la comunicación inalámbrica [15].

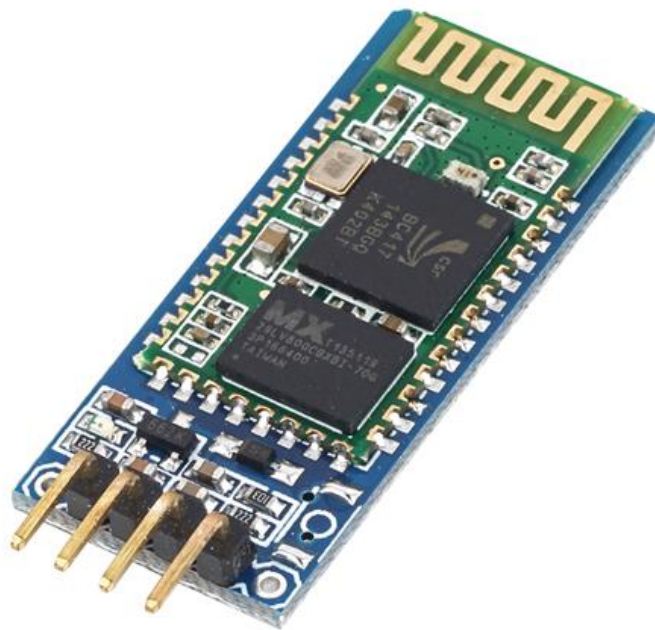


Figura 2. Módulo bluetooth [14].

V-C. Servo MG90S

El servo MG90S funciona de manera similar al SG90, pero con una diferencia clave: tiene engranajes metálicos. Al igual que el SG90, se controla mediante una señal de modulación por ancho de pulso (PWM) que establece un ángulo específico. Un pulso con cierta duración, por ejemplo, 1.5 milisegundos, hace que el servo se posicione en el centro de su rango. La diferencia en su construcción, con engranajes de metal, le confiere una mayor durabilidad y un torque superior, lo que lo hace más adecuado para aplicaciones que requieren una mayor resistencia y fiabilidad, como mover componentes más pesados o resistir cargas. Esto permite controlar el movimiento preciso de los dedos de la prótesis de mano con mayor resistencia y durabilidad, gracias a sus engranajes metálicos. Su mayor torque lo hace ideal para mover componentes más pesados, asegurando una respuesta robusta a las señales de los sensores [16].

La principal ventaja de los engranajes metálicos del MG90S es su mayor torque y fiabilidad. Esto lo hace particularmente adecuado para aplicaciones que requieren mover componentes más pesados o que deben resistir fuerzas externas. En un proyecto de prótesis de mano, por ejemplo, el MG90S ofrece la resistencia necesaria para articular los dedos con mayor fuerza, asegurando que el movimiento sea robusto y preciso incluso al sostener o manipular objetos con algo de peso. A diferencia del SG90, que podría sufrir daños o desajustes bajo una carga elevada, el MG90S garantiza una respuesta más robusta y duradera a las señales de los sensores, lo cual es crítico para un dispositivo que necesita funcionar de manera fiable en la vida diaria.

Aunque el MG90S y el SG90 comparten la misma interfaz de control y son, en teoría, intercambiables en muchos circuitos, la elección entre uno y otro depende directamente de los requisitos del proyecto. Si la aplicación es ligera y no va a someter al servo a estrés mecánico, como la apertura de una pequeña compuerta o el movimiento de un sensor de bajo peso, el SG90 es una opción más económica y suficiente. Sin embargo, para aplicaciones que demandan fiabilidad y fuerza, como brazos robóticos, sistemas de dirección de vehículos de control remoto o, como se menciona en el proyecto, el control de una prótesis funcional, el MG90S es la inversión adecuada. Su construcción superior lo convierte en un componente más robusto y confiable a largo plazo, minimizando la necesidad de mantenimiento o reemplazo [17].



Figura 3. Servo MGG90S [16]

V-D. *Sensor flex 2.2*

Un sensor flex es un dispositivo electrónico pasivo cuya principal característica es la variación de su resistencia eléctrica en respuesta a la flexión mecánica. Precisamente por estas funciones, este sensor permite observar y medir la flexibilidad del movimiento de la prótesis de la mano robótica. Este sensor, con dimensiones aproximadas de cinco por cuatro punto cinco pulgadas en estado plano, presenta una forma alargada y delgada. Se emplea comúnmente en la creación de interfaces de control intuitivas, dispositivos vestibles para el seguimiento del movimiento, y en sistemas robóticos para la retroalimentación posicional de articulaciones o extremidades artificiales, como en el proyecto, donde la información sobre la flexión de la prótesis es crucial para analizar y refinar su movimiento. Su tamaño proporciona una longitud considerable para abarcar múltiples puntos de flexión o para una respuesta gradual a lo largo de su estructura, lo que ofrece una visión detallada de los movimientos de los dedos [18].

Para su uso práctico, el sensor de flexión no se conecta directamente a un microcontrolador, sino que se integra en un divisor de voltaje. Este circuito simple, que consta del sensor y una resistencia fija en serie, convierte la variación de resistencia en una variación de voltaje analógico. Esta señal de voltaje puede ser leída fácilmente por un pin de entrada analógica de un microcontrolador (como el Arduino Nano), que luego la convierte en un valor digital que puede ser procesado y utilizado para controlar un servomotor u otro actuador. Esta característica lo hace ideal para la creación de interfaces de control intuitivas, como un guante de control en una prótesis robótica, donde cada sensor de flexión colocado en la base de un dedo permite capturar con precisión el movimiento de la mano real del usuario y replicarlo en la prótesis.

La principal ventaja del sensor de flexión es su capacidad para proporcionar una retroalimentación posicional analógica continua, a diferencia de los interruptores que solo ofrecen valores de encendido/apagado. Su forma alargada y delgada, con dimensiones de aproximadamente 5 por 0.5 pulgadas, lo hace perfecto para ser montado sobre articulaciones, como los nudillos de una mano robótica, permitiendo así monitorear un amplio rango de movimiento. Sin embargo, es importante considerar su durabilidad, ya que la flexión repetitiva puede causar fatiga del material a largo plazo. Por ello, en proyectos de uso prolongado, es crucial una adecuada protección y calibración para asegurar la fiabilidad de la medición. En un proyecto de prótesis, la información detallada sobre la flexión de los dedos es crucial para lograr un movimiento fluido y natural, haciendo del sensor de flexión una pieza central para el control y refinamiento del movimiento de la mano artificial [19].

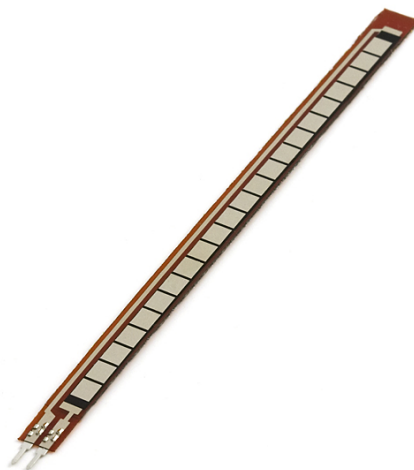


Figura 4. Sensor flex 2.2 [18].

V-E. Sensor de fuerza

El sensor FSR402 es un sensor de fuerza resistivo que funciona cambiando su resistencia eléctrica al aplicar presión sobre su superficie. A mayor fuerza, menor es su resistencia. Este cambio se puede medir en un circuito para determinar la cantidad de presión, lo que lo hace ideal para detectar el grado de fuerza aplicada en un punto específico. Es fundamental en el proyecto para medir la presión que ejercen los dedos de la persona que usa el guante. Esta medición permite saber con qué fuerza se flexionan los dedos y, basando en esos datos, controlar con precisión el movimiento de los servomotores de la prótesis [20].

Para poder utilizar el sensor FSR402 con un microcontrolador, se requiere un circuito de acondicionamiento de señal, típicamente un divisor de voltaje. Al igual que con el sensor de flexión, el FSR402 se coloca en serie con una resistencia fija. La variación de su resistencia, causada por la presión, provoca un cambio en el voltaje de salida del divisor. Este voltaje analógico puede ser leído por un pin analógico del microcontrolador. Este sistema permite al microcontrolador interpretar la cantidad de fuerza aplicada y utilizarla como una variable para controlar otras acciones. En el contexto del proyecto de la prótesis de mano, un FSR402 colocado en la punta de los dedos del guante de control es crucial para medir la presión ejercida por los dedos del usuario. Esta medición precisa es vital para saber con qué fuerza se flexionan los dedos y, a partir de esos datos, controlar con exactitud y de forma proporcional el movimiento de los servomotores de la prótesis, logrando un agarre adaptable y natural.

La principal ventaja del sensor FSR402 es su versatilidad y durabilidad, además de su tamaño compacto que lo hace ideal para ser empotrado en espacios reducidos, como las falanges de un guante. Ofrece una medición cuantitativa de la fuerza, lo que permite un control más sofisticado que un simple interruptor. Sin embargo, es importante destacar que los FSR no son sensores de alta precisión ni de alta linealidad, especialmente en los rangos de fuerza bajos. Su curva de respuesta es logarítmica, lo que significa que el cambio de resistencia es más pronunciado con fuerzas pequeñas y menos con fuerzas grandes. Por esta razón, se requiere una calibración y un manejo de la curva de respuesta en el código del microcontrolador para obtener datos confiables. A pesar de esto, su robustez y su capacidad para detectar rangos de fuerza considerables lo convierten en una solución muy efectiva y económica para proyectos donde se necesita retroalimentación de presión, como controladores de juegos, interfaces táctiles y, especialmente, en aplicaciones de robótica y dispositivos de asistencia [21].

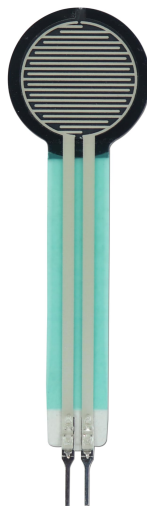


Figura 5. Sensor de fuerza [20].

V-F. Integrado LM324N

Es un circuito integrado que contiene cuatro amplificadores operacionales independientes de alta ganancia en un solo chip. Cada amplificador está diseñado para amplificar la diferencia de voltaje entre sus dos entradas y producir una señal de salida amplificada. Puede funcionar con una única fuente de alimentación y su bajo consumo de energía lo hace muy versátil. Se utiliza comúnmente como comparador, filtro o para el acondicionamiento de señales de sensores. Esto sirve en el proyecto para acondicionar las señales de los sensores, amplificando el microcontrolador las lea de forma estable y precisa. De esta manera, asegura que la respuesta de los servomotores en la prótesis sea la correcta [22].

Aunque los amplificadores operacionales tienen múltiples usos, como filtros activos y osciladores, el LM324N es particularmente valioso en el acondicionamiento de señales de sensores. Muchos sensores, como los de fuerza (FSR) o los de flexión, generan señales de voltaje muy pequeñas o con mucho ruido. Un amplificador operacional puede ser configurado como un amplificador no inversor o inversor para aumentar la magnitud de estas señales débiles hasta un nivel que el microcontrolador (como un Arduino) pueda leer de manera fiable y precisa. En el contexto del proyecto de una prótesis de mano, el LM324N es fundamental. Cada uno de sus cuatro amplificadores puede ser dedicado a acondicionar la señal de un sensor individual. Por ejemplo, se podría usar uno para el sensor de flexión del pulgar, otro para el del índice, y así sucesivamente, asegurando que el microcontrolador reciba lecturas estables, limpias y amplificadas. Esto es vital para que la respuesta de los servomotores sea proporcional y correcta, traduciendo fielmente la intención del usuario.

El bajo consumo de energía del LM324N lo convierte en una excelente opción para dispositivos portátiles y proyectos que funcionan con batería, como la mencionada prótesis de mano. Su integración cuádruple en un solo chip no solo ahorra espacio en la placa de circuito impreso, sino que también reduce el costo y la complejidad del diseño. Sin embargo, es importante considerar sus limitaciones; el LM324 no es un amplificador de alta velocidad y no es ideal para aplicaciones de alta frecuencia. En el acondicionamiento de señales para sensores, que generalmente operan a bajas frecuencias, esto no es un problema. Además, su salida no puede llegar completamente a la tensión de tierra (GND), un fenómeno conocido como “rail-to-rail”, lo que puede requerir un diseño cuidadoso del circuito para evitar problemas de saturación en la lectura de señales muy bajas. A pesar de estas consideraciones, su combinación de múltiples op-amps, su bajo consumo y su capacidad de alimentación simple lo consolidan como una herramienta indispensable en la electrónica analógica para la adquisición y el procesamiento de datos de sensores [23].

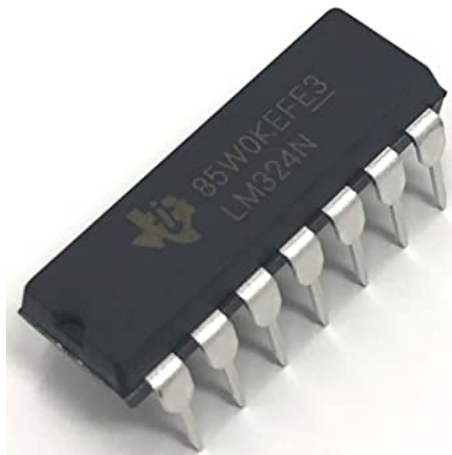


Figura 6. Integrado LM324N [22]

V-G. Capacitores

Los capacitores son componentes que almacenan energía eléctrica en un campo eléctrico entre dos placas conductoras. Funcionan acumulando cargas opuestas en sus terminales cuando se les aplica una tensión, y luego liberando esa energía cuando el circuito lo requiere. Su capacidad para almacenar y liberar energía rápidamente los hace esenciales para suavizar la corriente, filtrar ruido y estabilizar el voltaje en los circuitos electrónicos. Es crucial para estabilizar el voltaje y filtrar el ruido en los circuitos que alimentan los sensores y los servomotores. Aseguran que la corriente eléctrica sea constante y limpia, evitando fluctuaciones que puedan falsear las lecturas de los sensores o causar movimientos erráticos en la prótesis de mano [22].

Los condensadores se clasifican en una amplia variedad de tipos, cada uno diseñado para aplicaciones específicas. Los condensadores electrolíticos, como el que se muestra en la imagen, son ideales para almacenar grandes cantidades de carga y se utilizan comúnmente en fuentes de alimentación y circuitos de audio. Por otro lado, los condensadores cerámicos y de película son conocidos por su estabilidad y precisión, y se emplean en circuitos de alta frecuencia, osciladores y filtros. La elección del tipo de condensador depende de factores como la capacitancia requerida, la tensión de trabajo, la frecuencia de operación y la tolerancia.

La capacidad de un condensador se mide en faradios, una unidad que representa la cantidad de carga eléctrica que el condensador puede almacenar por cada voltio de tensión aplicado. Debido a que un faradio es una unidad muy grande, la mayoría de los condensadores utilizados en electrónica tienen valores en el rango de microfaradios, nanofaradios o picofaradios. Además de la capacitancia, otros parámetros importantes a considerar son la tensión máxima de trabajo, que indica la tensión más alta que el condensador puede soportar sin dañarse, y la tolerancia, que especifica la variación permitida en el valor de la capacitancia nominal [24].

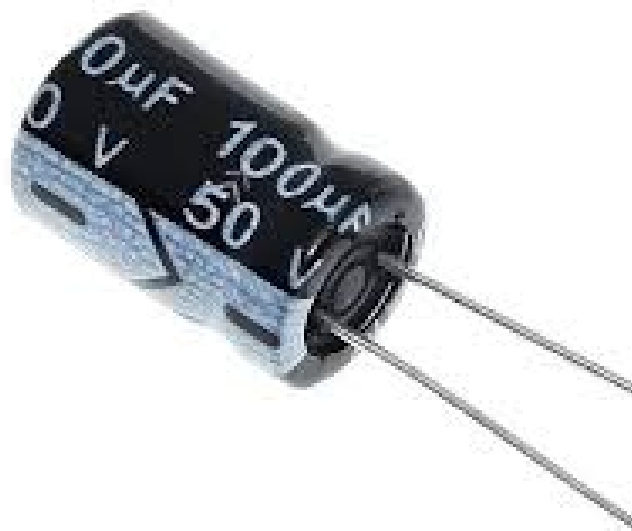


Figura 7. Condesadores [24]

V-H. Regulador de voltaje

Un regulador de voltaje es un componente que mantiene una tensión de salida constante y estable, sin importar las variaciones de la entrada. Internamente, compara la tensión de salida con una referencia y ajusta el exceso o la falta de energía para entregar siempre el voltaje correcto. De esta manera, protege los componentes del circuito de fluctuaciones y picos de tensión. En este proyecto, va a garantizar una alimentación eléctrica estable y segura para todos los componentes de tu proyecto. En el guante, esto es vital para que las lecturas de los sensores de flexión y presión sean precisas. De igual forma, asegura que los servomotores de la prótesis reciban el voltaje adecuado, lo cual es crucial para su correcto funcionamiento y para evitar daños por variaciones de energía [25].

Los reguladores de voltaje se pueden clasificar en dos categorías principales: lineales y conmutados. Los reguladores lineales son más sencillos en su diseño y, a menudo, más económicos. Funcionan disipando el exceso de energía como calor para mantener una tensión de salida constante. Aunque son menos eficientes, su bajo nivel de ruido eléctrico y su estabilidad los hacen ideales para aplicaciones sensibles como circuitos de audio y de instrumentación. Por otro lado, los reguladores conmutados, como el regulador reductor (buck) y el regulador elevador (boost), son mucho más eficientes energéticamente. Estos dispositivos conmutan la corriente a una alta frecuencia para almacenar energía temporalmente y liberarla en pulsos controlados, lo que permite una regulación de voltaje sin la gran disipación de calor de los reguladores lineales.

La elección entre un regulador lineal y uno conmutado depende de los requisitos específicos del proyecto. Si la eficiencia energética es una prioridad, como en dispositivos alimentados por batería, un regulador conmutado es la mejor opción. Sin embargo, si la simplicidad, el bajo costo y un ruido de salida mínimo son más importantes, un regulador lineal puede ser la solución adecuada. Para garantizar un rendimiento óptimo en la prótesis de mano, se debe seleccionar un regulador de voltaje que no solo mantenga una tensión estable, sino que también tenga la capacidad de manejar las fluctuaciones de carga que se producen cuando los servomotores están en funcionamiento, asegurando así una operación confiable y prolongando la vida útil de todos los componentes electrónicos [26].



Figura 8. Regulador de voltaje [22]

V-I. Baquelita

Es un material aislante y rígido que sirve como base para las placas de circuito impreso (PCB). Su función principal es dar soporte mecánico a los componentes electrónicos y aislar eléctricamente las pistas de cobre, evitando cortocircuitos. Se suelda de manera organizada todos los componentes, como el microcontrolador, el LM324N, los capacitores y los sensores. Además, su función de aislamiento eléctrico es crucial para evitar cortocircuitos entre las conexiones, asegurando que el circuito del guante y la prótesis funcionen correctamente y de forma segura [27].

La baquelita, o resina fenólica, no solo es valorada por sus propiedades de aislamiento y rigidez, sino también por su resistencia a altas temperaturas y a la abrasión. Esto la hace un material ideal para entornos donde los componentes electrónicos pueden generar calor. Su bajo costo y facilidad de fabricación en masa contribuyen a su uso generalizado en una amplia gama de aplicaciones, desde electrodomésticos hasta componentes automotrices. No obstante, para circuitos más complejos o de alta densidad, se utilizan otros materiales como el fibra de vidrio (FR-4), que ofrecen una mayor estabilidad dimensional y mejores propiedades eléctricas para el diseño de placas de circuito multicapa.

En el contexto del proyecto de prótesis de mano, la baquelita proporciona una base sólida y fiable para el montaje de los componentes. Su uso garantiza que las conexiones de cobre no se toquen accidentalmente, lo que es vital para prevenir fallos catastróficos. La durabilidad del material asegura que la placa pueda soportar el uso diario y las tensiones mecánicas sin deformarse, manteniendo los componentes en su lugar de forma segura. En resumen, la baquelita es un componente fundamental que proporciona la infraestructura necesaria para un circuito funcional y duradero, lo que es esencial para la fiabilidad a largo plazo de la prótesis [28].

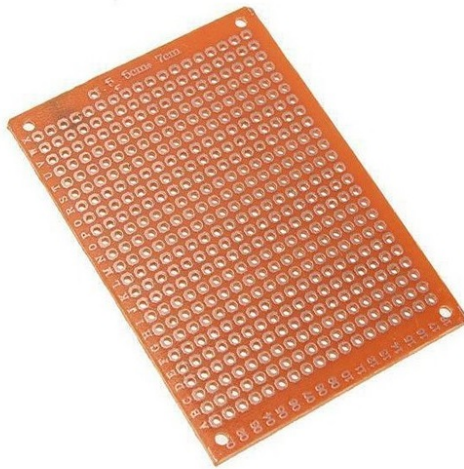


Figura 9. Baquelita [27]

V-J. Resistencia

Una resistencia es un componente electrónico pasivo fundamental que tiene la propiedad de oponerse al flujo de corriente eléctrica a través de un circuito. Esta oposición, medida en ohmios, provoca una caída de voltaje proporcional a la corriente que la atraviesa. En este proyecto, las resistencias tienen un papel crucial al controlar el voltaje que llega a los servos. Las resistencias se utilizan en circuitos para limitar la corriente, dividir el voltaje, generar calor o en combinación con otros componentes para establecer constantes de tiempo en circuitos RC o RL. Al ajustar el voltaje mediante las resistencias, podrán asegurar que los servos MG996R operen dentro de sus especificaciones y proporcionen el movimiento y la fuerza deseada de manera segura y eficiente. Vienen en diversos valores, tolerancias y potencias, adaptándose a las necesidades específicas de cada aplicación electrónica, lo que permitirá seleccionar las resistencias adecuadas para la correcta alimentación de los servos de la mano robótica [29].

Las resistencias son componentes electrónicos esenciales que controlan el flujo de corriente en un circuito, una función que se puede comparar con la de una válvula que regula el flujo de agua. Se utilizan comúnmente en una variedad de aplicaciones para proteger componentes sensibles, como los servos de la mano robótica, de un exceso de corriente o voltaje. Al limitar el flujo de electricidad, las resistencias aseguran que los componentes funcionen dentro de sus límites de seguridad, lo que previene daños y prolonga la vida útil del sistema. Además de limitar la corriente, las resistencias también pueden usarse para dividir el voltaje o para generar calor, lo que las hace versátiles en el diseño de circuitos.

Existen varios tipos de resistencias, cada una con características específicas que se adaptan a diferentes necesidades. Las resistencias de película de carbón y de metal son las más comunes y se usan en aplicaciones de propósito general. Las resistencias de óxido de metal ofrecen una mayor estabilidad térmica y precisión, lo que las hace ideales para circuitos donde el rendimiento es crítico. Para aplicaciones de alta potencia, como en circuitos de alimentación o de control de motores, se utilizan resistencias de potencia o resistencias bobinadas, que están diseñadas para disipar grandes cantidades de calor. En el proyecto de la prótesis de mano, la selección cuidadosa de la resistencia adecuada es crucial para asegurar que los servos MG996R reciban el voltaje preciso y la corriente correcta, lo que permite un control de movimiento exacto y eficiente.



Figura 10. Resistencia 10k [29].

V-K. *Impresión FDM 3D*

La impresión en 3D es un proceso de manufactura donde un objeto tridimensional se crea capa por capa a partir de un modelo digital. En el proyecto de la mano robótica, la impresora FDM 3D es una herramienta fundamental, ya que permite materializar digitalmente los diseños, capa por capa, para crear las partes físicas, específicamente las del antebrazo. Esta tecnología permite la creación de diseños complejos y personalizados con alta precisión y en un tiempo relativamente corto, y se utiliza en diversas industrias, como la automotriz, la medicina, la arquitectura y la educación. Gracias a esta capacidad de crear geometrías complejas de manera precisa y relativamente rápida, puedo iterar en el diseño del antebrazo de la mano robótica y producir las piezas necesarias para el ensamblaje [30].

La impresión 3D FDM es un proceso aditivo que construye objetos depositando material fundido en capas. Este método, también conocido como fabricación por filamento fundido, utiliza una boquilla caliente para extruir un filamento termoplástico, como el PLA o el ABS, sobre una base. A medida que el material se enfría y solidifica, se adhiere a la capa anterior, creando un objeto sólido de abajo hacia arriba. Una de las mayores ventajas de esta tecnología es su capacidad para producir prototipos funcionales y piezas finales de forma rápida y asequible, lo que la convierte en una herramienta invaluable para el diseño y la ingeniería.

La flexibilidad del proceso de impresión 3D FDM permite una personalización sin precedentes. En el contexto del proyecto de la mano robótica, esto significa que el diseño del antebrazo se puede ajustar fácilmente para acomodar diferentes tamaños o para incorporar nuevas mejoras sin la necesidad de herramientas costosas o procesos de fabricación complejos. Si se necesita una modificación, simplemente se edita el modelo digital y se imprime una nueva pieza. Esta capacidad de iteración rápida es esencial para el desarrollo de proyectos complejos, permitiendo a los ingenieros probar y refinar los diseños de manera eficiente. La impresión 3D FDM también reduce significativamente el desperdicio de material en comparación con los métodos de fabricación tradicionales, como el mecanizado por sustracción, lo que la hace una opción más sostenible [31].

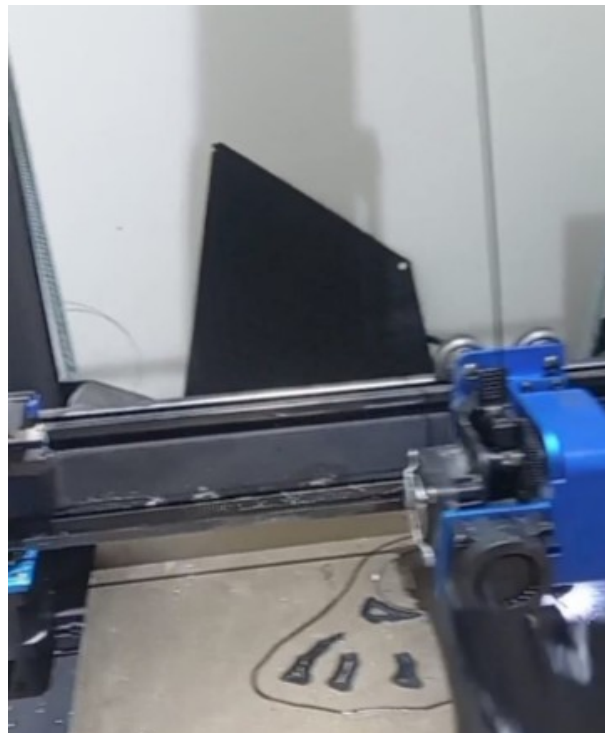


Figura 11. Impresión FDM 3D. Elaborado por autores.

V-L. Filamento para impresión en 3D PETG

El PETG (Polietileno Tereftalato Glicol) es un material termoplástico. Además su precio es viable para las necesidades del proyecto. El PETG combina las características del PET (como la alta rigidez) con la flexibilidad y la resistencia de otros plásticos, lo que lo hace ideal para aplicaciones en las que se requiere una buena resistencia a la rotura y la fatiga. Esta resistencia es crucial para las partes de la mano robótica que deben soportar cierto estrés mecánico durante su funcionamiento. Es ampliamente utilizado en impresión 3D, fabricación de envases, productos electrónicos, y en la industria médica. En el contexto de la impresión 3D para el proyecto es que el PETG también destaca por su buena flexión de 2000 MPa durante en el proceso de extrusión, lo que facilita la obtención de piezas con buen acabado y precisión dimensional [32].

El PETG se ha vuelto muy popular en la comunidad de la impresión 3D debido a su excelente equilibrio entre resistencia, flexibilidad y facilidad de impresión. A diferencia de otros filamentos como el PLA, que es más rígido y quebradizo, el PETG tiene una mayor resistencia al impacto y a la temperatura. Esto lo hace adecuado para piezas que necesitan soportar estrés físico, como los componentes de la mano robótica que están en constante movimiento. Además, el PETG es higroscópico, lo que significa que tiende a absorber humedad del aire. Por esta razón, es importante almacenarlo en un ambiente seco para evitar problemas de extrusión y burbujas durante la impresión, lo que podría afectar la calidad de la pieza final.

La capacidad del PETG para mantener una buena precisión dimensional y un acabado de superficie liso lo hace ideal para la fabricación de piezas con tolerancias ajustadas. Su baja contracción, en comparación con el ABS, reduce el riesgo de deformación (warping), un problema común en la impresión de piezas grandes. Aunque es un material de fácil uso, se recomienda un calentamiento de la base y un buen control de la temperatura de la boquilla para asegurar la correcta adhesión de las capas y evitar problemas de stringing (hilos de material indeseados). En el proyecto de la mano robótica, el uso de PETG garantiza que las partes del antebrazo sean duraderas, fiables y capaces de soportar las fuerzas necesarias para un funcionamiento adecuado.



Figura 12. Pieza impresa por filamento en PETG. Elaborado por autores.

V-M. Resina para impresión creality

El término Resina para impresión Creality, se refiere a materiales líquidos fotosensibles esenciales para las impresoras 3D de resina Creality, que curan con luz UV para crear objetos de alta precisión y detalle con superficies lisas. Esta resina se presenta en diversas formulaciones, adaptándose a distintas propiedades físicas requeridas por el proyecto. Esto es fundamental para imprimir los componentes del guante vestible y la prótesis de mano, asegurando que los prototipos personalizados logren la complejidad, comodidad y funcionalidad necesarias. Su uso permite una prototipo rápido y una estética superior crucial para dispositivos protésicos [33].

Se utilizan diversos tipos de resinas en la impresión 3D, cada una con propiedades específicas para distintas aplicaciones. Las resinas estándar son perfectas para crear prototipos detallados y piezas que no requieren mucha resistencia. Para trabajos más exigentes, se opta por resinas resistentes, que ofrecen mayor durabilidad y resistencia a los impactos, o por resinas flexibles, que permiten hacer piezas que se doblan sin romperse. En el campo de la medicina, las resinas biocompatibles son esenciales para aplicaciones como guías quirúrgicas y modelos dentales, ya que no son tóxicas y pueden estar en contacto con el cuerpo de manera segura.

El proceso de impresión con resina es un poco diferente al de la impresión FDM. En una impresora de resina, una fuente de luz UV proyecta una imagen de cada capa en el tanque de resina líquida, curando y solidificando el material selectivamente. Una vez que la pieza ha sido impresa, es necesario un proceso de post-procesamiento para garantizar su funcionalidad y propiedades finales. Esto generalmente implica lavar la pieza en alcohol isopropílico para eliminar el exceso de resina no curada, seguido de un curado final bajo luz UV para endurecer completamente la pieza. Este último paso es crucial, ya que mejora significativamente la resistencia mecánica y la estabilidad del material, lo que es vital para los componentes de la prótesis de mano [34].



Figura 13. Resina para la impresión [34].

V-N. Alginato

Es un material natural usado para hacer moldes temporales, como los dentales, por su biocompatibilidad y rápido fraguado. A diferencia de las resinas de impresión 3D (como las de Creality) que se solidifican con luz UV, el alginato forma un gel al mezclarse con agua. Esto es para crear moldes de una mano real, los cuales sirven para diseñar digitalmente la prótesis personalizada [35].

El proceso de uso del alginato para la creación de moldes es relativamente sencillo y rápido. El alginato se presenta en polvo y se mezcla con agua en proporciones específicas para formar una pasta homogénea. Esta mezcla tiene un tiempo de trabajo muy corto, de apenas unos minutos, lo que requiere que el proceso de inmersión de la mano (o cualquier otra parte del cuerpo) se realice de manera ágil. Una vez que el alginato ha fraguado y se ha convertido en un gel, se puede retirar la mano del molde sin dificultad. El molde de alginato resultante es flexible y permite una alta fidelidad en la captura de los detalles superficiales, como la textura de la piel y los contornos de los dedos.

Una vez que se ha obtenido el molde de alginato, este se utiliza como una plantilla para el diseño digital de la prótesis. Para ello, se puede rellenar el molde con un material de fundición, como el yeso, para crear un modelo físico de la mano. Alternativamente, y de manera más eficiente, se puede utilizar un escáner 3D para digitalizar el molde de alginato directamente. La nube de puntos o el archivo de malla resultante del escaneo se importa en un software de diseño asistido por computadora (CAD). En este entorno digital, el diseñador puede utilizar el modelo de la mano como referencia para diseñar la estructura de la prótesis, asegurando que se adapte perfectamente al usuario y que los componentes, como los sensores y los actuadores, estén ubicados de manera óptima para un funcionamiento preciso y cómodo. La personalización que permite el alginato es crucial para la elaboración del guante [36].



Figura 14. Material para el molde del guante [36]

V-Ñ. Silicón

El Silicón Dragon Skin es una silicona líquida de curado con platino, famosa por su excepcional flexibilidad, durabilidad y seguridad para la piel. Resiste el estiramiento y recupera su forma, lo que la hace ideal para aplicaciones en contacto directo con humanos. Esta silicona es perfecta para las partes blandas y flexibles de la prótesis de mano personalizada, como cubiertas estéticas o revestimientos internos, garantizando comodidad, durabilidad y una apariencia natural [37].

La silicona de platino como la Dragon Skin es altamente valorada en la fabricación de prótesis por sus propiedades mecánicas superiores. A diferencia de las siliconas de curado con estaño, la de platino tiene una resistencia al desgarro y una durabilidad excepcionalmente altas, lo que es vital para una prótesis que será sometida a un uso diario. Además, su biocompatibilidad y su acabado suave minimizan el riesgo de irritación o reacciones alérgicas en la piel del usuario, un factor crucial para dispositivos que estarán en contacto directo y prolongado con el cuerpo. La silicona puede ser pigmentada para coincidir con el tono de piel del usuario, logrando una apariencia más natural y ayudando a mejorar la autoimagen del individuo.

El proceso de uso de la silicona líquida en la fabricación de prótesis generalmente implica un moldeado por vertido. Primero, se crea un molde detallado de la parte deseada, a menudo utilizando los modelos de alginato o escaneos 3D del paciente. La silicona de dos partes (base y catalizador) se mezcla y se vierte cuidadosamente en el molde. Una vez que la silicona ha curado, la pieza se retira del molde y se somete a un proceso de acabado. Esto puede incluir la eliminación de rebabas, la adición de pigmentos de piel, y la aplicación de recubrimientos protectores. La capacidad de la silicona para capturar hasta el más mínimo detalle del molde permite la creación de una prótesis que no solo es funcional y cómoda, sino también estéticamente convincente [38].



Figura 15. Silicón [38]

V-O. SLA - Creality Halot One

La Creality Halot One es una impresora 3D de resina que utiliza tecnología LCD de alta precisión, diseñada para ofrecer modelos con gran detalle y superficies suaves. Su sistema de proyección de luz integra una fuente de luz ultravioleta de nueva generación que distribuye la luminosidad de manera uniforme, lo que mejora la exactitud de las impresiones y reduce errores comunes en este tipo de tecnología. Además, cuenta con una pantalla táctil a color que facilita la configuración y el monitoreo de los procesos de impresión, haciendo que su uso sea más intuitivo incluso para principiantes [39].

En cuanto al rendimiento, la Halot One, permite tiempos de curado más rápidos y una vida útil más prolongada en comparación con las pantallas RGB tradicionales. Su software de laminado Creality Box es compatible con diferentes formatos y ofrece funciones avanzadas para optimizar el soporte, la orientación de piezas y la velocidad de impresión. Esto la convierte en una opción versátil tanto para aplicaciones educativas como para proyectos profesionales en diseño, odontología o joyería.

Por último, la impresora está equipada con un sistema de filtración de aire con carbón activado, lo que ayuda a reducir los olores derivados de la resina y mejora la seguridad en espacios cerrados. Su estructura compacta, unida a la conectividad mediante Wi-Fi y USB, ofrece una experiencia práctica y moderna al usuario. En síntesis, la Creality Halot One combina precisión, facilidad de uso y tecnología avanzada, posicionándose como una solución accesible para quienes buscan resultados de alta calidad en impresión 3D de resina [40].



Figura 16. SLA - Creality Halot One [40]

V-P. Escaner 3D

Un escáner 3D es un dispositivo que captura la forma y, a menudo, la apariencia de objetos físicos del mundo real, transformando esa información en un modelo digital tridimensional. Funciona midiendo millones de puntos de datos en la superficie de un objeto, utilizando tecnologías como luz estructurada, láser o fotogrametría. El resultado es una nube de puntos que luego se convierte en una malla 3D poligonal o una superficie NURBS, obteniendo una réplica digital precisa. El escáner 3D es fundamental para obtener una réplica digital exacta de la mano del usuario y/o el muñón, lo cual es indispensable para el diseño y la personalización precisa de la prótesis, asegurando un ajuste perfecto y la máxima comodidad [41].



Figura 17. Escaner 3D [41]

V-Q. Batería recargable

La batería recargable de litio 18650 de 5800mAh y 7.4V se utiliza principalmente en aplicaciones de alta potencia que requieren una fuente de energía confiable y duradera. Estas baterías se encuentran a menudo en dispositivos como linternas de alto rendimiento, dispositivos electrónicos portátiles, mods para vapeadores y bancos de energía (power banks). Gracias a su alta capacidad y voltaje, son ideales para su uso en proyectos de bricolaje y como reemplazo de baterías para ciertos paquetes de baterías de laptop. Su naturaleza recargable las convierte en una alternativa económica y ecológica a las baterías de un solo uso, ofreciendo un excelente rendimiento y durabilidad a lo largo de muchos ciclos de carga [42].



Figura 18. Batería recargable 18650 5800mAh 7.4V pila-litio [42]

V-R. *Software de diseño cad Solidworks*

SolidWorks, creado por Dassault Systemes, es un software de diseño asistido por computadora (CAD) ampliamente utilizado en ingeniería, diseño de productos y fabricación. Permite a los usuarios crear modelos tridimensionales (3D) y dibujos en dos dimensiones (2D) de manera precisa. Además, permite validar diseños mediante simulaciones de esfuerzo, movimiento y flujo de fluidos, entre otros análisis, optimizando así la producción y reduciendo errores. Su integración con otras aplicaciones lo convierte en una herramienta esencial para el diseño mecánico e industrial, permitiendo modelar cada componente de la mano robótica con la precisión necesaria para su posterior fabricación e integración [43] [44].

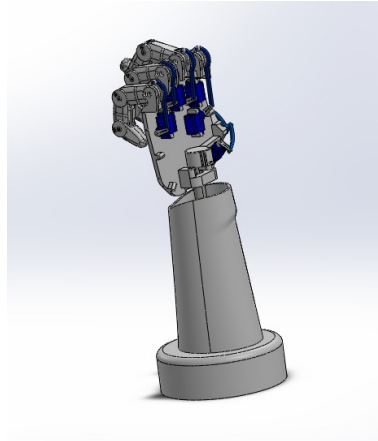


Figura 19. Software de diseño CAD Solidworks [43].

VI. MARCO METODOLÓGICO

El diagrama de flujo presentado detalla las etapas clave para el desarrollo de una prótesis personalizada con capacidad de detección de movimiento. Inicia con el diseño y la construcción del prototipo, seguido por la integración de sistemas de sensores y conectividad Bluetooth. Finalmente, el proceso culmina con la detección de la señal y el monitoreo del movimiento del guante y la prótesis, cerrando el ciclo de funcionamiento del sistema, como se demuestra en la figura 20.

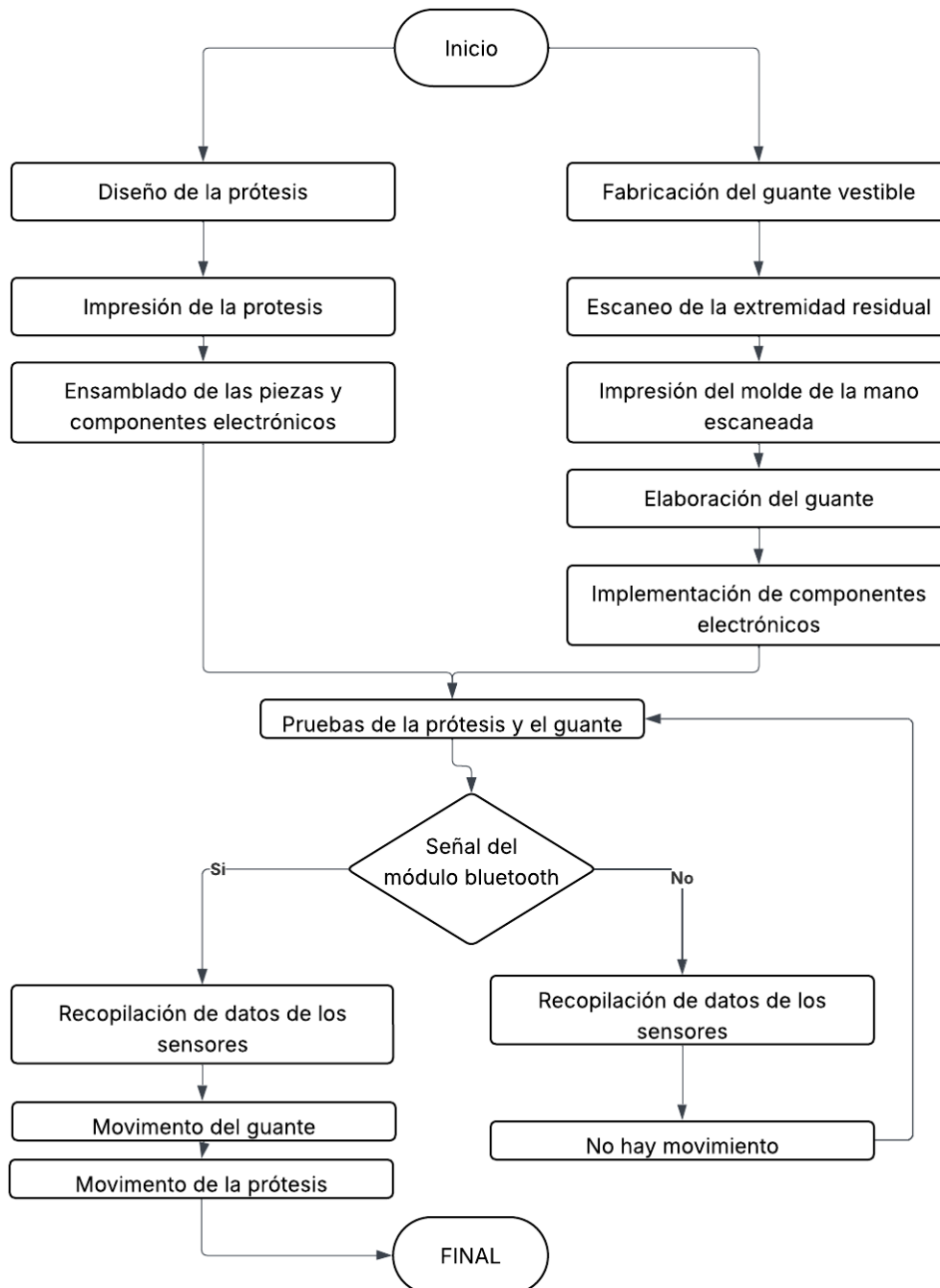


Figura 20. Diagrama de flujo del Proyecto. Elaborado por autores.

VI-A. ELABORACIÓN DE LA PRÓTESIS

VI-A1. Diseño de la prótesis: En la figura 21, se puede observar el diseño detallado de la prótesis, el cual fue elaborado en Solidwork, para garantizar que se adapte de forma ergonómica y funcional al usuario. Esto se logró basándose en las mediciones precisas obtenidas a través de un escaneo 3D de la mano izquierda del paciente, con esto se pudo obtener el archivo STL de todas las partes de la prótesis para su impresión.

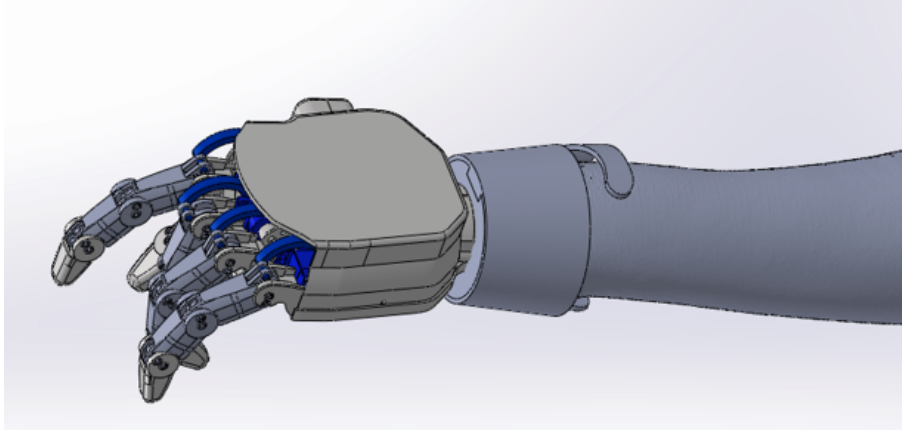


Figura 21. Diseño de los dedos de la prótesis. Elaborado por autores

VI-A2. Impresión de la prótesis: En la Figura 22, se muestra el proceso de la impresión de la prótesis realizada en el laminador de Halot Box, el cual permite imprimir en resina. Esta etapa es fundamental para lograr la alta resolución y el detalle necesarios, garantizando el ajuste tolerancias precisas con la correcta integración de los componentes internos.

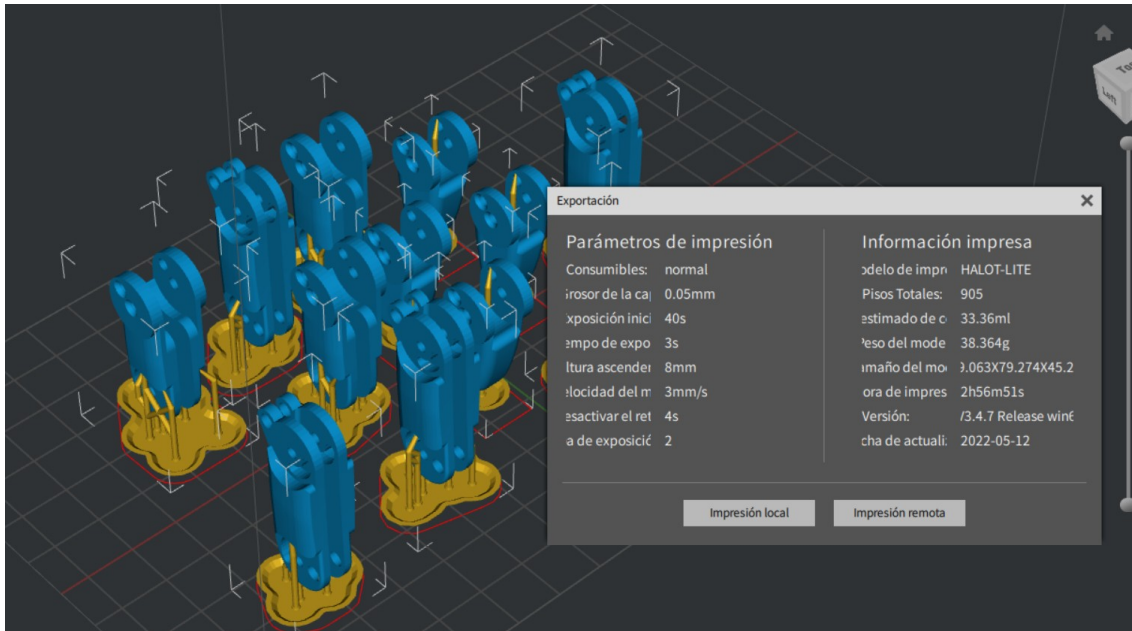


Figura 22. Impresión de los dedos de la prótesis. Elaborado por autores

En la Figura 23, se muestra la configuración de la impresión de la palma la cual utilizó el laminador Cura Ultimaker en este caso se empleó la impresora FDM Artillery Sidewinder X1, este proceso tuvo una duración de aproximadamente 6 horas y 43 minutos con un patrón cúbico y soporte normales, con un 20% del relleno y una altura de capa de 0.22.

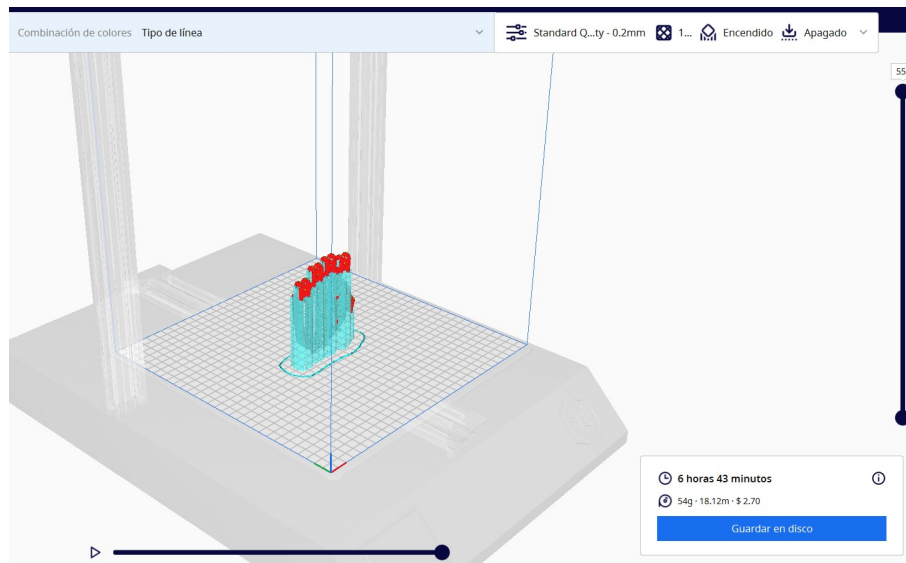


Figura 23. Impresión de la palma de la prótesis. Elaborado por autores

VI-A3. Ensamblaje de la prótesis: En la Figura 24, se detalla el ensamblaje de los componentes electrónicos clave, como los servomotores, dentro de la estructura impresa de la prótesis. Este proceso crítico integra la mecánica con la electrónica, asegurando que cada motor se posicione con precisión para activar los movimientos de los dedos. Una correcta alineación y fijación son esenciales para garantizar la funcionalidad de la prótesis, permitiendo una interacción efectiva con el guante de control.

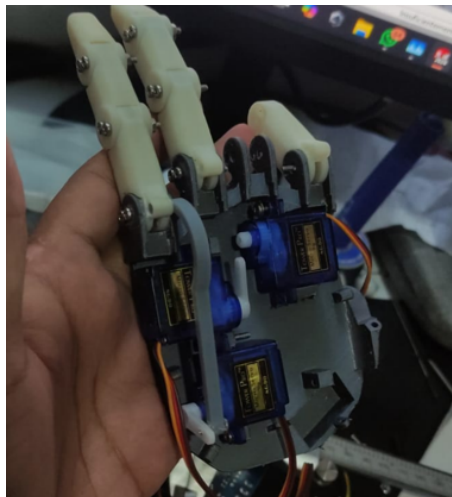


Figura 24. Ensamblaje de los dedos de la prótesis. Elaborado por autores

VI-A4. *Diagrama electrónico de la prótesis:* En la Figura 25, se muestra el diagrama del Arduino diseñado en proteus, el cual interpreta las señales del sensor de fuerza y esto gestiona la alimentación eléctrica de 5V a través de un regulador de voltaje 7805.

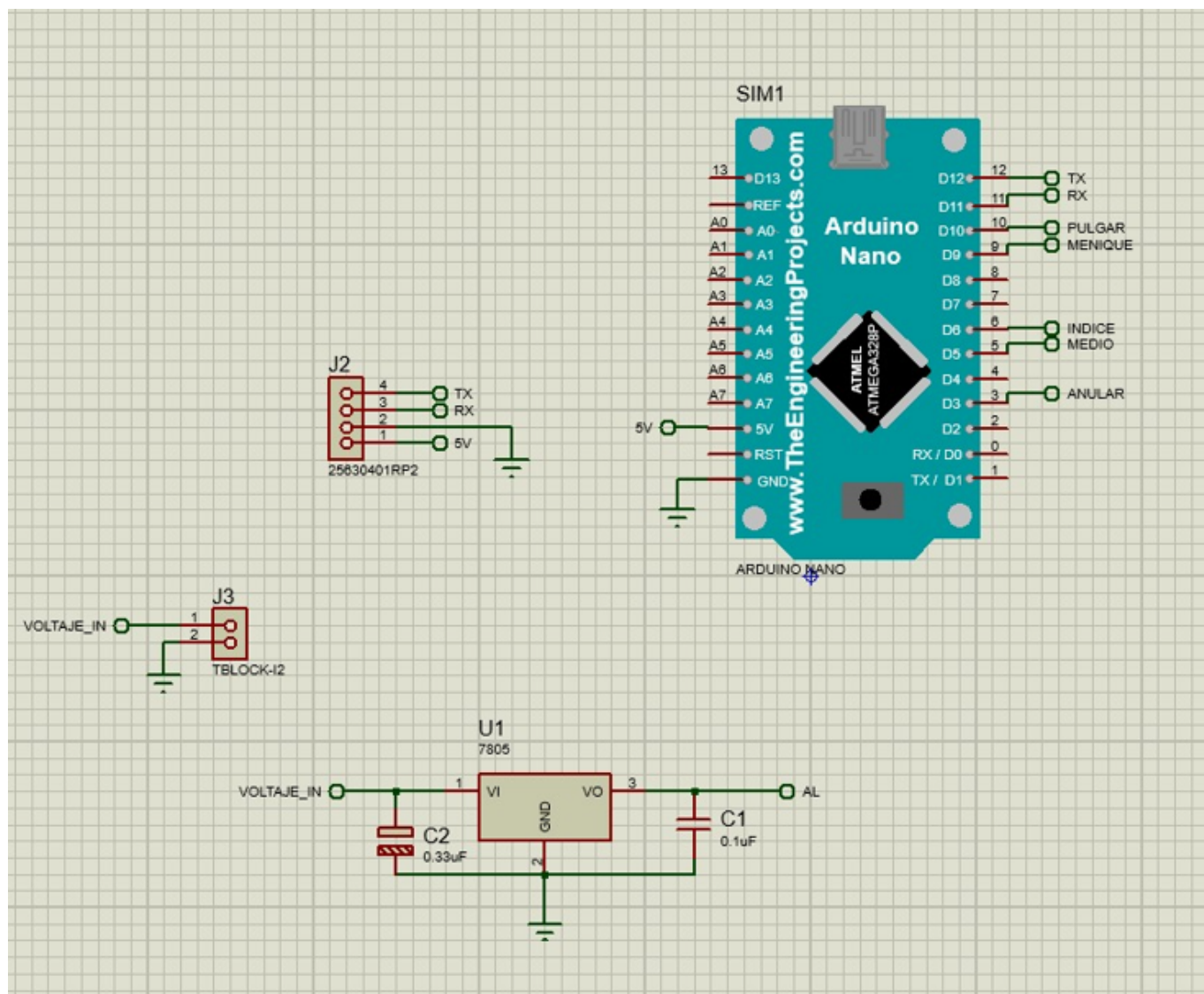


Figura 25. Diagrama electrónico de la prótesis. Elaborado por autores

En la Figura 26, se muestra los conectores y conexiones de los servomotores y el sensor de la prótesis, se detallan los pines de señal, alimentación y tierra. Cada conexión representa el control individual de un dedo de la mano robótica, del servomotor y sensor.

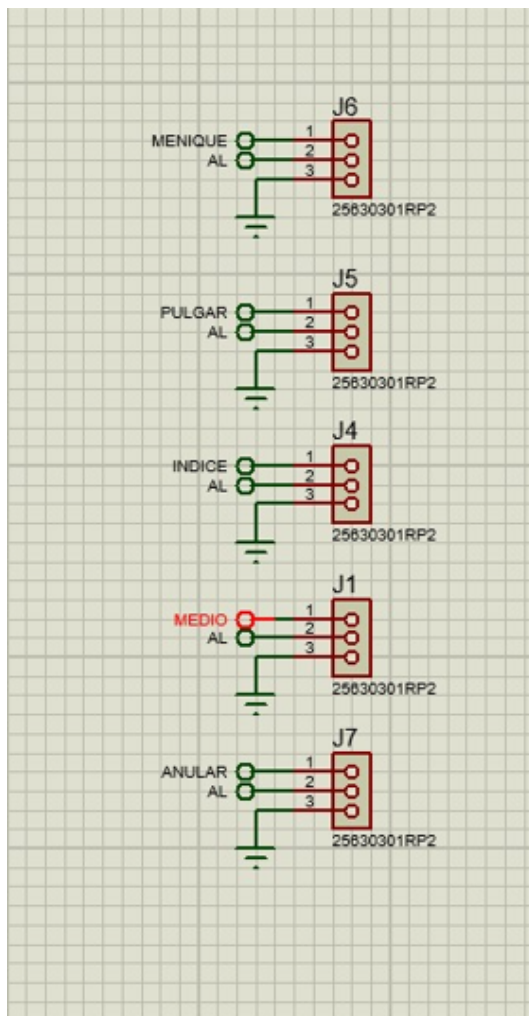


Figura 26. Diagrama electrónico de la prótesis. Elaborado por autores

VI-A5. *Placa de circuito impreso de la prótesis:* En la Figura 27, se muestra el diseño de la placa del circuito impreso (PCB). Se observa el trazado de las pistas de cobre (en azul) que conectan a el Arduino Nano (representado por el encapsulado largo central), con varios conectores y componentes. Las dimensiones de la placa son 48.514 mm x 46.863 mm.

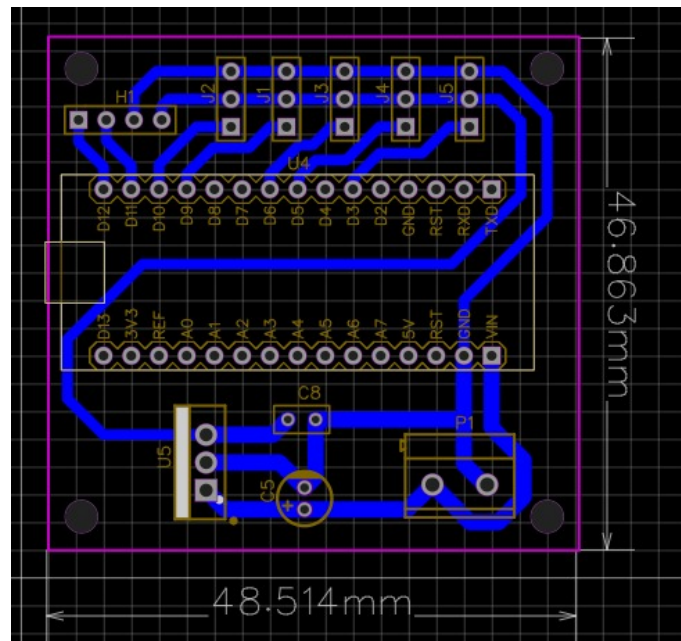


Figura 27. Esquemático de la prótesis. Elaborado por autores

VI-A6. *Programación de la prótesis:* En la Figura 28, muestra el código del Arduino, que define las variables y objetos necesarios para controlar el guante robótico. El código incluye las librerías para manejar servomotores y la comunicación serial por software, además de las variables para los cinco dedos de la mano.

```
#include <Servo.h>
#include <SoftwareSerial.h>

// Crear objeto SoftwareSerial para el módulo Bluetooth (RX, TX)
SoftwareSerial BT(11, 12); // RX del Arduino en el pin 11, TX en el 12

// Crear objetos Servo
Servo servoAnular;
Servo servoMedio;
Servo servoIndice;
Servo servoMenique;
Servo servoPulgar;

// Pines donde están conectados los servos
const int pinAnular = 3;
const int pinMedio = 5;
const int pinIndice = 6;
const int pinMenique = 9;
const int pinPulgar = 10;

// Arreglo para guardar datos recibidos
int datos[5];
```

Figura 28. Código de la prótesis. Elaborado por autores

En la Figura 29, muestra la función setup, que se encarga de la configuración inicial del programa. En esta sección se establece la comunicación serial para depuración y para el módulo Bluetooth, y se asocian los servomotores a los pines correspondientes del microcontrolador.

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);    // Puerto USB para depuración
  BT.begin(38400);      // Comunicación con el HC-05

  // Asociar servos a pines
  servoAnular.attach(pinAnular);
  servoMedio.attach(pinMedio);
  servoIndice.attach(pinIndice);
  servoMenique.attach(pinMenique);
  servoPulgar.attach(pinPulgar);

  Serial.println("Esperando datos por Bluetooth...");
}
```

Figura 29. Código de la prótesis. Elaborado por autores

En la Figura 30, muestra la función loop. Esta función se encarga de leer datos del módulo Bluetooth (HC-06), la cadena de texto recibida para extraer valores numéricos, y luego usar esos valores para controlar la posición de los servomotores de la mano robótica.

```
void loop() {
  // Leer datos del HC-05 en formato: 45,32,78,10,90
  if (BT.available()) {
    String linea = BT.readStringUntil('\n');
    linea.trim(); // Eliminar espacios o saltos

    int index = 0;
    int inicio = 0;

    for (int i = 0; i < linea.length(); i++) {
      if (linea.charAt(i) == ',' || i == linea.length() - 1) {
        int fin = (i == linea.length() - 1) ? i + 1 : i;
        String valorStr = linea.substring(inicio, fin);
        int valor = valorStr.toInt();
        if (index < 5) datos[index++] = constrain(valor, 0, 90);
        inicio = i + 1;
      }
    }

    // Aplicar mapeo personalizado
    int anular = map(datos[3], 0, 90, 90, 0);
    int medio = map(datos[2], 0, 90, 0, 90);
    int indice = map(datos[0], 0, 90, 180, 90);
    int menique = map(datos[1], 0, 90, 0, 90);
    int pulgar = map(datos[4], 0, 90, 45, 70);

    // Mover servos
    servoAnular.write(anular);
    servoMedio.write(medio);
    servoIndice.write(indice);
    servoMenique.write(menique);
    servoPulgar.write(pulgar);

    // Mostrar datos en Monitor Serial (opcional)
    Serial.print("Datos: ");
    Serial.println(linea);
  }
}
```

Figura 30. Código de la prótesis. Elaborado por autores

VI-A7. *Análisis de fuerza en la prótesis:* Como se observa en la Figura 31, mediante el análisis de la prótesis mediante el sensor de fuerza evidenció un valor máximo de 11.542 N y un mínimo de 7.391 N, con un promedio de 9.37 N y una desviación estándar de 1.45 N. Estos resultados reflejan que la fuerza de agarre se mantiene en un rango controlado y consistente, donde las variaciones registradas responden únicamente a ajustes naturales en la presión aplicada, sin comprometer la estabilidad ni la funcionalidad del sistema..

| Valores de Fuerza de Prótesis | |
|-------------------------------|------------|
| Agarre de un Molde de Silicon | |
| Prueba | FUERZA (N) |
| 1 | 11,421 |
| 2 | 11,301 |
| 3 | 11,542 |
| 4 | 10,212 |
| 5 | 10,832 |
| 6 | 7,738 |
| 7 | 7,872 |
| 8 | 7,694 |
| 9 | 7,391 |
| 10 | 7,477 |
| 11 | 8,237 |
| 12 | 8,144 |
| 13 | 8,519 |
| 14 | 9,62 |
| 15 | 9,886 |

Figura 31. Valores de los sensores de fuerza de la prótesis. Elaborado por autores

En la Figura 31, se muestra las mediciones de fuerzas captadas por el sensor FSR en la prótesis, se puede observar la tendencia de regresión tiene una pendiente positiva lo que significa que a medida que avanza las pruebas la fuerza registrada tiene aumentar ligeramente.

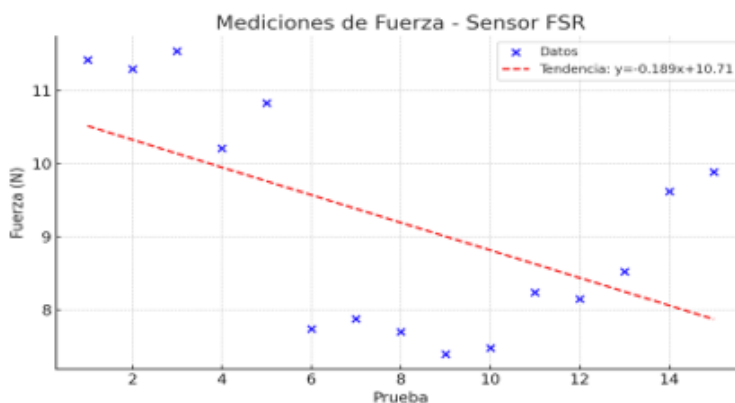


Figura 32. Gráfica de valores de los sensores de fuerza de la prótesis. Elaborado por autores

VI-A8. *Análisis de flexion en la prótesis:* En la Figura 33, se puede apreciar los ángulos que registran los sensores flex y estos se ven reflejados tanto en la prótesis como en el guante, la imagen demuestra como se mantiene un ángulo de 40° en el dedo anular.



Figura 33. Ángulos de la prótesis [45].

La Figura 34, corresponde a la captura de datos obtenida directamente desde el Monitor Serial del entorno de programación de Arduino donde se puede observar un rango alcanzado del dedo anular en la prótesis con un ángulo de 41° esto se mantiene estable con respecto a los datos enviados desde el sensor flex del guante del dedo anular.

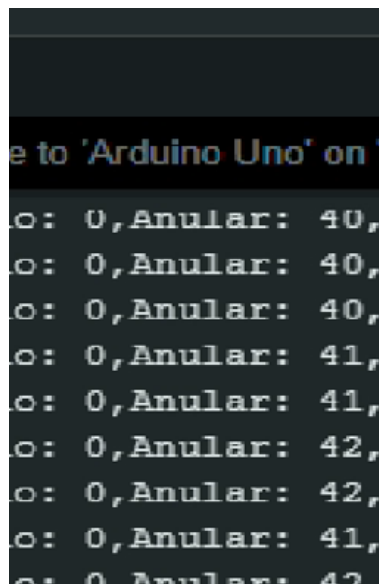


Figura 34. Ángulos de la prótesis

VI-B. ELABORACIÓN DEL GUANTE

VI-B1. Escaneo 3D de la Extremidad Izquierda: En la Figura 35, se ilustra el proceso del escaneo 3D de la extremidad residual del usuario, realizado en el Laboratorio de Fabricación Digital (FabLab) ubicado en la Universidad Politécnica Salesiana. Los resultados iniciales presentaron errores que fueron corregidos utilizando Blender, que es un software de modelado 3D. Este proceso de refinamiento permite obtener una réplica digital de la mano significativamente más detallada y precisa, esencial para el diseño personalizado y el ajuste óptimo de la prótesis.



Figura 35. Escaneo de la mano de la extremidad. Elaborado por autores

En la figura 36, se muestra la mano humana digitalizada en Autodesk Meshmixer, a partir del escaneo 3D. El modelo se utiliza como base para diseñar la prótesis personalizada, como se evidencia por los puntos de referencia en los dedos.

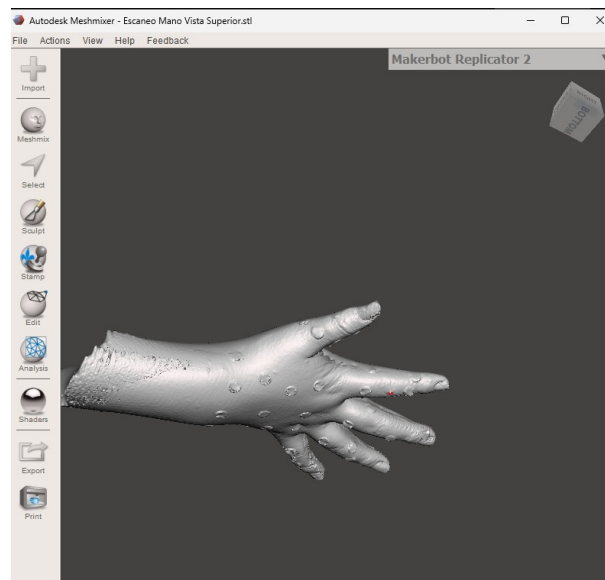


Figura 36. Curación del molde guante. Elaborado por autores

En la figura 37, se muestra la impresión del molde en PETG, el proceso de impresión duró aproximadamente 9 horas y 28 minutos. En esta impresión se usó patrón cúbico con 20 % de relleno y una altura de capa de 0.22.

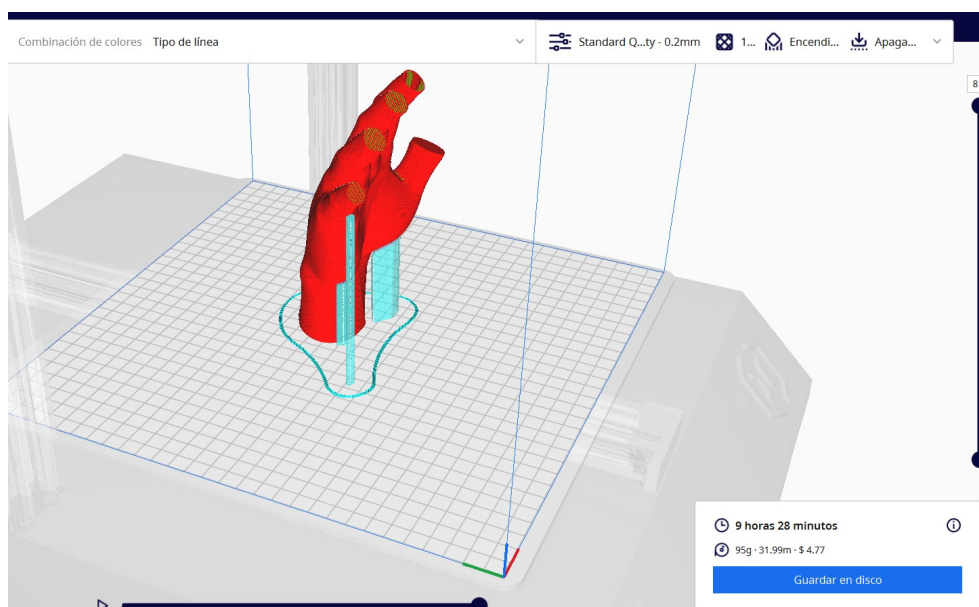


Figura 37. Impresión del molde guante. Elaborado por autores

La elaboración del guante se realizó con Dragon Skin 10NV de Smooth-On, es una silicona de platino seleccionada por su alta elasticidad y dureza, ideal para replicar la flexibilidad de un guante. Después de la impresión 3D, se aplicaron capas de spray acrílico y desmoldante para asegurar una desinhibición y fácil retiro. Posteriormente en la figura 38, se incorporaron sensores de flexión y sus soportes impresos en resina, garantizando la captación precisa de señales. Finalmente, se procede a la prueba del guante en el usuario para obtener retroalimentación ergonómica por parte del paciente y realizar los ajustes necesarios.



Figura 38. Elaboración del guante. Elaborado por autores

VI-B2. Programación de filtro de los sensores flex: En la figura 39 se muestra los datos del sensor desde el Arduino a través del puerto serial, se los visualiza en tiempo real, y luego se diseña y aplica un filtro RC digital (con una frecuencia de corte de 5 Hz) a la señal capturada para reducir el ruido, mostrando la salida filtrada.

```

%%Adquisición de datos
%%--- CONFIGURACIÓN ---
puerto = "COM3"; %
baudios = 9600;
duracion = 10; % segundos

% --- CONECTAR CON ARDUINO ---
arduino = serialport(puerto, baudios);
flush(arduino);
pause(2); % Esperar a que inicie correctamente

% --- PREPARAR GRÁFICO Y VARIABLES ---
figure;
h = animatedline('Color', 'b');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Valor del sensor');
title('Lectura en tiempo real desde Arduino');
grid on;
ax = gca;
ax.YGrid = 'on';

% Inicializar variables
t_inicio = tic;
tiempos = [];
datosSensor = [];

```

Figura 39. Código para el sensor flex. Elaborado por autores

En la figura 40, se muestra los datos en tiempo real del sensor conectado al Arduino, los almacena y los grafica dinámicamente para visualizarlos en tiempo real. Al finalizar la lectura, cierra la conexión serial y muestra la gráfica final de los datos recopilados.

```

% --- LECTURA EN TIEMPO REAL ---
disp("Leyendo datos del sensor...");

while toc(t_inicio) < duracion
    if arduino.NumBytesAvailable > 0
        linea = readline(arduino);
        valor = str2double(linea);
        if ~isnan(valor)
            t_actual = toc(t_inicio);

            % Guardar datos
            datosSensor(end+1) = valor;
            tiempos(end+1) = t_actual;

            % Graficar
            addpoints(h, t_actual, valor);
            drawnow limitrate
        end
    end
end

% --- CERRAR PUERTO SERIAL ---
clear arduino;
disp("Lectura finalizada.");

% --- OPCIONAL: Mostrar resultado final ---
figure;
plot(tiempos, datosSensor, 'b');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Valor del sensor');
title('Datos almacenados del sensor flex');

```

Figura 40. Código para el sensor flex. Elaborado por autores

En la figura 41, se muestra gráficamente los datos finales del sensor y luego se prepara la señal para su análisis en el dominio de la frecuencia, calculando su Espectro (FFT) para identificar las componentes de frecuencia presentes.

```

% --- OPCIONAL: Mostrar resultado final ---
figure;
plot(tiempos, datosSensor, 'b');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Valor del sensor');
title('Datos almacenados del sensor flex');
grid on;

%% Sección del diseño del filtro
%Espectograma
% --- Preparar datos ---
N = length(datosSensor);      % Número de muestras
fs = 1 / mean(diff(tiempos)); % Frecuencia de muestreo estimada

% --- FFT ---
Y = fft(datosSensor);
f = (0:N-1)*(fs/N);          % Eje de frecuencia

% Solo hasta Nyquist
half = floor(N/2);

% --- Graficar espectro ---
figure;
plot(f(1:half), abs(Y(1:half)) / N);
xlabel('Frecuencia (Hz)');
ylabel('Magnitud');
title('Espectro de la señal (FFT)');
grid on;

```

Figura 41. Código para el sensor flex. Elaborado por autores

VI-B3. *Calibración de los Sensores flex:* En la figura 42 se puede observar la fase inicial de los grados de los dedos para poder calibrar los movimientos de la prótesis. Esta etapa es crucial porque permite obtener los primeros valores de referencia necesarios para la calibración de los movimientos.

```

Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 83,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.40
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 83,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.40
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 83,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.40
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 83,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.40
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 83,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.41
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 83,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.40
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 83,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.40
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 83,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.41
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 83,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.40
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 83,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.40
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 83,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.40
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 84,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.40
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 84,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.41
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 84,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.40
Pulgar: 90,Indice: 80,Medio: 84,Anular: 85,Meñique: 84. Fuerza:,0.40

```

Figura 42. Datos de calibración. Elaborado por autores

Para iniciar la calibración de los dedos de la prótesis, se ha implementado un sistema que se activa con un comando específico, Como se muestra en en la figura 43, el proceso se inicia al introducir la palabra “CAL”.

```

Output  Serial Monitor x
CAL

Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.44
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Iniciando modo calibración...
Se va a calibrar la mano en reposo (0°)
Enviar comando OK para avanzar o EXIT para salir del modo calibración
  
```

Figura 43. Calibración de la prótesis. Elaborado por autores

En la figura 44, se muestra los datos de los sensores, los valores de calibración y los límites de los sensores.

```

CODIGO_GUANTE_FINAL_2.ino
94  serial.println(fuerza);
95  //Serial.println();
96  delay(20); // 100 Hz de muestreo (10 ms)
97
98  //Conversión del valor muestreado en angulo
99  //Dedo índice ->  0° = 31;  90°:12
100
101 }
102
103 //Funciones
104
105
106 int conversion(int valor_sensor, int lim_inf, int lim_sup){
107     int valor_angulo = 90 - map(valor_sensor,lim_inf,lim_sup,0,90);
108     valor_angulo = constrain(valor_angulo,0,90);
109     return valor_angulo;
110 }
111
112 //Función para cargar los límites
113 void cargarLimites() {
114     for (int i = 0; i < n_sensores; i++) {
115         EEPROM.get(i * sizeof(int), limiteInferior[i]);
116         EEPROM.get((n_sensores + i) * sizeof(int), limiteSuperior[i]);
117
118         // Validación opcional (por si la EEPROM está en blanco o corrupta)
119         //El límite inferior por defecto será 12 y el superior 38
120         //Dedo índice ->  0° = 31;  90°:12
121         if (limiteInferior[i] < 0 || limiteInferior[i] > 1000) limiteInferior[i] = 12;
122         if (limiteSuperior[i] < 0 || limiteSuperior[i] > 1000) limiteSuperior[i] = 38;
123     }
124 }
  
```

```

Output  Serial Monitor x
Message (Enter to send message to 'Arduino Nano' on 'COM3')

Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Pulgar: 88,Indice: 79,Medio: 90,Anular: 90,Meñique: 84. Fuerza: 0.43
Iniciando modo calibración...
Se va a calibrar la mano en reposo (0°)
Enviar comando OK para avanzar o EXIT para salir del modo calibración
Valor para pulgar: 191, Valor para indice: 177, Valor para medio: 209, Valor para anular: 138, Valor para meñique: 68
Se va a calibrar la mano en flexión (90°)
Enviar comando OK para avanzar o EXIT para salir del modo calibración
Valor para pulgar: 103, Valor para indice: 97, Valor para medio: 150, Valor para anular: 100, Valor para meñique: 48
Límites actualizados y guardados.
Limite inferior sensor 0: 191| Limite superior sensor 0: 103
Limite inferior sensor 1: 177| Limite superior sensor 1: 97
Limite inferior sensor 2: 209| Limite superior sensor 2: 150
Limite inferior sensor 3: 138| Limite superior sensor 3: 100
Limite inferior sensor 4: 68| Limite superior sensor 4: 48
  
```

Figura 44. Calibración de la prótesis. Elaborado por autores

En la figura 47, se muestra el circuito de los sensores de flexión, donde cada sensor está conectado en serie con una resistencia de 10 ohmios. Esta configuración forma un divisor de voltaje, que permite convertir el cambio de resistencia de los sensores en una señal de voltaje variable que el Arduino Nano puede leer a través de sus entradas analógicas. El circuito también incluye un sensor de fuerza y un divisor de voltaje similar.

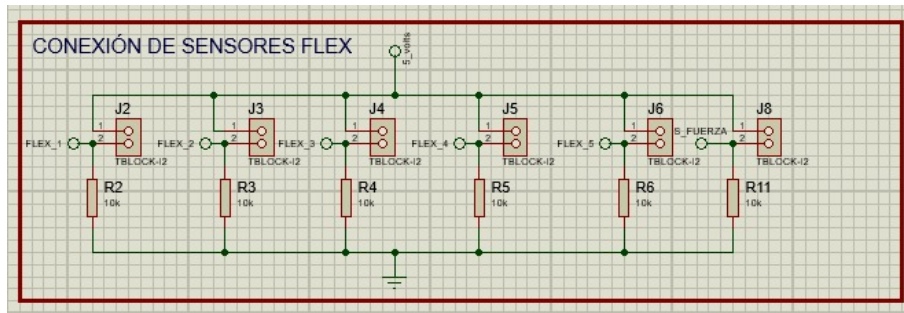


Figura 47. Conexión de los sensores flex del guante. Elaborado por autores

En la figura 48, se muestra el bloque de filtrado del sistema, de un circuito integrado LM324 para acondicionar las señales de los sensores de flexión. Cada sensor está conectado a una etapa de amplificador operacional configurada como un seguidor de voltaje (buffer), que aísla la señal, y un filtro RC de paso bajo para eliminar el ruido eléctrico. Esto garantiza que las señales enviadas al microcontrolador sean estables sin ruidos para una mejor señal.

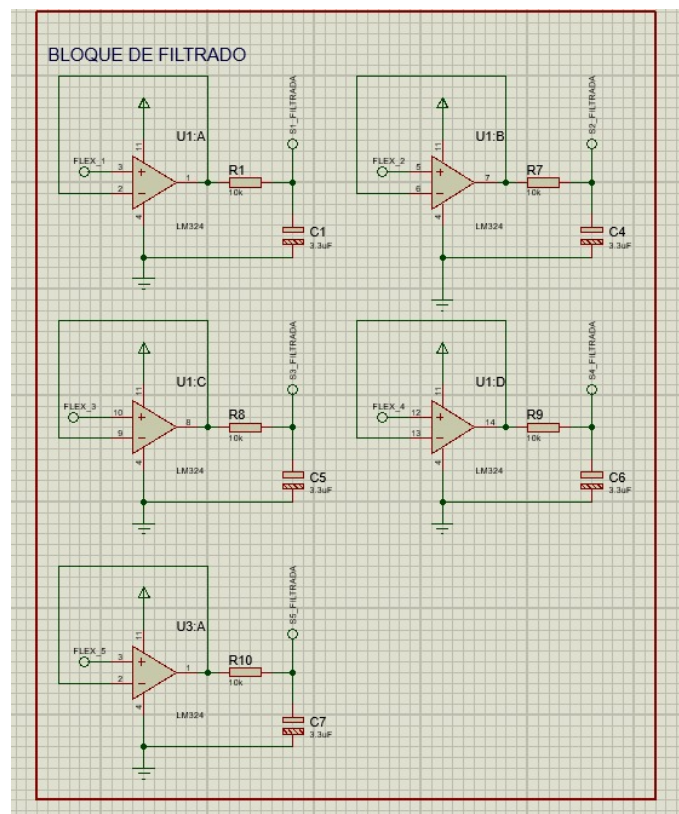


Figura 48. Bloque del filtrado del guante. Elaborado por autores

VI-B5. *Placa de circuito impreso del guante:* En la Figura 49, se muestra el diseño de la placa de circuito impreso (PCB), con trazos en color azul para la capa inferior y trazos en rojo para la capa superior, indicando un diseño de doble cara. Se observa una variedad de componentes y conectores, incluyendo el espacio para el Arduino NANO, múltiples chips (U2, U3) y una serie de conectores.

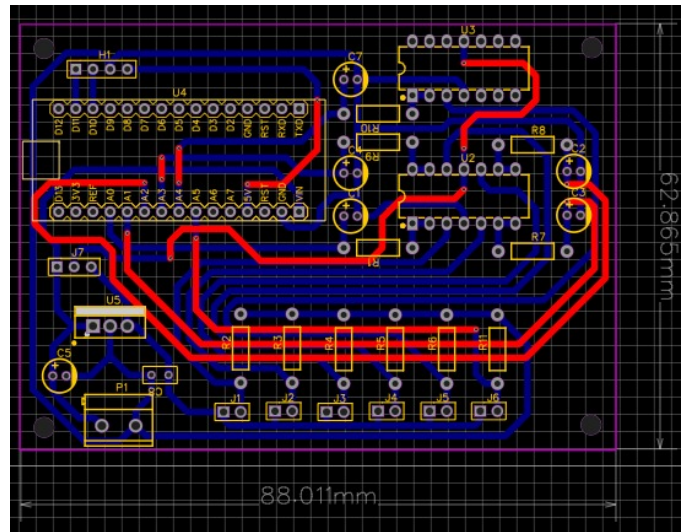


Figura 49. Placa de circuito impreso del guante. Elaborado por autores

VI-B6. *Programación del guante:* En la Figura 50, se muestra la sección de declaración de variables y la inclusión de librerías. En este se prepara la comunicación Bluetooth, se define un coeficiente para un filtro, se inicializan arrays para almacenar datos de sensores y ángulos, y se configuran variables para gestionar la calibración de los sensores guardada en la memoria EEPROM.

```
#include <EEPROM.h>
#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial BT(10, 11); |

//Para resistencia de 1k
// Coeficientes del ajuste polinomial de grado 4 (basado en curva típica del FSR B0DD45J4HB)
const float a = 6.90726986286448e-11;
const float b = 2.73259678386124e-09;
const float c = 2.26694774628061e-05;
const float d = 0.00323956491176357;
const float e = 0.0271147551188951;
```

Figura 50. Código del guante. Elaborado por autores

En la Figura 51, se muestra la función setup(), inicializa la comunicación serial con un módulo Bluetooth y la depuración por USB. Además, el código carga límites de calibración previamente guardados y se los muestra por el monitor serial para verificar que se han cargado correctamente.

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  BT.begin(38400); // Comunicación con el HC-05
  cargarLimites(); //Cargamos los limites previamente inicializados
  // Mostrar los límites actuales
  for (int i = 0; i < n_sensores; i++) {
    Serial.print("Flex ");
    Serial.print(i);
    Serial.print(" - Min: ");
    Serial.print(limiteInferior[i]);
    Serial.print(" Max: ");
    Serial.println(limiteSuperior[i]);
  }
}
```

Figura 51. Código del guante en void set up. Elaborado por autores

En la Figura 52, se muestra una parte de la función loop() se encarga de la lógica de calibración. El código espera recibir un comando por el puerto serial y, si detecta la palabra "CAL", llama a la función calibrar() para iniciar el proceso de calibración de los sensores..

```
void loop() {

  if (Serial.available()) {
    String comando = Serial.readStringUntil('\n');
    if (comando.startsWith("CAL")) {
      calibrar();
    }
  }
}
```

Figura 52. Código del guante en void loop. Elaborado por autores

En la Figura 53, se muestra un bucle que lee datos analógicos de los sensores, aplica un filtro y los convierte en ángulos usando los límites de calibración. Finalmente, los datos de los ángulos son enviados tanto al monitor serial de la computadora como a un módulo Bluetooth.

```

for(int i =0; i<5;i++){
  int lectura = analogRead(pinSensor[i]);
  valorFiltrado[i] = valorFiltrado[i] + alpha * (lectura - valorFiltrado[i]);
  valorFiltrado[i] = round(valorFiltrado[i]);
  angulos[i] = conversion(valorFiltrado[i],limiteSuperior[i],limiteInferior[i]);
  //Envío de datos al monitor serial de la computadora
  /*Serial.print("Lectura del pin");
  Serial.print(pinSensor[i]);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(angulos[i]);
  Serial.print("\n");*/
  Serial.print(angulos[i]);
  //Envío de datos al bluetooth de la mano por comunicación Serial
  BT.print(angulos[i]);
  //Serial.print(angulos[i]);
  if (i<4){
    Serial.print(",");
    BT.print(",");
  }
}
BT.println();
Serial.println();
delay(20); // 100 Hz de muestreo (10 ms)

//Conversión del valor muestreado en angulo
//Dedo índice -> 0° = 31; 90°:12
}

```

Figura 53. Código del guante en void loop. Elaborado por autores

En la Figura 54, se muestra la función de conversión que se encarga de mapear el valor de un sensor a un ángulo en grados, mientras que las funciones “cargarlímites y guardarlímites”, gestionan la lectura y escritura de los límites de calibración de los sensores en la memoria EEPROM del microcontrolador.

```

//Funciones

int conversion(int valor_sensor, int lim_inf, int lim_sup){
  int valor_angulo = 90 - map(valor_sensor,lim_inf,lim_sup,0,90);
  valor_angulo = constrain(valor_angulo,0,90);
  return valor_angulo;
}

//Función para cargar los límites
void cargarlímites() {
  for (int i = 0; i < n_sensores; i++) {
    EEPROM.get(i * sizeof(int), limiteInferior[i]);
    EEPROM.get((n_sensores + i) * sizeof(int), limiteSuperior[i]);

    // Validación opcional (por si la EEPROM está en blanco o corrupta)
    //El límite inferior por defecto será 12 y el superior 38
    //Dedo índice -> 0° = 31; 90°:12
    if (limiteInferior[i] < 0 || limiteInferior[i] > 1000) limiteInferior[i] = 12;
    if (limiteSuperior[i] < 0 || limiteSuperior[i] > 1000) limiteSuperior[i] = 38;
  }
}

//Función para guardar los límites
void guardarlímites() {
  for (int i = 0; i < n_sensores; i++) {
    EEPROM.put(i * sizeof(int), limiteInferior[i]);
    EEPROM.put((n_sensores + i) * sizeof(int), limiteSuperior[i]);
  }
}

```

Figura 54. Código del guante en void loop. Elaborado por autores

VI-B7. *Análisis de fuerza en el guante:* En la Figura 55, se muestra el registro de datos del sensor de fuerza del guante, reporta un valor máximo de 83.63 N y un mínimo de 18.58 N, con un promedio de 50.8 N y una desviación estándar de 20.9 N. Estos resultados evidencian que la fuerza aplicada a través del guante es considerablemente mayor en comparación con la prótesis, reflejando la superioridad de la musculatura humana en la generación de potencia. Sin embargo, la elevada dispersión de los valores muestra una notable variabilidad en la aplicación de la fuerza, característica del control natural ejercido por el usuario.

| Valores de Fuerza del guante | |
|-------------------------------|------------|
| Agarre de un Molde de Silicon | |
| Prueba | FUERZA (N) |
| 1 | 83,63 |
| 2 | 18,58 |
| 3 | 23,05 |
| 4 | 26,52 |
| 5 | 34,27 |
| 6 | 54,96 |
| 7 | 77,34 |
| 8 | 76,51 |
| 9 | 42,85 |
| 10 | 65,72 |
| 11 | 28,9 |
| 12 | 49,15 |
| 13 | 71,43 |
| 14 | 37,62 |
| 15 | 59,84 |

Figura 55. Análisis de datos del sensor de fuerza en el guante. Elaborado por autores

En la Figura 56, se muestran los resultados del sensor de fuerza aplicado en el guante. Estos datos se registraron del monitor serial del Arduino, donde se observa que la fuerza alcanza un máximo de 86.63 N y un mínimo de 0 N. Esto indica que el sistema es capaz de detectar tanto cargas pequeñas como esfuerzos de mayor magnitud.

```

on 'COM7')
,Menique: 90.  fuerza: ,83.63
,Menique: 90.  fuerza: ,18.58
,Menique: 90.  fuerza: ,0.03
4,Menique: 90.  fuerza: ,23.05
,Menique: 90.  fuerza: ,26.52
,Menique: 90.  fuerza: ,0.03
,Menique: 90.  fuerza: ,0.03

```

Figura 56. Análisis de datos del sensor de fuerza en el guante. Elaborado por autores

VII. RESULTADOS

VII-A. Estudio de la flexibilidad del guante

En la figura 57 mostrada, se observa el comportamiento del sensor de flexión de los dedos están en movimiento, cuyas mediciones oscilan entre 30 y 33 Hz. Esta mínima variación indica que el sensor se mantuvo en una posición relativamente estable, con solo pequeñas fluctuaciones, y que no se aplicó una flexión pronunciada durante el registro. La línea azul en la gráfica representa estas mediciones tomadas en un período de tiempo muy corto. Para asegurar la precisión de los datos de este tipo de sensores, se utilizó un filtro de 5 Hz.

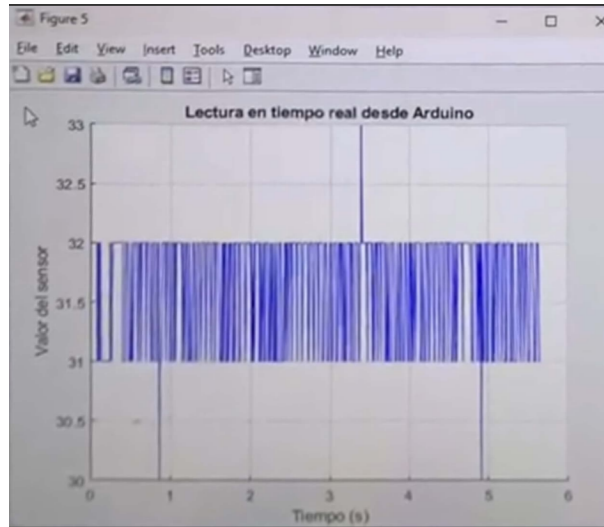


Figura 57. Análisis de los datos de oscilación. Elaborado por autores

Se puede apreciar claramente en esta figura 58 el impacto positivo del filtrado en la señal de un sensor de flexión. La señal original en rojo, se caracteriza por su alto contenido de ruido, picos agudos y cambios abruptos de valor, indicando interferencias electromagnéticas, imprecisiones en la conversión analógica-digital o movimientos del sensor demasiado veloces. En contraposición, la señal filtrada en azul, exhibe una estabilidad significativamente mejorada, atenuando el ruido y suavizando los cambios sin comprometer la forma intrínseca de la señal. En la prótesis, esto se traduce a movimientos más fluidos.

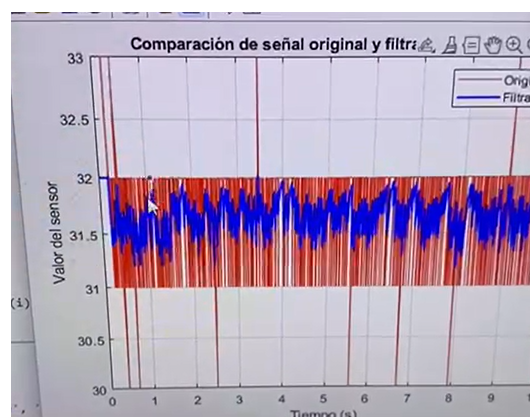


Figura 58. Análisis de la comparación de señales

VII-B. Pruebas de agarre

En la figura 59 se observa el agarre de un objeto la cual lo sostiene de manera estable tambien dio como resultado el movimiento con una respuesta de latencia mínima.

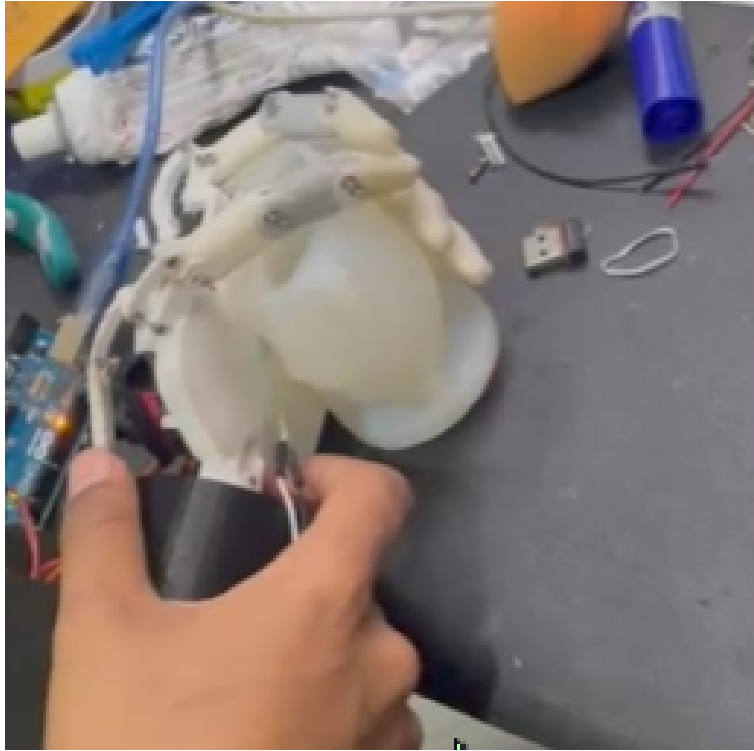


Figura 59. Demostración del agarre . Elaborado por autores

En la figura 60 se demuestra los movimientos de la palma dando resultado la ejecución de la señal del guante con la prótesis.



Figura 60. Demostración del agarre de la palma. Elaborado por autores

VII-C. Análisis de comparación de fuerza

En la figura 61, se muestra la fuerza del usuario aplicada en el guante genera mayor fuerza promedio (29.8 N) frente a la prótesis (20.0 N), lo que confirma que la prótesis reduce la fuerza de agarre debido a pérdidas mecánicas en el sistema de servos MG90S y el mecanismo de barras.

| Muestra | Fuerza Guante (N) | Fuerza Prótesis (N) |
|---------|-------------------|---------------------|
| 1 | 83,63 | 12,5 |
| 2 | 18,58 | 15,2 |
| 3 | 0,03 | 20,1 |
| 4 | 23,05 | 18,6 |
| 5 | 26,52 | 14,7 |
| 6 | 0,03 | 16,3 |
| 7 | 0,03 | 10,5 |
| 8 | 34,27 | 19,2 |
| 9 | 54,96 | 13,8 |
| 10 | 0,03 | 11,6 |
| 11 | 0,03 | 12,9 |
| 12 | 77,34 | 15,7 |
| 13 | 3,45 | 14,2 |
| 14 | 0,03 | 13,4 |
| 15 | 0,03 | 12,1 |

Figura 61. Tabla de datos de los sensores de fuerza del guante y prótesis. Elaborado por autores

En la figura 62, se muestra que el guante transmite más fuerza que la prótesis. La prótesis, al depender del mecanismo de barras y los servos MG90S, pierde parte de la fuerza aplicada pero esto no influye en el agarre de objetos.

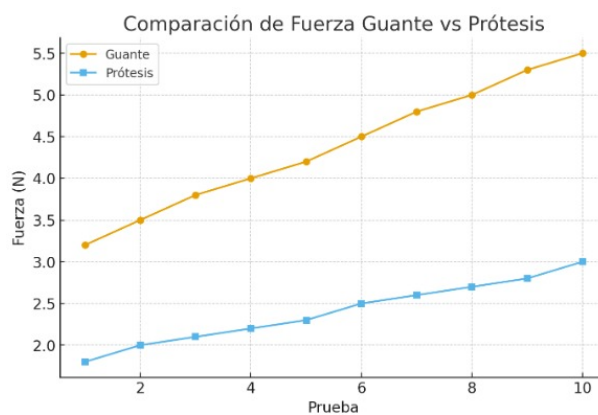


Figura 62. Gráfica de los sensores de los sensores de fuerza del guante y prótesis. Elaborado por autores

VII-D. Análisis de comparación de flexión

En la figura 63, se observa que el guante alcanza un promedio de flexión de 42°, lo que refleja con mayor fidelidad la flexión natural de los dedos del usuario. La prótesis, en cambio, registra un promedio de 35°, evidenciando una reducción en el rango de movimiento respecto al guante.

| Muestra | Flexión Guante (°) | Flexión Prótesis (°) |
|---------|--------------------|----------------------|
| 1 | 40 | 30 |
| 2 | 45 | 35 |
| 3 | 50 | 38 |
| 4 | 55 | 42 |
| 5 | 60 | 45 |
| 6 | 65 | 50 |
| 7 | 70 | 52 |
| 8 | 75 | 55 |
| 9 | 80 | 57 |
| 10 | 85 | 60 |
| 11 | 90 | 62 |

Figura 63. Tabla de datos de los sensores de flexión del guante y prótesis. Elaborado por autores

En la figura 64, se muestra que la prótesis presenta un déficit en la replicación de los ángulos naturales de flexión del guante, lo cual sugiere la necesidad de optimizar el diseño mecánico y los servomotores para lograr un movimiento más cercano al natural.

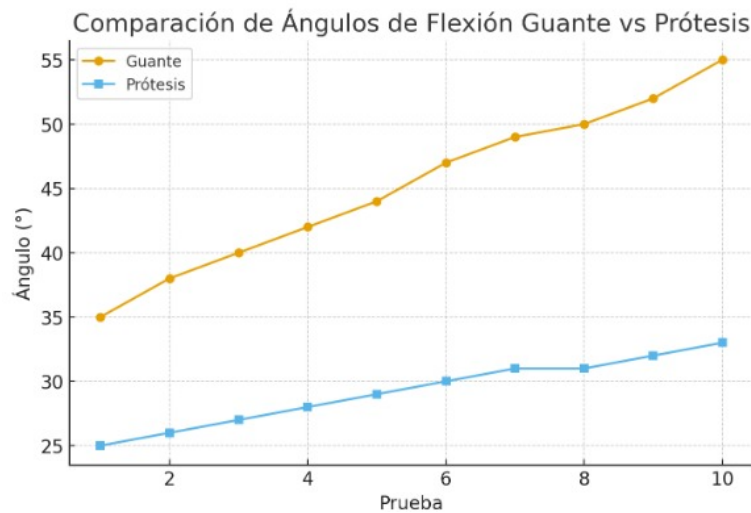


Figura 64. Gráfica de los sensores de flexión del guante y prótesis. Elaborado por autores

VIII. CONCLUSIONES

El diseño del guante se completó con éxito al integrar sensores de flexión y presión en una plataforma vestible, lo que permite la conversión de los movimientos naturales de los dedos en señales eléctricas. Este paso inicial fue crucial, ya que establece la base para la comunicación con la prótesis, asegurando que los datos de entrada del usuario sean precisos y representen fielmente su intención de movimiento.

Se logró la implementación de un sistema de comunicación inalámbrica que adquiere los datos de los sensores del guante y los transmite a la prótesis. Esta conexión sin cables es fundamental para la libertad de movimiento del usuario. Al establecer un vínculo robusto y confiable, se garantiza que los comandos enviados por el guante se ejecuten en tiempo real en la prótesis, permitiendo un control fluido y sin interrupciones.

Aunque las mediciones presentan variaciones entre pruebas, el rango obtenido se mantiene suficiente y estable para realizar el agarre de los objetos evaluados. No se observaron fallos de sujeción ni aperturas involuntarias, por lo que la variabilidad no afecta la funcionalidad del agarre en las condiciones de ensayo.

Del mismo modo, aun con pequeñas diferencias en los ángulos de flexión entre intentos, la prótesis alcanza un rango operativo que permite cerrar los dedos lo necesario para envolver y mantener el objeto. Esta variabilidad no compromete la ejecución del agarre ni la maniobrabilidad básica.

Las pruebas experimentales demostraron que el prototipo es funcional y confiable para los movimientos de agarre tipo pinza y palmar en los ángulos de 0 a 90 grados. La validación confirmó que el sistema completo (guante-comunicación-prótesis) interpreta y ejecuta correctamente las intenciones del usuario, lo que demuestra la viabilidad y utilidad del dispositivo como una herramienta efectiva para el control remoto de una prótesis de mano personalizada.

IX. RECOMENDACIONES

Para futuros desarrollos, se sugiere expandir la capacidad del guante para incorporar retroalimentación háptica. La integración de pequeños motores de vibración o actuadores de presión permitiría al usuario sentir la fuerza que la prótesis ejerce sobre un objeto. Esta característica cerraría el circuito de control, proporcionando una experiencia más inmersiva y segura al manipular objetos frágiles o pesados. Además, para lograr un control más preciso y fiel de la fuerza y el movimiento de la mano, se recomienda una mejora sustancial en el mecanismo de la prótesis. Un área de trabajo clave es la integración de servomotores de mayor torque. Finalmente, se sugiere investigar el uso de algoritmos de aprendizaje automático para que el sistema pueda adaptarse a los patrones de movimiento del usuario con el tiempo, optimizando la precisión y la respuesta.

Una segunda línea de investigación podría centrarse en la miniaturización y la estética del diseño. Aunque el prototipo actual es funcional, la siguiente etapa debería ser reducir el tamaño de los componentes electrónicos, como la placa de circuito impreso, y desarrollar un guante fabricado con materiales más ligeros, flexibles y transpirables. Esto mejoraría la comodidad para el uso prolongado y haría que el dispositivo fuera más discreto y estéticamente agradable. La optimización de la batería para una mayor duración también es crucial, ya que un dispositivo portátil necesita ser fiable durante un día completo de actividad.

Finalmente, se propone explorar la viabilidad de adaptar esta tecnología para otros fines, más allá del control protésico. La base de este sistema, que traduce los movimientos de la mano en comandos inalámbricos, podría ser aplicada en campos como la teleoperación de robots en entornos peligrosos, la realidad virtual para una interacción más inmersiva, o incluso en el ámbito de la rehabilitación y la fisioterapia. Desarrollar un software con una interfaz de usuario más avanzada y accesible para la calibración y el monitoreo de los sensores también potenciaría el alcance y la versatilidad de este innovador proyecto.

X. CRONOGRAMA

A continuación se muestra el cronograma de trabajo en la tabla I.

Tabla I
CRONOGRAMA

| | | DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS PERSONALIZADA CON UN PROTOTIPO VESTIBLE QUE PERMITA EL CONTROL A DISTANCIA CON SENSORES. | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|----|---|---|---|---|---|-------|---|---|---|------|---|---|---|-------|---|---|---|-------|---|---|---|--------|---|---|---|---|---|---|---|
| | | MARZO | | | | ABRIL | | | | MAYO | | | | JUNIO | | | | JULIO | | | | AGOSTO | | | | | | | |
| # | ACTIVIDAD | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 1 | Análisis del tema a proponer para el trabajo de titulación para la obtención del título de Ingeniero en mecatrónica | X | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 2 | Presentación del tema y objetivos generales y específicos para la obtención del título de ingeniero en mecatrónica | | | | | | | | | X | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 3 | Cotización y compra de componentes para el proyecto | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 4 | Diseño de la prótesis y prototipo | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 5 | Avance del anteproyecto para el trabajo de titulación para la obtención del título de ingeniero en mecatrónica | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 6 | Molde del prototipo vestible | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 7 | Pruebas del prototipo vestible | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 8 | Programación | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 9 | Implementación de sistema de control y adquisición | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 10 | Validación experimental y elaboración del informe | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |

XI. PRESUPUESTO

A continuación se presenta la siguiente tabla con el presupuesto del proyecto.

Tabla II
PRESUPUESTO

| Nombre del elemento | Cantidad | \$ |
|------------------------------------|----------|------------|
| Arduino Nano | 2 | 18 |
| Servo MG90S | 5 | 40 |
| Sensor Flex de 5x y 4.5 pulgadas | 5 | 130 |
| Resistencia 5x 10k | 10 | 4 |
| Batería recargable | 2 | 19 |
| Fabricación PCB | 1 | 20 |
| Silicon Dragon Skin | 1 | 35 |
| ANYCUBIC Resina resistente 2.0 | 2 | 72 |
| Filamento de impresora 3D PETG 2.0 | 1 | 36 |
| Sensor de fuerza sensor FSR402 | 1 | 6 |
| Modulo bluetooth HC-06 | 2 | 12 |
| Regulador de voltaje | 3 | 9 |
| Espadines hembra | 2 | 3 |
| Espadines macho | 2 | 3 |
| Capacitores 3,3uf | 10 | 12 |
| Cerámico 0,1uf | 3 | 2 |
| Regulador de voltaje 78S05 | 3 | 8 |
| TOTAL | | 429 |

ANEXO A
ELABORACIÓN DE LA PRÓTESIS

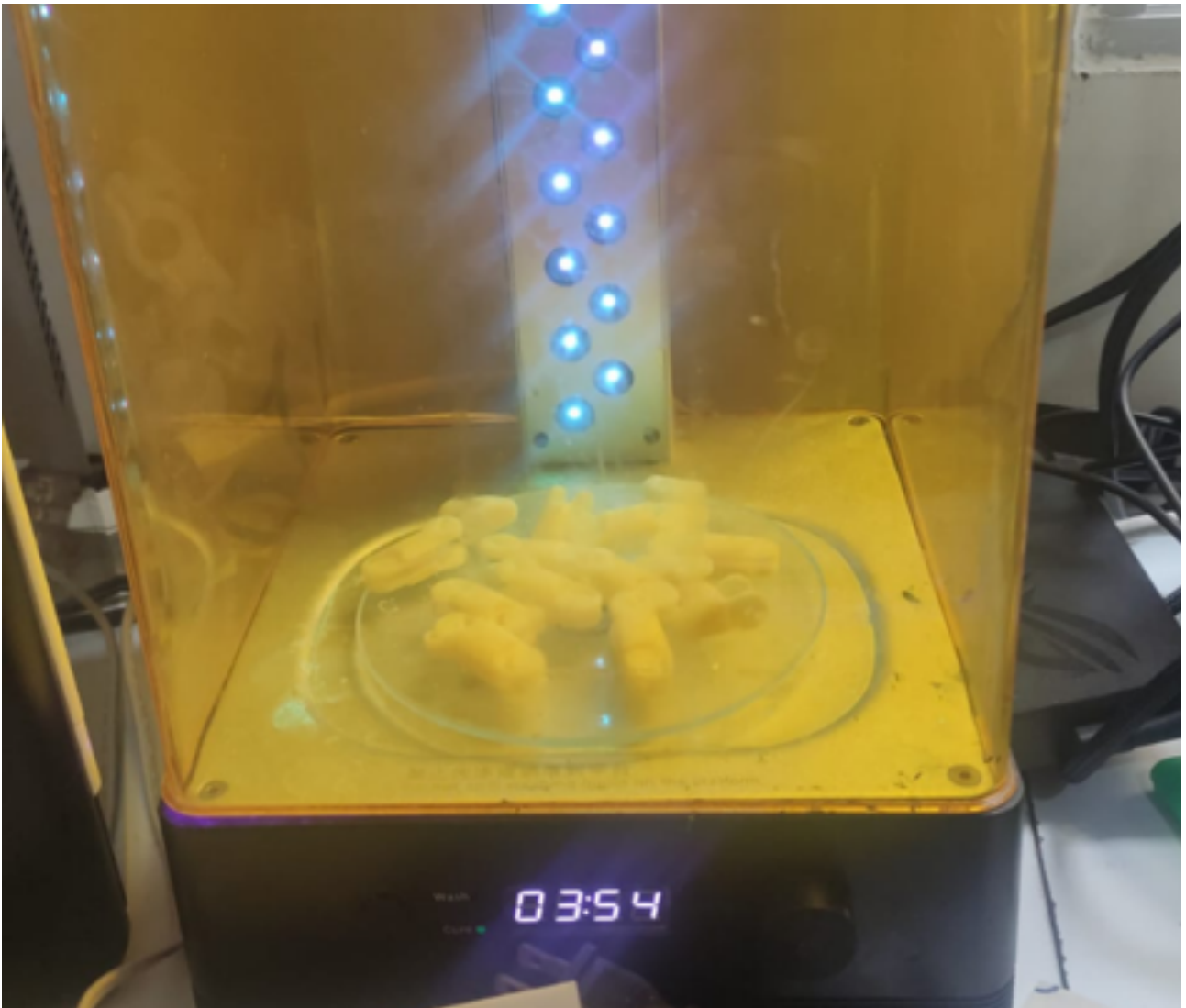


Figura 65. Impresión de la mano, elaborado por autores



Figura 66. Impresión de la mano, elaborado por autores



Figura 67. Impresión de la palma, elaborado por autores

ANEXO B
ELABORACIÓN DEL GUANTE

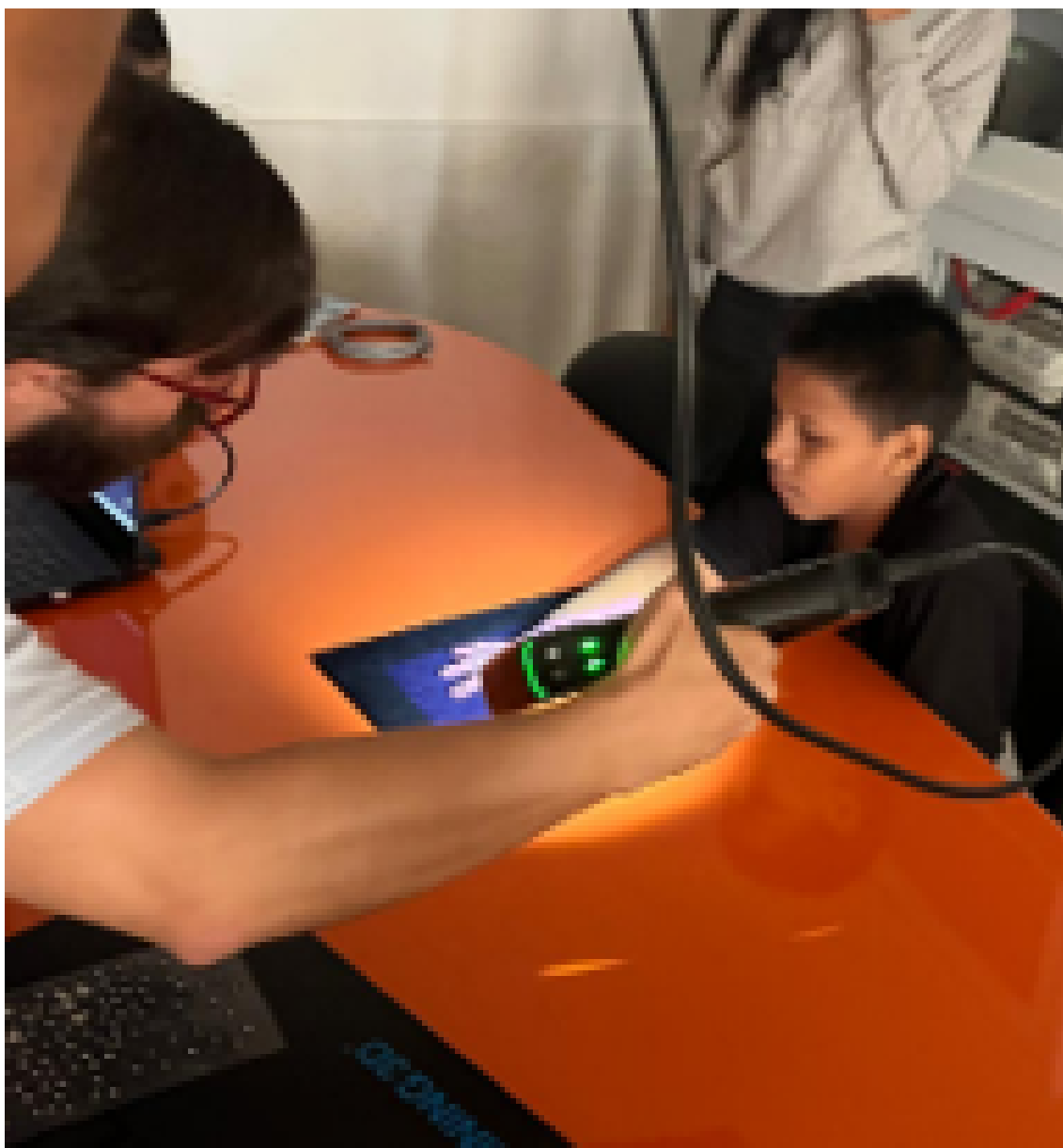


Figura 68. Escaneo de la mano, elaborado por autores.

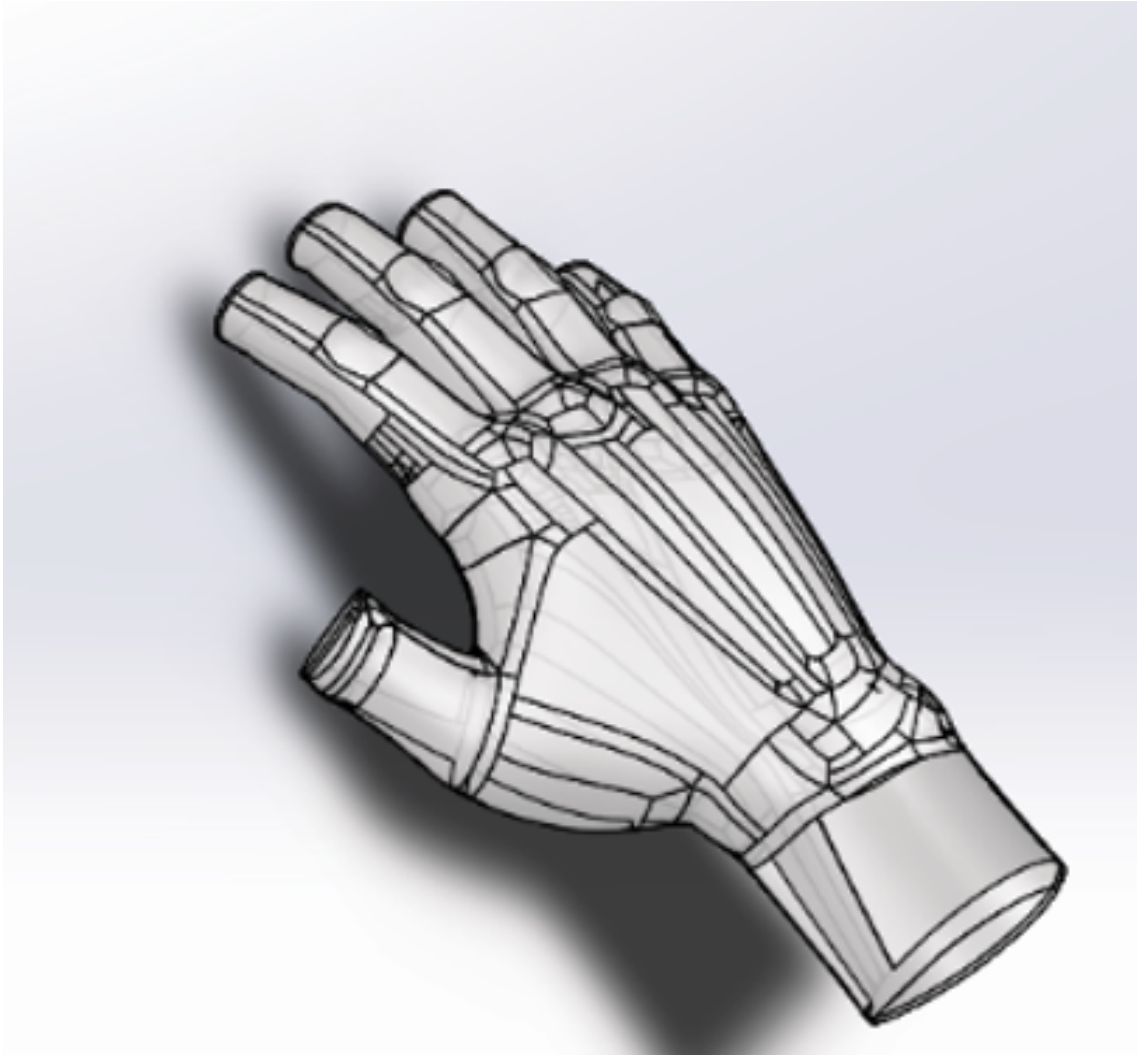


Figura 69. Diseño del guante, elaborado por autores.



Figura 70. Diseño del guante, elaborado por autores.



Figura 71. Molde de la mano, elaborado por autores.

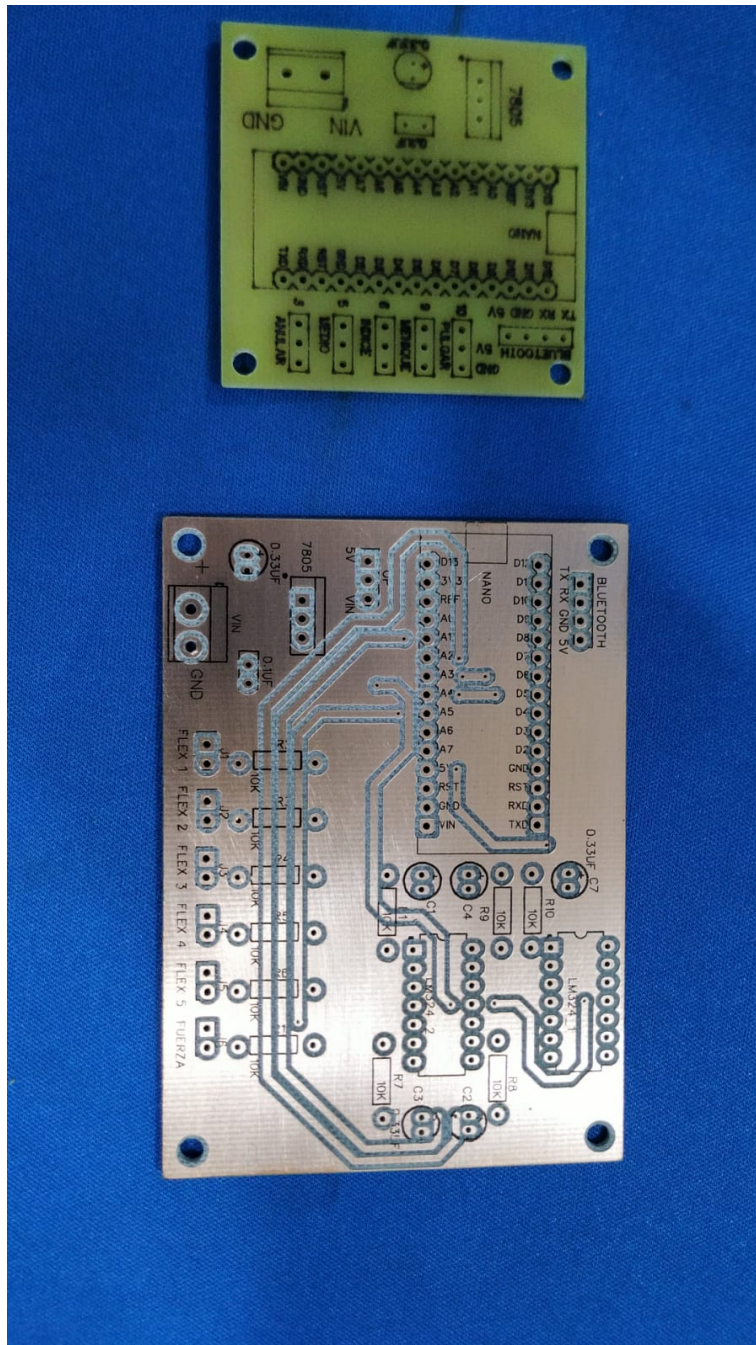


Figura 72. Baquelitas para los componentes electrónicos, elaborado por autores.

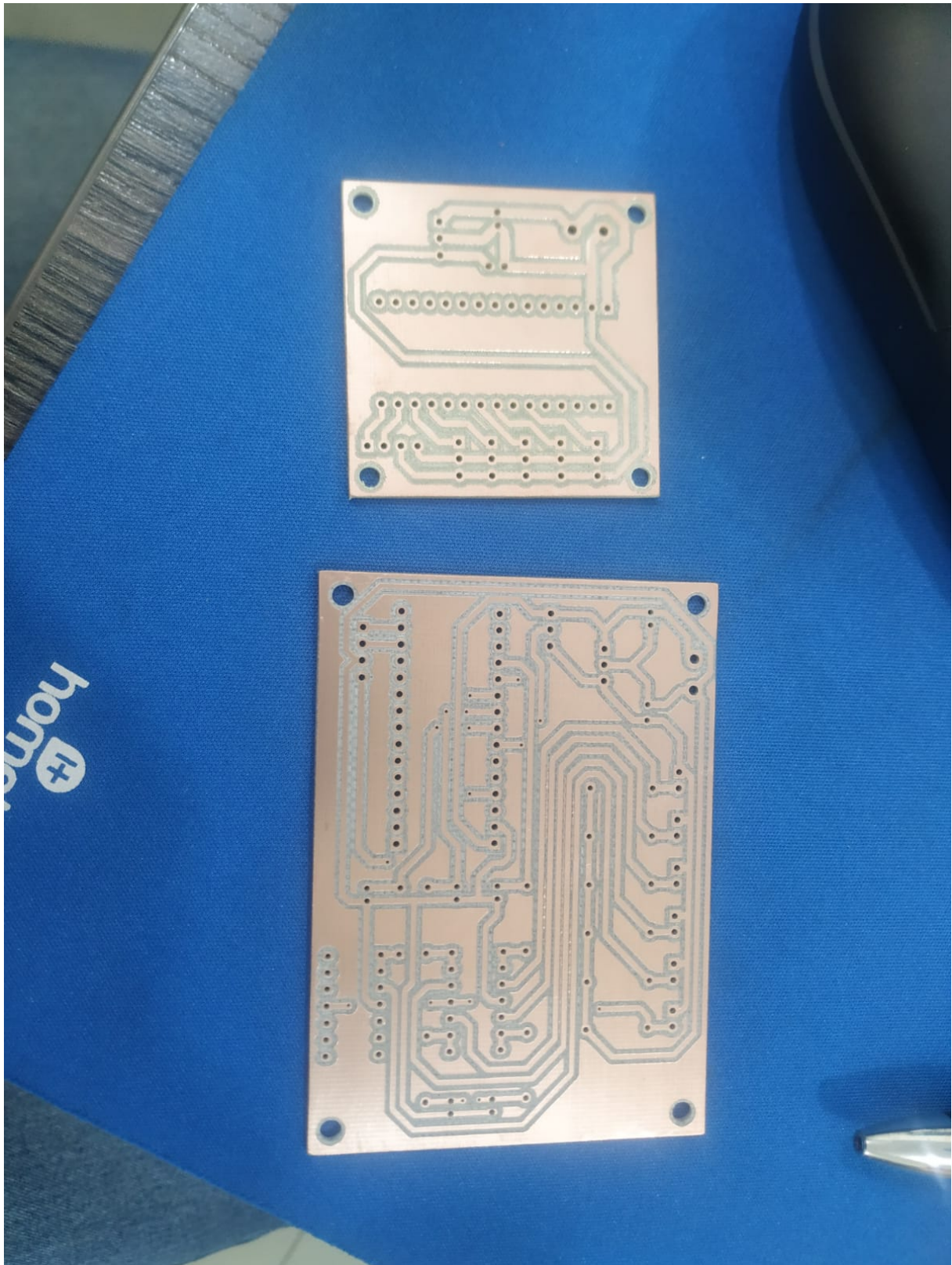


Figura 73. Baquelitas para los componentes electrónicos, elaborado por autores.

REFERENCIAS

- [1] S. E. Calderón Cuadros, *Diseño y construcción de un guante de rehabilitación de mano derecha para personas con distrofia muscular*, Accedido: 10-07-2025, 2023. dirección: <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/27195>.
- [2] G. P., *Control mioeléctrico de manos protésicas: revisión del estado del arte*, Accedido: 10-07-2025, 2016. dirección: <https://doi.org/10.2147/MDER.S91102>.
- [3] E. Universo, *Pacientes y familias reclaman al IESS: "Para cuándo las prótesis para amputados"*, Accedido: 10-05-25, 2023. dirección: <https://www.eluniverso.com/guayaquil/comunidad/pacientes-y-familias-reclaman-al-iess-para-cuando-las-protesis-para-amputados-nota/>.
- [4] E. Pagan, L. Chatenoud, T. Rodriguez et al., «Comparison of Trends in Mortality from Coronary Heart and Cerebrovascular Diseases in North and South America: 1980 to 2013,» *American Journal of Cardiology*, vol. 119, n.º 6, págs. 862-871, 2017, cited By 27. DOI: 10.1016/j.amjcard.2016.11.040.
- [5] N. L. Quiroga PÁ y E. Calla Durandal, «Sistema de control de mano robÃreplicadora de movimientos para manipular sustancias quÃmicas,» es, *Acta Nova*, vol. 9, págs. 82-114, mar. de 2019, ISSN: 1683-0789. dirección: http://www.scielo.org.bo/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1683-07892019000100005&nrm=iso.
- [6] C. A. QuinayÃs-Burgos, M. MuÃ-AAÃ, Ã. A. Vivas-AlbÃ;n y C. A. Gaviria-LÃ, «DiseÃy construcciÃde la prÃrobÃde mano UC-1,» es, *IngenierÃa y Universidad*, vol. 14, págs. 223-237, jul. de 2010, ISSN: 0123-2126. dirección: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0123-21262010000200001&nrm=iso.
- [7] R. I. Continental, *Control inteligente de la sujeción de objetos a través de una prótesis mioeléctrica y mecanomiográfica para personas con desarticulado de muñeca y amputación transradial en la provincia de Huancayo*, Accedido: 10-05-25, 2021. dirección: <https://repositorio.continental.edu.pe/handle/20.500.12394/10348>.
- [8] L. y Arzola, *Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano*, Accedido: 01-04-25, 2011. dirección: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0012-73532011000500022.
- [9] T. L. y Tituana Salinas, *Desarrollo del prototipo de un sistema de control para prótesis de mano asistida mediante señales electromiográficas*, Accedido: 10-05-25, 2020. dirección: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/19513/1/UPS-CT008888.pdf>.
- [10] X. C. y Paula Zambrano, *Desarrollo de un prototipo de guante exoesquelético automatizado con control a través de una aplicación móvil, aplicando conceptos de abordaje ergonómico y perspectivas de rehabilitación parcial*, Accedido: 01-04-25, 2024. dirección: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/29052/1/UPS-GT005741.pdf>.
- [11] M. E. y Morquecho Cesar, *Diseño y construcción de una prótesis de dedo para personas con amputación a nivel proximal de la falange con sistema flexible para integración de herramientas*. Accedido: 01-04-25, 2022. dirección: <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/23513>.
- [12] Arduino, *Arduino IDE 2.3.6*, Accedido: 10-07-2025, 2025. dirección: <https://www.arduino.cc/en/software/>.
- [13] D. IA, *Arduino Nano. Usos, Funciones y Características*, Accedido: 13-08-2025, 2024. dirección: <https://desarrollaria.com/desarrollar-ia/aplicaciones/arduino-nano-usos-funciones-y-caracteristicas>.
- [14] N. MECHATRONICS, *Tutorial básico NRF24L01 con Arduino*, Accedido: 01-04-2025, 2023. dirección: https://naylampmechatronics.com/blog/16_tutorial-basico-nrf24l01-con-arduino.html.
- [15] M. BLUE, *Guía completa sobre el módulo Bluetooth*, Accedido: 13-08-2025, 2021. dirección: <https://www.mokoblue.com/es/complete-guide-on-bluetooth-module/>.
- [16] Novatronic, *Espadines macho*, Accedido: 04-06-25, 2020. dirección: <https://novatronicec.com/index.php/product/espadines-macho-1x40-pin-2-54mm/#:~:text=Estas%20tiras%20son%20ideales%20para,el%20est%C3%A1ndar%20de%202.54mm..>
- [17] Componentes101, *Microservomotor con engranajes metálicos*, Accedido: 13-08-2025, 2019. dirección: <https://components101.com/motors/mg90s-metal-gear-servo-motor>.

- [18] AFEL, *Sensor de Flexión de 4.5 pulgadas*, Accedido: 04-06-2025, 2025. dirección: <https://afel.cl/products/sensor-de-flexion-de-4-5-pulgadas#:~:text=Descripci%C3%B3n%20del%20Producto%3A,la%20curvatura%20de%20los%20materiales..>
- [19] C. Digest, *¿Qué es un sensor flexible y cómo usarlo con Arduino?* Accedido: 13-08-2025, 2024. dirección: <https://circuitdigest.com/microcontroller-projects/interfacing-flex-sensor-with-arduino>.
- [20] Robotics, *SENSOR DE PRESION/FUERZA FSR402*, Accedido: 11-08-2025, 2023. dirección: <https://roboticsec.com/producto/sensor-de-presion-fuerza-fsr402/>.
- [21] Baumer, *¿Cómo se mide la fuerza?* Accedido: 13-08-2025, 2025. dirección: https://www.baumer.com/int/es/service-support/funcionamiento/funcionamiento-de-sensores-de-fuerza/a/Know-how_function_force_sensor.
- [22] Electronics, *LM324N*, Accedido: 11-08-2025, 2025. dirección: <https://avelectronics.cc/producto/amplificador-operacional-lm324n/?srsltid=AfmBOoprkiLJGnAsrJsY29ahdhcsKvL6rsKl29gXRJQ2O1e3p7j-NC0z>.
- [23] Ariat, *Una guía completa para usar el LM324 en circuitos de amplificadores operativos*, Accedido: 13-08-2025, 2024. dirección: <https://www.ariat-tech.es/blog/a-comprehensive-guide-to-using-the-lm324-in-operational-amplifier-circuits.html>.
- [24] E. fix, *¿Cuáles son las ventajas y desventajas de los condensadores?* Accedido: 13-08-2025, 2025. dirección: <https://engineerfix.com/electrical/capacitors/advantages-and-disadvantages-of-capacitors/>.
- [25] Umiles, *PRO MICRO PARA ARDUINO*, Accedido: 01-04-25, 2025. dirección: <https://tecmikro.com/tarjetas-programables/553-pro-micro-para-arduino.html>.
- [26] EATON, *¿Qué son los reguladores de voltaje de distribución?* Accedido: 13-08-2025, 2025. dirección: <https://www.eaton.com/ar/es-mx/products/medium-voltage-power-distribution-control-systems/voltage-regulators/voltage-regulators--fundamentals-of-voltage-regulators.html>.
- [27] BBVA, *La baquelita: el primer plástico sintético que transformó el mundo*, Accedido: 11-08-2025, 2025. dirección: <https://www.bbva.com/es/sostenibilidad/la-baquelita-el-primer-plastico-sintetico-que-transformo-el-mundo/>.
- [28] PLASTICO, *La baquelita: el primer plástico sintético y su importancia en la industria contemporánea*, Accedido: 13-08-2025, 2022. dirección: <https://www.plastico.com/es/noticias/la-baquelita-el-primer-plastico-sintetico-y-su-importancia-en-la-industria-contemporanea>.
- [29] TAMESON, *¿Qué es la resistencia? Aprenda los fundamentos de la resistencia, los métodos de cálculo y los resistores*. Accedido: 04-06-2025, 2021. dirección: <https://www.hioki.com/global/learning/electricity/resistance.html>.
- [30] J. G. O. R., «Impresión 3D en la Industria: Un acercamiento a la tecnología y su influencia en la Industria Petrolera,» 2014.
- [31] SICNOVA, *¿Cómo funciona una impresora 3D FDM?* Accedido: 13-08-2025, 2022. dirección: <https://sicnova3d.com/blog/experiencias-3d/como-funciona-una-impresora-3d-fdm/>.
- [32] WINKLE, *PETG*, Accedido: 01-04-25, 2025. dirección: <https://winkle.shop/filamento-impresora-3d/petg/#:~:text=El%20PETG%20es%20un%20termopl%C3%A1stico,a%20la%20hora%20de%20imprimir.>
- [33] 3dmarket, *Resina standardcreality*, Accedido: 10-07-2025, 2025. dirección: <https://www.3dmarket.mx/p/resina-creality-500-g/#:~:text=La%20resina%20para%20la%20impresora, trav%C3%A9s%20de%20la%20foto%20Dpolimerizaci%C3%B3n..>
- [34] SPRODEMAQ, *Resina 3D de alta velocidad — Creality*, Accedido: 13-08-2025, 2025. dirección: <https://prodemaq.com/product/resina-3d-de-alta-velocidad-creality/>.
- [35] Dentaltix, *Todo lo que necesitas saber sobre los alginatos dentales y su uso en impresión dental*, Accedido: 10-07-2025, 2025. dirección: https://www.dentaltix.com/es/blog/guia-definitiva-todo-alginatos-dentales-y-sus-usos-impresiones?srsltid=AfmBOopE0QAWVaK_SRLaeu69xmbrj1C2VU598lCHXbKh91_uNpJGY-8H&srsltid=AfmBOoo4-sWwru2VB9mh-fFDG2ng2uV9qRr77OITkbrEywX3lKMYljS.
- [36] MPDI, *Estructuras, propiedades y aplicaciones de los alginatosy*, Accedido: 13-08-2025, 2022. dirección: <https://www.mdpi.com/1660-3397/20/6/364>.
- [37] P. de dragón™ 30, *Todo lo que necesitas saber sobre los alginatos dentales y su uso en impresión dental*, Accedido: 10-07-2025, 2025. dirección: <https://www.smooth-on.com/products/dragon-skin-30/>.

- [38] RESITEK, *Dragon Skin™ 10 NV*, Accedido: 13-08-2025, 2025. dirección: <https://www.resitekgt.com/pagina-del-producto/dragon-skin-10-nv>.
- [39] Electromaker, *Análisis de la impresora 3D de resina Creality Halot-One*, Accedido: 13-08-2025, 2022. dirección: https://www.electromaker.io/blog/article/creality-halot-one-resin-3d-printer-review?srsId=AfmBOoqkFKL5i7Jay6AbuosAOwCR23UL9xh8XBhw7XRdq_rreFBVxY5U/.
- [40] Novatric, *Impresora 3D de resina Creality Halot One CL-60*, Accedido: 13-08-2025, 2020. dirección: <https://novatronicec.com/index.php/product/impresora-3d-de-resina-creality-halot-one-cl-60/>.
- [41] Dynapro3D, *¿Cómo funciona un escáner 3D?* Accedido: 10-07-2025, 2020. dirección: <https://dynapro3d.com/funciona-escaner-3d/>.
- [42] CMBATTERIES, *Una guía completa de la batería recargable 18650*, Accedido: 13-08-2025, 2025. dirección: <https://cmbatteries.com/es/una-gu%C3%ADa-completa-para-la-bater%C3%ADa-recargable-18650/>.
- [43] SolidBI, *SOLIDWORKS. Qué es y para qué sirve*, 09-11-24, 2023. dirección: <https://solid-bi.es/solidworks/?v=c582dec943ff>.
- [44] Solidworks, *Introducción a Solidworks*, 09-11-24, 2024. dirección: https://my.solidworks.com/solidworks/guide/SOLIDWORKS_Introduction_ES.pdf.
- [45] ERGONAUTAS, *Medición de ángulos en fotografías y vídeos*, Accedido: 13-08-2025, 2025. dirección: <https://www.ergonautas.upv.es/herramientas/ruler/ruler.php>.