



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE GUAYAQUIL
CARRERA DE MECATRÓNICA**

**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO
ROBOTIZADO PARA REHABILITACIÓN ACTIVA DE MANO CON
CONTROL EMBEBIDO Y MONITOREO INALÁMBRICO**

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

AUTOR: Jorge Ulises Chuqui Hernández
César Isaac Vera Flores
TUTOR: Ing. Juan Pablo Vera Figueroa .

Guayaquil - Ecuador
2025

28/08/25

12:00

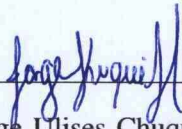
CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Jorge Ulises Chuqui Hernández** con documento de identificación N° **0953480498** y **César Isaac Vera Flores** con documento de identificación N° **0930696828**; manifestamos que:

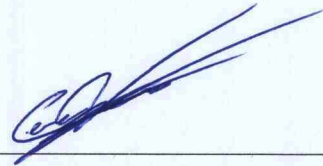
Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo.

Guayaquil, 28 de agosto del año 2025

Atentamente,



Jorge Ulises Chuqui Hernández
0953480498



César Isaac Vera Flores
0930696828

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Juan Pablo Vera Figueroa**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO ROBOTIZADO PARA REHABILITACIÓN ACTIVA DE MANO CON CONTROL EMBEBIDO Y MONITOREO INALÁMBRICO**, realizado por **Jorge Ulises Chuqui Hernández** con documento de identificación N° **0953480498** y por **César Isaac Vera Flores** con documento de identificación N° **0930696828**, 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, 28 de agosto del año 2025

Atentamente,



Ing. Juan Pablo Vera Figueroa.
0910678614

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

Nosotros, **Jorge Ulises Chuqui Hernández** con documento de identificación N° **0953480498** y **César Isaac Vera Flores** con documento de identificación N° **0930696828**, 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 PROTOTIPO DE EXOESQUELETO ROBOTIZADO PARA REHABILITACIÓN ACTIVA DE MANO CON CONTROL EMBEBIDO Y MONITOREO INALÁMBRICO**, 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, 28 de agosto del año 2025

Atentamente,

Jorge Ulises Chuqui Hernández
0953480498

César Isaac Vera Flores
0930696828

DEDICATORIA

A mis amados padres, quienes con su inmenso amor, apoyo incondicional y sacrificios me dieron las herramientas para forjar mi camino. Su fe en mí fue la guía que me trajo hasta aquí. Gracias por brindarme la mejor educación y por enseñarme que la verdadera riqueza reside en el conocimiento. Este logro es tan suyo como mío.

A mi hermana, por ser mi compañera de vida y mi otra mitad. Gracias por tu apoyo, tu comprensión y por los momentos de alegría que hicieron más llevadero este camino. Fuiste siempre mi inspiración para salir adelante. A mis amigos y a esas personas especiales que siempre confiaron en mí. Gracias por las risas, el apoyo incondicional y por los momentos inolvidables. Su amistad fue mi refugio y motivación. Los llevo siempre en mi corazón.

Y a ti, mi querida Akira, mi compañera fiel de noches de estudio y desvelo, por tu compañía silenciosa y por el gran amor incondicional que me brindas. Tu presencia hizo esta etapa más reconfortante.

César Isaac Vera Flores

Dedico este trabajo a mis padres, Zoila Hernández y Fabián Vargas, por su amor incansable, su ejemplo y cada sacrificio que me enseñó el valor del esfuerzo. Su confianza en mí fue la brújula que me guió hasta aquí.

A mis hermanas, Scarleth Pizarro y Martha Chuqui, por su compañía de vida, su alegría en los días difíciles y sus palabras oportunas que me animaron a continuar. Mi abuela Fátima Rosado, por las raíces, la sabiduría y el abrazo que sostiene cuando más se necesita.

Y mi novia, Andrea Indacochea, por la paciencia y la fe inquebrantable en este sueño. Gracias por recordarme, paso a paso, por qué valía la pena continuar.

Jorge Ulises Chuqui Hernández

AGRADECIMIENTO

A lo largo del desarrollo de este proyecto, he tenido la fortuna de contar con el apoyo y la guía de personas invaluable a quienes deseo agradecer de manera sincera. En primer lugar, quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mis padres César y Rosario, por su amor incondicional y por creer en mí incluso en los momentos de mayor duda. Su sacrificio, su apoyo inquebrantable y sus sabios consejos han sido el pilar fundamental que me permitió llegar hasta este punto. Todo esto es, en gran medida, un reflejo de su amor y dedicación.

A mi hermana Génesis, gracias por tu compañía, tu apoyo incesante y por los momentos de diversión que me ayudaron a mantener la perspectiva. A esas personas especiales, por cada risa, cada distracción y cada palabra de ánimo que me brindaron. Su compañía y aliento fue un respiro vital que hizo más llevadera la presión del trabajo.

Y finalmente, a mi fiel compañera Akira, mi mascota, que con su energía y su amor me recordó la importancia de la vida fuera del trabajo. Tu presencia fue un bálsamo y una motivación constante.

A todos ellos, mi eterna gratitud.

César Isaac Vera Flores

AGRADECIMIENTO

A mi familia, Zoila Hernández y Fabián Vargas, mi hermana Scarleth Pizarro, Martha Chuqui, mi abuela Fátima Rosado, y a mi novia Andrea Indacochea. Gracias por su amor, su ejemplo y su apoyo incondicional en cada etapa de este camino. Su confianza en mí fue la fuerza que me sostuvo cuando más lo necesité. Este logro también les pertenece.

A la universidad y a la facultad que me formaron, a mis docentes por su dedicación y por exigirme siempre un poco más. A mi tutor de tesis, por su orientación, paciencia y consejos oportunos que guiaron este trabajo.

A mis compañeros y amigos, por las ideas compartidas, el ánimo en los momentos difíciles y las risas que hicieron más ligero el trayecto. Gracias por acompañarme con lealtad y buena energía.

Jorge Ulises Chuqui Hernández

RESUMEN

El presente trabajo de titulación, titulado “Desarrollo de un prototipo funcional de exoguante robótico para rehabilitación activa de la mano con control embebido y monitoreo inalámbrico”, tuvo como objetivo diseñar e implementar un dispositivo biomédico accesible que permita asistir el proceso de rehabilitación motora de la mano, combinando principios de biomimética, sistemas embebidos de bajo costo e impresión 3D.

El diseño del prototipo se fundamentó en la fisiología de la mano y en la reproducción de los movimientos de flexión y extensión mediante un sistema de tracción por tendones artificiales, accionados por micromotores de corriente continua N20. Para la sensorización se utilizaron sensores de flexión, los cuales permitieron registrar en tiempo real los ángulos articulares y validar el desempeño del movimiento asistido. El control del sistema se implementó sobre un microcontrolador ESP32, que proporcionó capacidad de procesamiento embebido y conectividad inalámbrica.

En el ámbito de la interfaz y monitoreo, se integró la plataforma Blynk como aplicación móvil para la visualización remota de variables tales como el rango de movimiento, la velocidad de flexión y la activación de los motores. Esta funcionalidad posibilitó que los datos generados por el exoguante se registren y supervisen en tiempo real, aportando un valor agregado al permitir un seguimiento clínico personalizado incluso en contextos rurales o con limitaciones de acceso a especialistas.

En cuanto a la fabricación, se empleó tecnología de impresión 3D con filamento PETG, lo cual garantizó un diseño ergonómico, ligero y de bajo costo, favoreciendo la replicabilidad y mantenimiento del prototipo. Este enfoque de manufactura digital refuerza la viabilidad de producir dispositivos médicos funcionales en entornos con recursos limitados, reduciendo la dependencia de equipos comerciales de alto costo.

Los resultados experimentales mostraron que el exoguante alcanzó rangos articulares funcionales en las articulaciones metacarpofalángicas, interfalángicas proximales y distales de los dedos, así como en las del pulgar, asegurando movimientos suficientes para la ejecución de tareas básicas de prensión. Además, el tiempo de flexión asistida promedio fue de aproximadamente 5 segundos a media velocidad de los motores, garantizando un movimiento suave y seguro para el usuario.

El proyecto constituye un aporte relevante al campo de la rehabilitación robótica, al demostrar que es factible integrar tecnologías de bajo costo, sistemas embebidos y soluciones de manufactura digital en un dispositivo biomédico funcional. Asimismo, el trabajo abre líneas de investigación futuras relacionadas con la optimización de la ergonomía del guante, la miniaturización de los actuadores y la inclusión de algoritmos de control adaptativo basados en inteligencia artificial para personalizar las terapias.

En conclusión, el exoguante robótico desarrollado representa una alternativa innovadora, funcional y replicable, con alto potencial de impacto social al democratizar el acceso a terapias de rehabilitación de la mano y contribuir a mejorar la calidad de vida de pacientes con limitaciones motoras en extremidades superiores.

ABSTRACT

This research project, entitled “Development of a functional robotic exoglove prototype for active hand rehabilitation with embedded control and wireless monitoring”, aimed to design and implement an accessible biomedical device to support motor rehabilitation of the hand, combining biomimetic principles, low-cost embedded systems, and 3D printing.

The prototype was designed based on hand physiology, reproducing flexion and extension movements through an artificial tendon traction system driven by N20 DC micromotors. Flex sensors were integrated to measure joint angles in real time, validating the assisted motion. The control system was implemented on an ESP32 microcontroller, which provided embedded processing capabilities and wireless connectivity.

For monitoring and interaction, the Blynk platform was used as a mobile application to visualize variables such as range of motion, flexion velocity, and motor activation. This feature allowed real-time data recording and supervision, offering the possibility of remote clinical follow-up, especially in rural contexts or areas with limited access to specialized therapy.

The prototype was manufactured using 3D printing with PETG filament, resulting in a lightweight, ergonomic, and low-cost design that favors replicability and maintenance. Experimental results showed that the exoglove achieved functional ranges of motion in the metacarpophalangeal, proximal interphalangeal, and distal interphalangeal joints of the fingers, as well as in the thumb joints, enabling grasping tasks. The average assisted flexion time was approximately 5 seconds at half of the motor’s rated speed, ensuring smooth and safe movement for the user.

This project contributes to the field of robotic rehabilitation by demonstrating the feasibility of integrating affordable technologies, embedded control, and digital manufacturing into a functional biomedical device. Furthermore, it opens opportunities for future research in areas such as ergonomic optimization, actuator miniaturization, and the use of adaptive control algorithms or artificial intelligence to personalize therapies.

In conclusion, the developed robotic exoglove represents an innovative, functional, and replicable alternative with high social impact potential by democratizing access to hand rehabilitation therapies and contributing to the improvement of patients’ quality of life.

ÍNDICE

I. Problema	1
II. Objetivos	2
II-A. Objetivo general	2
II-B. Objetivos específicos	2
III. Fundamentos teóricos	3
III-A. Fisiología y Proceso de Rehabilitación de la Mano	3
III-B. Historia del Exoguante y su Aplicación en Rehabilitación	3
III-C. Automatización y Control Embebido en Rehabilitación	4
III-D. Componentes de sujeción	5
III-E. Diseño Biomimético e Inspirado en Tendones Humanos	5
III-F. Monitorización Inalámbrica y Tele-rehabilitación	6
III-G. Sistemas Comerciales Existentes	7
III-H. Costos, Accesibilidad y Desarrollo de Bajo Presupuesto	7
III-I. Futuro de los Exoguantes en la Rehabilitación Médica	8
III-J. Cinemática de los dedos y su aplicación en un Exoguante robótico.	8
III-K. Modelo geométrico de los dedos (índice, medio, anular y meñique).	9
III-L. Modelo geométrico del Pulgar.	10
III-M. Grado de Libertad	10
III-N. Impresión 3D	11
III-Ñ. Impresora 3D FDM Creality K1C	11
III-O. Motor Reductor N20	12
III-P. Esp32 wroom 32	13
III-Q. Software	14
III-R. OrcaSlicer	15
IV. Marco metodológico	16
IV-A. Introducción a la metodología	16
IV-B. Etapa de programación	17
IV-C. Adquisición de componentes	17
IV-D. Instalación del sistema operativo	17
IV-E. Configuración inicial del sistema operativo	18
IV-F. Preparación del entorno de desarrollo	18
IV-G. Herramientas de Comunicación inalámbrica	19
IV-H. Prueba de funcionamiento usando una simulación virtual	20
IV-I. Diseño Preliminar del Prototipo	23
IV-J. Consideraciones Antropométricas de los Dedos	25
IV-K. Diseño del Exoguante Robótico: Versión 1	27
IV-L. Diseño del Exoguante Robótico: Versión 2	27
IV-M. Diseño del Exoguante Robótico: Versión 3	28
IV-N. Optimización topológica orientada a DfAM y ergonomía	29
IV-Ñ. Material de Fabricación -Filamento PETG	29
IV-O. Parámetros de Impresión 3D	30
IV-O1. Parámetros de Impresión 3D: Ranura de Alivio y Guía de Tendón	30
IV-O2. Parámetros de Impresión 3D: Falange Distal	31
IV-O3. Parámetros de Impresión 3D: Falange Medial	32
IV-O4. Parámetros de Impresión 3D: Engranaje cónico recto	34
IV-O5. Parámetros de Impresión 3D: Poleas para tendones	35

IV-P.	Software	36
IV-Q.	Blynk	36
IV-Q1.	Guía de enlace Blynk - ESP32	36
IV-Q2.	Registro y creación de proyecto en Blynk	36
IV-Q3.	Descarga e inicio de la aplicación Blynk	37
IV-Q4.	Configuración del proyecto en la aplicación	37
IV-Q5.	Obtención del token de autenticación	38
IV-R.	Visualización y control desde la aplicación Blynk	38
IV-S.	Preparación del entorno de desarrollo	38
IV-T.	Código de conexión ESP32 – Blynk	39
IV-U.	Hardware	39
IV-V.	Plataforma de control y actuadores	40
IV-W.	Alimentación y distribución de potencia	40
IV-X.	Presupuesto de corriente del sistema	41
IV-Y.	Fuerza de tracción disponible en el tendón	41
IV-Z.	Velocidad lineal del tendón y tiempo de cierre	41
V.	Resultados	42
V-A.	Exoguante Fabricación	42
V-B.	Diseño final del prototipo V3	42
V-C.	Conjunto de piezas impresas y chasis dorsal	42
V-D.	Ensamble funcional con actuadores y tendones.	43
V-E.	Fijación con correas de velcro.	45
V-F.	Telemetría y control	46
V-G.	Rampa de PWM y cambio de estado	46
VI.	Presupuesto	47
VII.	Conclusiones	48
VIII.	Recomendaciones	49
Anexo A:	Código	50
Anexo B:	Planos	55

ÍNDICE DE FIGURAS

1.	Exoguante y su Aplicación en Rehabilitación	3
2.	Exoguante y su Aplicación en Rehabilitación	4
3.	Automatización y Control Embebido en Rehabilitación	5
4.	Diseño Biomimético e Inspirado en Tendones Humanos	6
5.	Monitorización Inalámbrica y Tele-rehabilitación	6
6.	Costos, Accesibilidad y Desarrollo de Bajo Presupuesto	7
7.	Futuro de los Exoguantes	8
8.	Anatomía de los dedos	9
9.	Modelo geométrico, por J. Chuqui y C. Vera.	10
10.	Modelo geométrico del pulgar, por J. Chuqui y C. Vera.	10
11.	Modelo de la Mano Humana de 21 GDL de Qiang Zhan	11
12.	Impresora K1C	12
13.	Micro motor	13
14.	ESPxWROOM32	14
15.	SolidWorks	14
16.	OrcaSlicer	15
17.	Modelado de exoguante Robótico	16
18.	Sitio oficial de Arduino	18
19.	Prueba de led	19
20.	Biblioteca Wifi, por J. Chuqui y C. Vera.	20
21.	Red inalámbrica, por J. Chuqui y C. Vera.	20
22.	Férula, por J. Chuqui y C. Vera.	21
23.	Falange distal, por J. Chuqui y C. Vera.	21
24.	Falange medial, por J. Chuqui y C. Vera.	22
25.	Falange proximal, por J. Chuqui y C. Vera.	22
26.	Polea, por J. Chuqui y C. Vera.	23
27.	Polea del eje, por J. Chuqui y C. Vera.	23
28.	Diagrama de Bloques, por J. Chuqui y C. Vera.	24
29.	exoguante robótico con control por tendones	25
30.	Consideraciones Longitudinales de Dedos de la mano	26
31.	Versión 1, por J. Chuqui y C. Vera.	27
32.	Versión 2, por J. Chuqui y C. Vera.	28
33.	Versión 3, por J. Chuqui y C. Vera.	29
34.	Filamento PETG	30
35.	Vista lateral de la Férula	31
36.	Vista posterior de la Férula	31
37.	Vista posterior del Falange distal	32
38.	Vista lateral del Falange distal	32
39.	Vista posterior del Falange medial	34
40.	Vista lateral del Falange medial	34
41.	Vista posterior de la Polea	36
42.	Vista lateral de la Polea	36
43.	Registro, por J. Chuqui y C. Vera.	37
44.	Registro en aplicación móvil, por J. Chuqui y C. Vera.	37
45.	Dashboard de Blynk web, por J. Chuqui y C. Vera.	38
46.	Token de Autenticación, por J. Chuqui y C. Vera.	38
47.	Instalación Librería ESP32, por J. Chuqui y C. Vera.	39
48.	Código Inicial Librería, por J. Chuqui y C. Vera.	39
49.	Código de configuración Wifi, por J. Chuqui y C. Vera.	39

50.	ESP32-WROOM-32, por J. Chuqui y C. Vera.	40
51.	Circuito eléctrico, por J. Chuqui y C. Vera.	40
52.	Vista lateral del exoguante	42
53.	Vista superior del exoguante	42
54.	Vista superior del exoguante	44
55.	Vista lateral del exoguante	44
56.	Fijación con correas vista frontal	45
57.	Fijación con correas vista	45
58.	Vista superior del exoguante	45
59.	Vista lateral del exoguante	45
60.	ADC estable en reposo	46
61.	ADC estable	46
62.	Rampa de PWM	46
63.	Rampa de PWM	46
64.	Arquitectura de hardware y PWM, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE	50
65.	Parámetros de control y máquina de estados, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE	50
66.	Abstracción de PWM por canal, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE	51
67.	Adquisición y preprocesado del sensor de flexión, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE	51
68.	Control de dirección y parada segura, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE	52
69.	Rampa de velocidad y desfase por motor, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE	52
70.	Inicialización del sistema y telemetría, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE	53
71.	Bucle principal y publicación a 50 Hz, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE	53
72.	Transición FLEX→EXT con pausa intermedia, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE	54
73.	Cierre de ciclo y relanzamiento, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE	54
74.	Lámina acotada del falange medial, por J. Chuqui y C. Vera, SolidWorks	55
75.	Lámina acotada de la polea transmisora, por J. Chuqui y C. Vera, SolidWorks	56
76.	Lámina acotada del falange proximal, por J. Chuqui y C. Vera, SolidWorks	57
77.	Lámina acotada de la ferula, por J. Chuqui y C. Vera, SolidWorks	58
78.	Lámina acotada del falange Distal, por J. Chuqui y C. Vera, SolidWorks	59
79.	Lámina acotada de la Polea transmisora, por J. Chuqui y C. Vera, SolidWorks	60

ÍNDICE DE TABLAS

I.	Tipos de articulación, su clasificación y movimientos, por J. Chuqui y C. Vera.	9
II.	Tipos de Impresión 3D	12
III.	Tabla de altura de los dedos de la mano	26
IV.	Parámetros de Impresión 3D – Soporte de Motor y Guía de Tendones (PETG)	31
V.	Parámetros de Impresión 3D – Falange Distal	32
VI.	Parámetros de Impresión 3D – Falange Medial	33
VII.	Parámetros de Impresión 3D – Engranaje Cónico Recto (PETG)	34
VIII.	Parámetros de Impresión 3D – Poleas para Tendones (PETG)	35
IX.	Especificaciones del actuador (referencia usada en cálculos), por J. Chuqui y C. Vera.	43
X.	Sensores de flexión: rango, sensibilidad, histéresis y linealidad	43
XI.	Alcance articular asistido en dedos largos (media \pm DE; $n = 3$)	44
XII.	Alcance articular asistido en pulgar (media \pm DE; $n = 3$)	44
XIII.	Comparativa V2 vs V3: masa, tiempo de fabricación y rigidez del anclaje	44
XIV.	Presupuesto para la implementación del trabajo de titulación, por J. Chuqui y C. Vera.	47

I. PROBLEMA

En la actualidad, la rehabilitación de la mano tras eventos neurológicos como los accidentes cerebrovasculares, enfermedades neuromusculares o lesiones medulares representa uno de los mayores desafíos en la fisioterapia moderna. A nivel mundial, millones de personas experimentan dificultad en las extremidades superiores, especialmente en los dedos, lo cual limita su capacidad para realizar actividades básicas como el comer, vestir o escribir [1]. Para una recuperación funcional, se requiere de terapias que están especializadas de manera intensiva y continuas, que en la mayoría de los casos no están al alcance de todos los pacientes [2].

En este contexto, el exoesqueleto robotizado ha surgido como herramientas tecnológicas prometedoras en la rehabilitación asistida de la mano. Estos dispositivos permiten realizar movimientos guiados, facilitando la repetición funcional y que requieren los procesos de neuroplasticidad [3]. No obstante, los modelos basados en tecnología neumática presentan varias limitaciones técnicas y operativas. Entre ellas se destacan el uso de mangueras que restringen el movimiento, los compresores de gran tamaño y la complejidad del mantenimiento, lo cual restringe su aplicación clínica y su portabilidad [4]. Además, los sistemas neumáticos no ofrecen un control preciso y tiempo real para cada dedo, lo que limita su uso en terapias personalizadas. La falta de adaptabilidad del sistema impide ajustar el nivel de asistencia según lo requerido para cada paciente, reduciendo la eficacia terapéutica [5]. Asimismo, el consumo energético y los costos de mantenimiento hacen que estos sistemas sean difíciles de adquirir, para uso prolongado o domiciliario [6].

Frente a estas limitaciones, los sistemas embebidos representan una alternativa más favorable, ligera y personalizable [7]. La integración de actuadores eléctricos, sensores y estructuras que imitan el comportamiento natural de los tendones permite generar un movimiento más fluido, preciso y adaptado a la anatomía de la mano humana [8]. Este tipo de diseño mejora la eficacia del tratamiento y también facilita la portabilidad del dispositivo, permitiendo su uso en múltiples lugares [9].

El uso de este dispositivo permitiría la tele-rehabilitación ya que se ha evidenciado la necesidad de integrar sistemas de monitoreo remoto en los dispositivos médicos. Estas soluciones permiten a los profesionales de la salud realizar seguimiento continuo del progreso del paciente en tiempo real, también en realizar ajustes en los parámetros terapéuticos y recopilar datos clínicos. Esto no solo mejora la continuidad del tratamiento y a la mejora del paciente, sino que reduce la carga sobre los servicios de salud presenciales [10].

Uno de los principales retos para adoptar estas tecnologías radica en su accesibilidad económica. Los exoesqueletos y guantes comerciales suelen ser de muy alto costo, siendo complicado adquirirlos para la mayoría de pacientes. Esto se agrava en zonas rurales o de bajos recursos, donde el acceso a fisioterapia continua es limitado. Por tanto, es indispensable desarrollar soluciones más accesibles, funcionales y adaptables, que puedan ser implementadas sin depender de infraestructura médica compleja [11].

En respuesta a esta problemática, un buen diseño y construcción de un exogantes robótico que combine un sistema de tracción biomimética con control embebido e integración inalámbrica. Esta propuesta pretende superar las limitaciones de los sistemas tradicionales, optimizando el movimiento de los dedos de manera más natural y precisa, al tiempo que permite el monitoreo terapéutico a distancia, esta solución busca facilitar el acceso a la rehabilitación de calidad para pacientes en diferentes contextos sociales y económicos [12].

II. OBJETIVOS

II-A. Objetivo general

Desarrollar un prototipo funcional de exoesqueleto robotizado para la rehabilitación activa de la mano, que integre un sistema biomimético de asistencia mecánica para el movimiento de los dedos, controlado por una arquitectura de control embebida y con capacidad de monitoreo remoto en tiempo real.

II-B. Objetivos específicos

- Diseñar la arquitectura mecánica, electrónica y estructural del exoguante robótico, incorporando un sistema biomimético de tracción inspirado en la anatomía y función de los tendones.
- Implementar un sistema de control embebido que regule el movimiento activo de los dedos mediante la lectura de sensores de flexión y genere registros en tiempo real.
- Evaluar el desempeño funcional del prototipo mediante la realización de pruebas experimentales que permitan medir la efectividad de los movimientos asistidos durante la rehabilitación activa de la mano.

III. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

III-A. Fisiología y Proceso de Rehabilitación de la Mano

La mano humana posee 27 huesos, múltiples articulaciones y más de 30 músculos intrínsecos y extrínsecos que permiten ejecutar movimientos complejos, precisos y coordinados. Esta estructura anatómica es esencial para funciones de la vida diaria, como escribir, tomar objetos, manipular herramientas, entre otras. Las patologías neurológicas como ACV, lesiones medulares o neuropatías periféricas pueden afectar esta funcionalidad, provocando debilidad, rigidez, espasticidad o pérdida total del movimiento voluntario [13].

El proceso de rehabilitación se basa en una serie de etapas progresivas, que incluyen estimulación pasiva, terapia asistida, ejercicios activos, y actividades funcionales repetitivas. El objetivo es restaurar la movilidad, fuerza y coordinación mediante la repetición motora y el reaprendizaje neuromuscular. Se ha demostrado que la intensidad y frecuencia de las repeticiones mejora los resultados clínicos, lo cual es difícil de lograr mediante terapia manual tradicional debido a limitaciones de tiempo, costo y disponibilidad de fisioterapeutas [14].

Fisiología y Proceso de Rehabilitación de la Mano

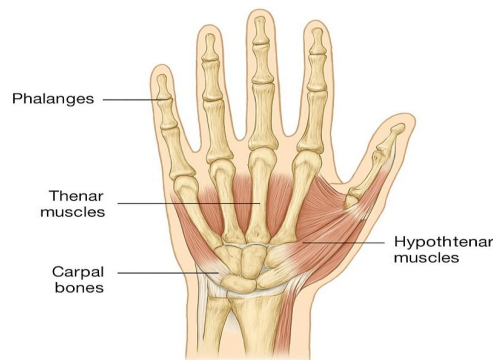


Figura 1: Exoguante y su Aplicación en Rehabilitación
Fuente: [15]

En este sentido, los exoguantes robóticos permiten superar dichas barreras al facilitar sesiones de entrenamiento prolongadas y adaptadas al paciente, automatizando movimientos, monitoreando el progreso y proporcionando asistencia en tiempo real [16].

III-B. Historia del Exoguante y su Aplicación en Rehabilitación

La historia de los exoesqueletos robóticos, y específicamente de los exoguantes, se remonta a finales del siglo XX, cuando comenzaron a explorarse tecnologías que asistieran el movimiento humano con fines médicos e industriales. El término “exoesqueleto” hace referencia a un sistema externo que refuerza, guía o reemplaza movimientos musculares, y su aplicación en la mano ha sido especialmente relevante en fisioterapia debido a la complejidad anatómica y funcional de esta extremidad [17].

Los primeros exoguantes fueron desarrollados en entornos de investigación como dispositivos rígidos con fines de estudio biomecánico. Con el tiempo, estos sistemas evolucionaron hacia plataformas robóticas activas, empleando motores eléctricos, cables y sensores, lo que permitió mayor funcionalidad en tareas de asistencia y rehabilitación. El crecimiento exponencial de enfermedades neurológicas como los accidentes cerebrovasculares que afectan de forma directa la movilidad de la mano, impulsó el desarrollo de soluciones específicas como los guantes robóticos

terapéuticos [18].

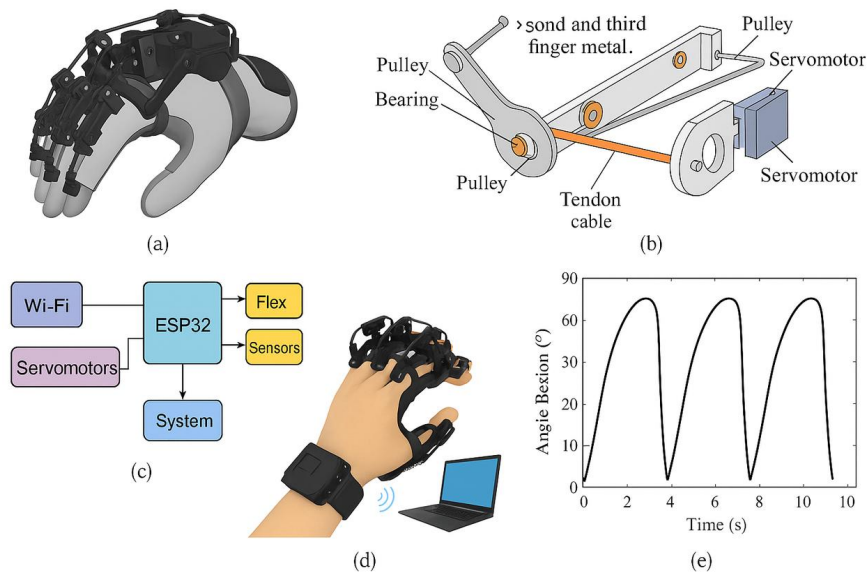


Figura 2: Exoguante y su Aplicación en Rehabilitación
Fuente: OpenIA

Actualmente, los exoguantes robóticos representan una de las innovaciones más prometedoras en el campo de la rehabilitación motora, al permitir repetir patrones de movimiento funcional, estimular la neuroplasticidad y facilitar la terapia intensiva sin requerir constante supervisión clínica [19].

III-C. Automatización y Control Embebido en Rehabilitación

La automatización, aplicada a los sistemas de rehabilitación, ha permitido mejorar la eficiencia terapéutica al integrar sensores, microcontroladores y actuadores que trabajan en sincronía para asistir o inducir movimiento controlado. El control embebido es un tipo de arquitectura computacional programable que reside dentro del dispositivo y permite procesar información en tiempo real para tomar decisiones autónomas [20].

En los exoguantes, este tipo de control es crucial. Microcontroladores como el ESP32 o STM32 permiten gestionar múltiples señales de entrada (como sensores de flexión, presión o electromiografía) y generar salidas adaptadas (activación de servomotores o feedback visual). Además, estos sistemas pueden integrar módulos de comunicación inalámbrica (WiFi o Bluetooth), permitiendo la conexión con aplicaciones móviles o plataformas web para la supervisión remota del paciente [21].

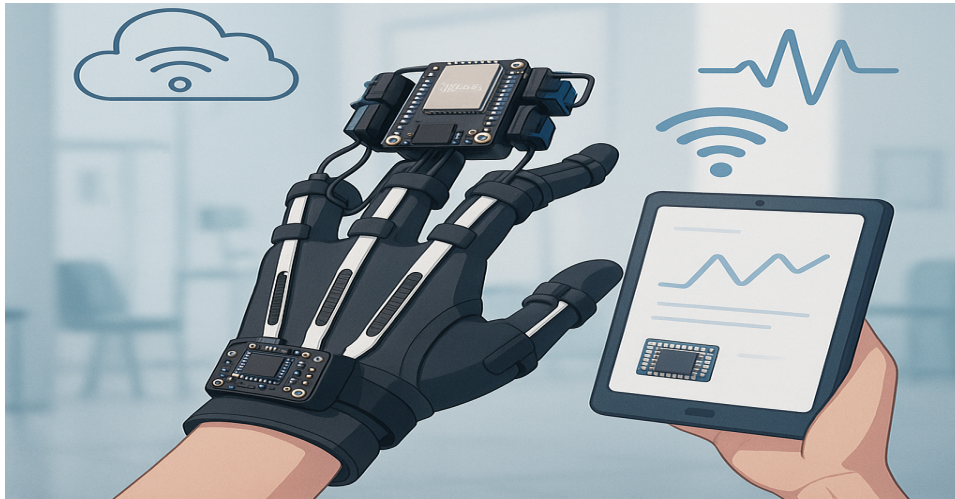


Figura 3: Automatización y Control Embebido en Rehabilitación
Fuente: IA

III-D. Componentes de sujeción

Gracias a esta arquitectura, se logra un alto grado de precisión en la ejecución de los movimientos, además de reducir el peso, tamaño y consumo energético del dispositivo, haciendo viable su uso portátil y domiciliario [22].

III-E. Diseño Biomimético e Inspirado en Tendones Humanos

La biomimética consiste en tomar principios de la naturaleza para diseñar soluciones técnicas. En el caso de los exogantes, esto se traduce en la creación de mecanismos que emulan el funcionamiento de los tendones de la mano. Mediante el uso de cables de tracción, poleas y estructuras flexibles, es posible imitar la contracción y extensión de los músculos flexores y extensores [23].

El uso de este tipo de diseño tiene varias ventajas frente a los sistemas rígidos o neumáticos: mayor ligereza, mejor adaptación ergonómica, menor consumo energético y más naturalidad en los movimientos. Además, estos sistemas permiten diseñar guantes ajustables para diferentes tamaños de mano, sin perder eficiencia mecánica. La biomimética ha demostrado mejorar la aceptación del usuario y reducir la fatiga durante el uso prolongado del dispositivo [24].

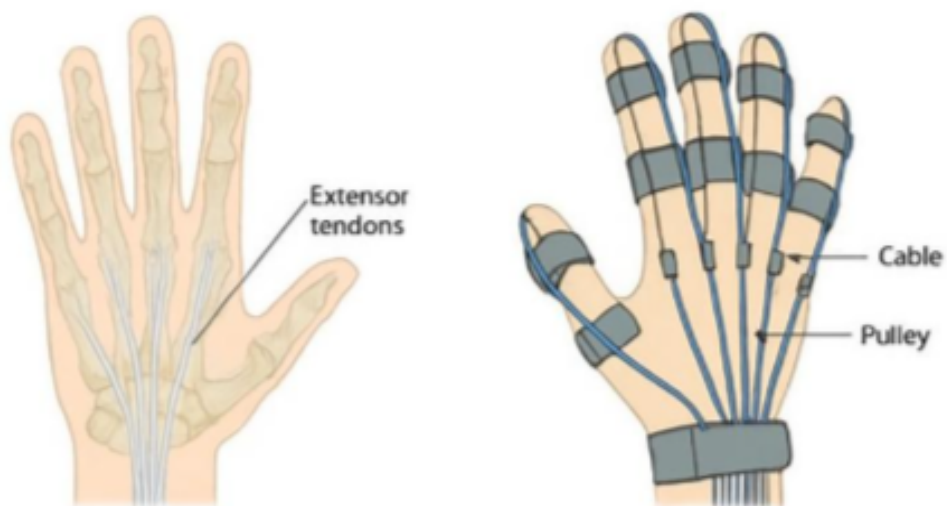


Figura 4: Diseño Biomimético e Inspirado en Tendones Humanos
Fuente: [25]

III-F. Monitorización Inalámbrica y Tele-rehabilitación

La integración de tecnologías inalámbricas en el campo de la rehabilitación ha abierto nuevas posibilidades terapéuticas, especialmente en zonas rurales o de difícil acceso. Gracias a la tele-rehabilitación, los pacientes pueden realizar ejercicios en casa mientras los terapeutas acceden en tiempo real a los datos registrados por el dispositivo. Exoguantes equipados con módulos WiFi o Bluetooth pueden enviar información sobre ángulos de flexión, fuerza aplicada, duración de la terapia y nivel de asistencia, los cuales son procesados en plataformas de análisis o aplicaciones móviles. Esto permite una atención más personalizada, continua y eficiente, incluso sin presencia física del fisioterapeuta [26].

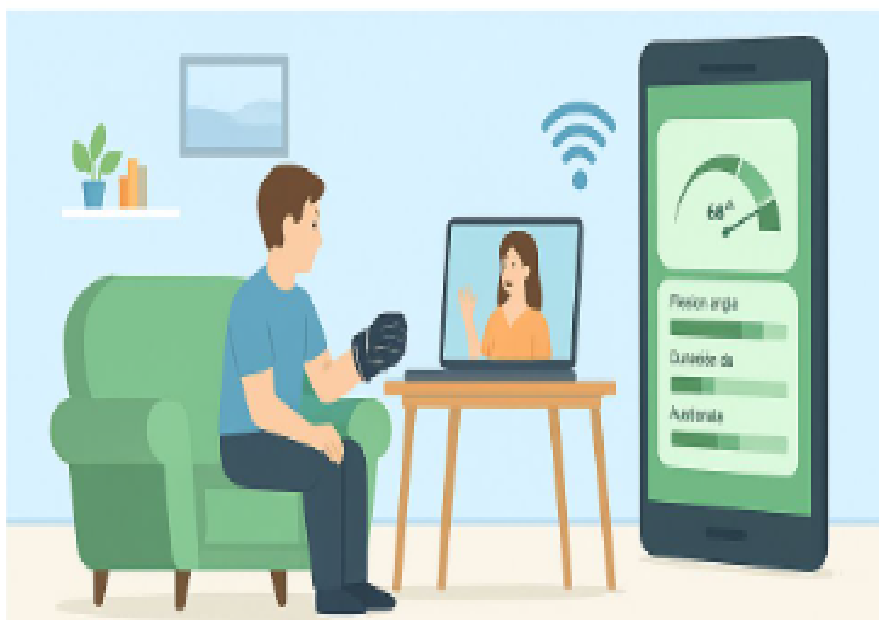


Figura 5: Monitorización Inalámbrica y Tele-rehabilitación
Fuente: [27]

Estudios recientes han confirmado que la rehabilitación a distancia es tan efectiva como la presencial en muchos casos, y reduce los costos y tiempos de desplazamiento del paciente. Además, la recopilación de datos facilita el seguimiento clínico y la toma de decisiones basada en evidencia [28].

III-G. *Sistemas Comerciales Existentes*

Actualmente, el mercado de la rehabilitación asistida cuenta con varios exoantes robóticos comerciales diseñados para mejorar la movilidad de la mano en pacientes con discapacidades neurológicas o musculares. A continuación, se describen algunos de los dispositivos más representativos:

Hand of Hope – Rehab Robotics

Este sistema es un exoesqueleto electromecánico para rehabilitación post-ACV. Funciona como un guante motorizado con soporte de muñeca y dedos, asistido por señales electromiográficas.

- Ventajas: Interfaz intuitiva, retroalimentación visual y ejercicios interactivos.
- Limitaciones: Precio elevado [29].

MusicGlove – Flint Rehab

Un guante terapéutico que utiliza sensores de contacto y ejercicios tipo videojuego para fomentar la repetición de movimientos funcionales. No utiliza actuadores mecánicos.

- Ventajas: Bajo costo relativo, fácil de usar en casa.
- Limitaciones: No asiste el movimiento pasivamente, requiere movilidad parcial del paciente [30].

Gloreha Sinfonia – Idrogenet

Dispositivo robótico avanzado para rehabilitación pasiva y activa. Permite movimientos individualizados de cada dedo, con monitoreo por pantalla táctil.

- Ventajas: Alta precisión, permite terapias personalizadas.
- Limitaciones: Costoso. [31].

III-H. *Costos, Accesibilidad y Desarrollo de Bajo Presupuesto*

Uno de los principales retos para masificar el uso de exoantes robóticos es el alto costo de los dispositivos comerciales. Muchos modelos clínicos superan los siete mil, lo cual limita su adquisición en sistemas de salud pública o por parte de pacientes individuales. Por esta razón, universidades e investigadores han desarrollado propuestas de bajo costo utilizando tecnologías accesibles como impresión 3D, microcontroladores económicos y diseños open-source. [32].

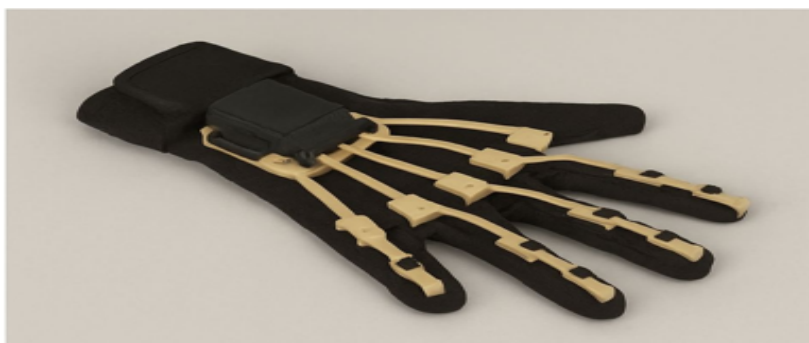


Figura 6: Costos, Accesibilidad y Desarrollo de Bajo Presupuesto
Fuente: OpenIA

III-I. Futuro de los Exoguantes en la Rehabilitación Médica

El futuro de los exoguantes está estrechamente vinculado a la inteligencia artificial, el aprendizaje automático y la integración multisensorial. Se espera que los dispositivos de próxima generación incorporen modelos predictivos que ajusten automáticamente el nivel de asistencia en función del progreso del paciente o de su estado fisiológico en tiempo real. También se prevé una mayor incorporación de elementos hápticos, sensores de fuerza, electromiografía y sistemas de realidad aumentada que brinden feedback visual, auditivo o táctil al paciente, mejorando la experiencia terapéutica. Estas innovaciones permitirán crear sesiones más inmersivas, motivadoras y efectivas. [33].

A nivel clínico, los exoguantes se integrarán con historiales médicos digitales, sistemas hospitalarios y plataformas de análisis poblacional, facilitando un enfoque más holístico, personalizado y basado en datos para la rehabilitación de la mano [34].



Figura 7: Futuro de los Exoguantes
Fuente: OpenIA

III-J. Cinemática de los dedos y su aplicación en un Exoguante robótico.

La mano esta compuesta por múltiples articulaciones que permiten un alto grado de destreza. Del punto de vista de la robótica, las articulaciones se clasifican como rotativas (R) o prismáticas (P).

- Articulaciones rotativas (R): permiten un movimiento de rotación alrededor de un eje fijo.
- Articulaciones prismáticas (P): permiten un movimiento lineal a lo largo de un eje.

En los dedos de las manos, todas las articulaciones son de tipo rotativas ya que permiten rotaciones tanto en flexión y extensión, con movimientos de abducción y aducción en ciertas articulaciones como en la metacarpofalángica (MCP). En un caso particular es la articulación interfalángica proximal (PIP), ubicada entre la falange proximal y la falange media, caracterizada por poseer una superficie articular recubierta de cartílago y una cápsula que produce líquido sinovial para su lubricación. Esta articulación es esencial para la flexión y extensión de los dedos, desempeñando un papel clave en movimientos como la prensión y la manipulación [35].

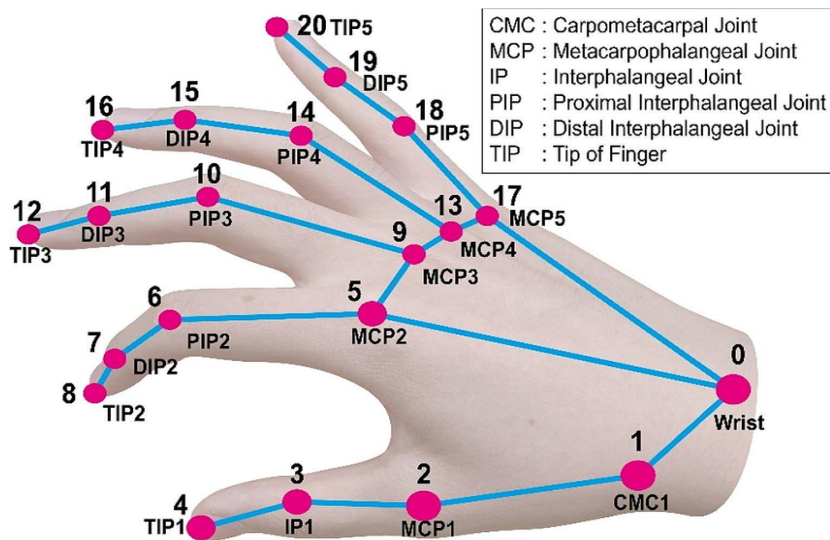


Figura 8: Anatomía de los dedos
Fuente: [36]

Tabla I: Tipos de articulación, su clasificación y movimientos, por J. Chuqui y C. Vera.

Dedo	Articulaciones	Biomecánico	Robótica	Movimiento principal
Pulgar	CMC, MCP, IP	Silla de montar / Bisagra	Rotativa	Flexión/extensión, abducción/aducción
Índice, medio, anular y meñique	MCP, PIP, DIP	Condílea / Bisagra	Rotativa	Flexión/extensión, abducción/aducción (MCP)

III-K. Modelo geométrico de los dedos (índice, medio, anular y meñique).

Cada dedo tiene un modelo 3R planar:

- Articulaciones: MCP, PIP y DIP.
- Eslabones: falange proximal L1, media L2, distal L3.
- Sistema de referencia: origen en el centro de la MCP = 0° en extensión completa. [37].

Parámetros DH (planar)

i	a_i	α_i	d_i	θ_i
1	L_1	0	0	θ_1
2	L_2	0	0	θ_2
3	L_3	0	0	θ_3

Cinemática directa (método geométrico)

$$\begin{aligned}x &= L_1 \cos \theta_1 + L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + L_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\y &= L_1 \sin \theta_1 + L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + L_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ \phi &= \theta_1 + \theta_2 + \theta_3\end{aligned}$$

Figura 9: Modelo geométrico, por J. Chuqui y C. Vera.

III-L. Modelo geométrico del Pulgar:

En el pulgar se añade abducción/aducción y oposición para el exoante, conviene usar uno de estos dos modelos:

- Articulaciones: CMC abducción/oposición como ángulo base fijo.
- Eslabones: metacarpiano falange proximal L_1 , falange distal L_2 . [38].

FK con 2R flexo-extensión y base en abducción α_0 :

$$\begin{aligned}x &= L_1 \cos(\alpha_0 + \theta_1) + L_2 \cos(\alpha_0 + \theta_1 + \theta_2) \\y &= L_1 \sin(\alpha_0 + \theta_1) + L_2 \sin(\alpha_0 + \theta_1 + \theta_2) \\ \phi &= \alpha_0 + \theta_1 + \theta_2\end{aligned}$$

Si usas 3R (añadiendo θ_0 en CMC):

$$\begin{aligned}x &= L_0 \cos(\alpha_0 + \theta_0) + L_1 \cos(\alpha_0 + \theta_0 + \theta_1) + L_2 \cos(\alpha_0 + \theta_0 + \theta_1 + \theta_2) \\y &= L_0 \sin(\alpha_0 + \theta_0) + L_1 \sin(\alpha_0 + \theta_0 + \theta_1) + L_2 \sin(\alpha_0 + \theta_0 + \theta_1 + \theta_2) \\ \phi &= \alpha_0 + \theta_0 + \theta_1 + \theta_2\end{aligned}$$

Figura 10: Modelo geométrico del pulgar, por J. Chuqui y C. Vera.

III-M. Grado de Libertad

Los grados de libertad se refieren al número de movimientos independientes que puede realizar una articulación del dedo sin afectar a otras articulaciones. Todos los dedos humanos se componen de tres articulaciones principales: la articulación metacarpofalángica, la articulación interfalángica proximal y la articulación interfalángica distal. Estas articulaciones son las responsables de los diferentes grados de libertad de los dedos. El movimiento de cada articulación puede ser de traslación, rotación o una combinación de estos, lo que permite obtener seis grados de libertad. Estos grados de libertad permiten que nuestros dedos se adapten a diferentes tareas. Desde escribir en teclados hasta tocar instrumentos musicales, los dedos se pueden ajustar y mover con una alta precisión. La capacidad de agarrar, pellizcar, apretar y manipular objetos de varias formas y tamaños se logra mediante una

combinación de movimientos coordinados en estas articulaciones. [39].

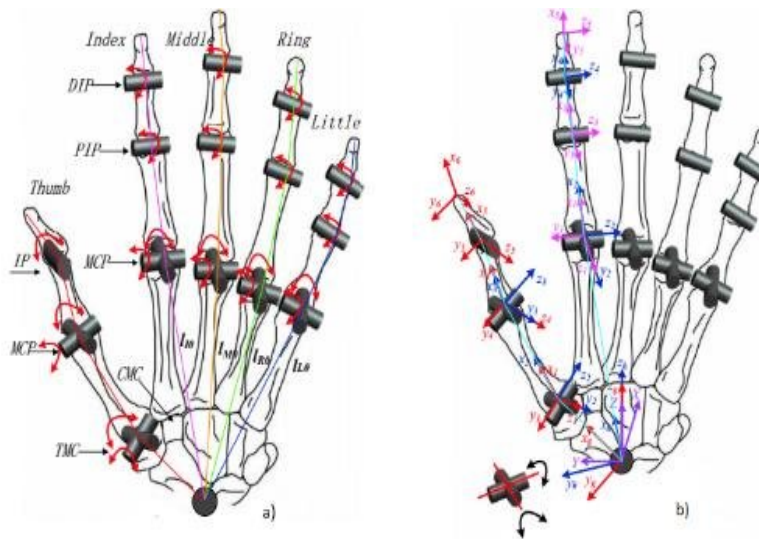


Figura 11: Modelo de la Mano Humana de 21 GDL de Qiang Zhan

III-N. Impresión 3D

La impresión 3D implica la creación de objetos físicos generados por computadora mediante la aplicación continua de capas de materiales. Esta tecnología utiliza una variedad de métodos y materiales, cada uno con indicaciones específicas según la resolución y la calidad del objeto resultante. Se suele categorizar como manufactura de adición. Los plásticos y las aleaciones de metal son los materiales más comunes que se utilizan para la impresión 3D, pero se puede utilizar casi cualquier cosa, desde hormigón hasta tejido vivo [40].

La impresión 3D se puede utilizar para resolver una gran variedad de tareas, como diseñar y experimentar con prototipos. Las herramientas CAD/CAM son compatibles con los formatos necesarios para la impresión y exportación 3D para la impresión de productos en menos tiempo [41].

III-Ñ. Impresora 3D FDM Creality K1C

La impresión en 3D ha experimentado una transformación significativa con la evolución de las impresoras FDM (Modelado por Deposición Fundida). Estas modernas máquinas han logrado superar los límites previamente establecidos al ofrecer una combinación excepcional de velocidad, alta calidad y precisión dimensional en la impresión con filamentos. La Creality K1C, equipada con un sistema de extrusión directa y una boquilla de alta temperatura, permite trabajar con una amplia variedad de materiales como PLA, PETG, ABS y filamentos compuestos, manteniendo una excelente calidad de superficie.

Con una velocidad de impresión que puede alcanzar hasta 600 mm/s y una aceleración de 20.000 mm/s², la K1C destaca por su capacidad de producir piezas funcionales en tiempos significativamente reducidos. El volumen de impresión de 220 × 220 × 250 mm ofrece un espacio suficiente para fabricar prototipos y componentes de tamaño medio, lo que la convierte en una herramienta versátil para proyectos de ingeniería y diseño.

Un aspecto adicional que distingue a esta impresora es su sistema de nivelación automática y su cámara interna para monitoreo en tiempo real, que permite supervisar el proceso de fabricación y optimizar los parámetros de impresión. Su hotend mejorado admite temperaturas de hasta 300 °C, posibilitando el uso de filamentos técnicos de alto rendimiento. Además, el flujo optimizado y la precisión mecánica de la K1C permiten obtener acabados

Tabla II: Tipos de Impresión 3D

Fuente: Quimiz D, Sierra X

Tipo de Impresión	Descripción
Sinterizado selectivo por láser	Es una tecnología de fabricación aditiva que utiliza láseres para sinterizar partículas de polvo de polímero en una estructura sólida basada en un modelo 3D.
Modelado por deposición fundida (FDM)	Crea objetos depositando capas de polímeros termoplásticos fundidos. Se puede utilizar una amplia gama de materiales, lo que facilita el cumplimiento de cualquier requisito.
Bioimpresión	El objetivo final es replicar tejidos y materiales, como órganos, que luego puedan trasplantarse a personas. Una ventaja destacable es el uso de células específicas de pacientes, permitiendo imprimir tejidos y órganos personalizados según las necesidades de cada persona, aunque todavía no es posible evaluar si el organismo los aceptará o no.
Procesamiento digital de luz – DLP	Tratamiento de luz selectivo en un baño de resina líquida curable para formar un patrón sólido. Aunque ambos métodos son similares a SLA en el uso de resinas fotosensibles, difieren en el tipo de fuente de luz utilizada para tratar el fotopolímero.

de alta definición, reduciendo la necesidad de posprocesado y aumentando la eficiencia en comparación con otras impresoras FDM similares. [42].



Figura 12: Impresora K1C

III-O. Motor Reductor N20

El motor reductor N20 es un motor de corriente continua compacto que integra un sistema de engranajes reductores, permitiendo obtener un par de torsión elevado y una velocidad reducida en comparación con un motor DC estándar. Este tipo de motor es ampliamente utilizado en aplicaciones de robótica, mecatrónica y proyectos de

automatización debido a su tamaño reducido, bajo consumo de energía y alta precisión de movimiento.

Los motores reductores N20 están disponibles en diferentes relaciones de engranaje (por ejemplo, 10:1, 50:1, 100:1, entre otras), lo que permite ajustar la velocidad de salida y el par en función de las necesidades del proyecto. Al funcionar con tensiones típicas de 3V a 12V, estos motores son compatibles con una gran variedad de controladores y drivers, como el L298N o el BTS7960, lo que facilita su integración en sistemas embebidos.

Su diseño metálico y robusto les permite soportar cargas moderadas y garantizar una larga vida útil. En robótica, se emplean para accionar mecanismos de tracción, articulaciones o sistemas de transmisión donde se requiere un control de velocidad constante y una fuerza suficiente para mover componentes con precisión. [43]



Figura 13: Micro motor

Fuente: [44]

III-P. Esp32 wroom 32

El ESP32 es un microcontrolador de alto rendimiento que integra conectividad Wi-Fi y Bluetooth, lo que lo convierte en una solución versátil para una amplia gama de aplicaciones en robótica y automatización. Equipado con un procesador de doble núcleo y múltiples interfaces de entrada/salida, el ESP32 permite la ejecución de programas complejos con bajo consumo energético, manteniendo una excelente capacidad de respuesta. Utilizando esta placa, se desarrolló la programación necesaria para lograr el movimiento individual de cada motor reductor y la lectura de los sensores asociados. Estos motores son responsables de suministrar el par necesario para accionar los mecanismos del dispositivo. [45]



Figura 14: ESPxWROOM32

III-Q. Software

SolidWorks es un software CAD 3D ampliamente utilizado para el diseño y modelado de piezas mecánicas, conjuntos y simulaciones. Ofrece herramientas avanzadas para el desarrollo de proyectos de ingeniería, incluyendo modelado paramétrico, ensamblajes, análisis de esfuerzos y simulación de movimientos. En este proyecto, SolidWorks se utilizó para el diseño detallado de las piezas y mecanismos que conforman el dispositivo, permitiendo crear modelos precisos de las estructuras asociadas a los dedos. De esta manera, se verificó virtualmente el correcto funcionamiento de los componentes antes de su fabricación, optimizando el uso de materiales y reduciendo costos en el proceso de prototipado. [46]

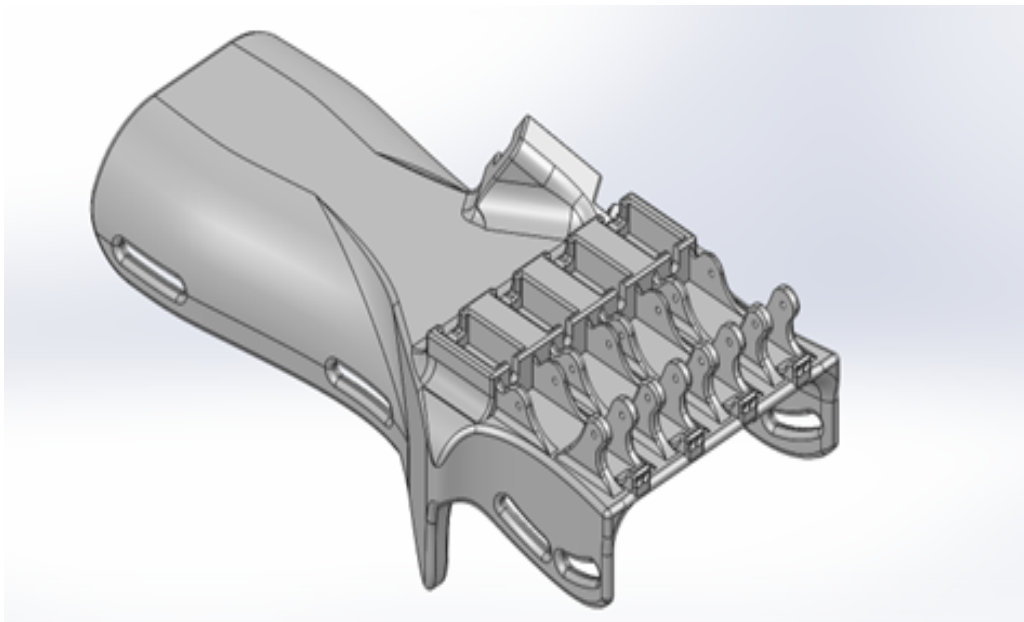


Figura 15: SolidWorks

III-R. OrcaSlicer

OrcaSlicer es un software de corte (slicer) diseñado para preparar modelos tridimensionales para su impresión en 3D, transformando archivos digitales en instrucciones G-code que la impresora puede interpretar. Este programa permite ajustar de manera precisa parámetros como altura de capa, velocidad de impresión, temperatura de extrusión, patrones de relleno y soportes, optimizando así la calidad y el tiempo de fabricación de las piezas. [47]

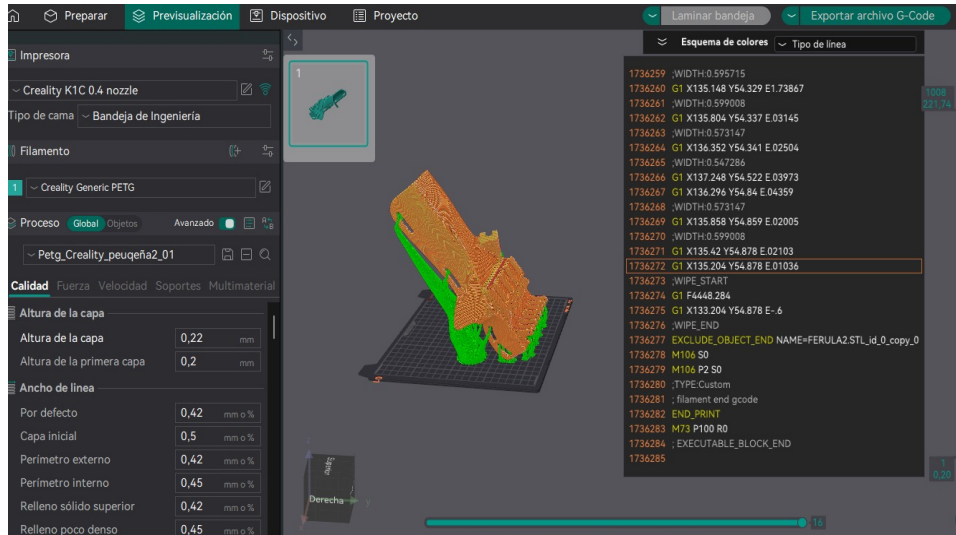


Figura 16: OrcaSlicer

IV. MARCO METODOLÓGICO

IV-A. Introducción a la metodología

En esta sección se plantea una metodología estructurada en varias fases, utilizando herramientas avanzadas como SolidWorks, MATLAB, Arduino IDE, Python y placas de desarrollo embebido como el ESP32. La metodología se divide en etapas secuenciales orientadas al diseño, simulación, construcción y validación del prototipo. El proyecto se basa en la creación de un modelo funcional de un exoguante robótico para rehabilitación activa de la mano, integrando sensores de flexión, actuadores eléctricos y sistemas de monitoreo inalámbrico [48].

Inicialmente, se realizará el modelado tridimensional de la estructura del guante, considerando la ergonomía de la mano humana y la distribución biomecánica de los dedos. Se utilizará SolidWorks para diseñar los soportes, anclajes, carcasa de los componentes y las rutas de tracción que simulen el comportamiento de los tendones. En esta etapa también se estimará la resistencia y durabilidad de los materiales mediante simulaciones estructurales [49].

Posteriormente, se definirá la arquitectura electrónica del sistema embebido, seleccionando los sensores adecuados para captar la flexión digital, así como los servomotores requeridos para inducir el movimiento controlado. Se desarrollará el código de control utilizando Arduino IDE y Python, programando rutinas para lectura de sensores, activación proporcional de los actuadores, comunicación inalámbrica vía WiFi y envío de datos hacia una interfaz de usuario. También se simularán algoritmos de control para verificar la sincronización entre sensores y motores, optimizando los tiempos de respuesta y la precisión del sistema [50].

El sistema será ensamblado en un prototipo físico utilizando impresión 3D para las estructuras externas. Se procederá con el montaje del microcontrolador ESP32, la instalación de sensores de flexión en cada dedo y la integración de los servomotores mediante cables de tracción. Se realizarán pruebas unitarias de cada subsistema y luego una validación general del funcionamiento del exoguante, registrando variables como el ángulo de flexión alcanzado, la velocidad de respuesta y la comodidad percibida por el usuario durante su uso [51].

La validación del sistema se llevará a cabo mediante simulaciones de movimientos terapéuticos en usuarios sanos, en sesiones controladas, donde se evaluará el desempeño del exoguante en tareas de apertura y cierre de la mano. Se aplicarán cuestionarios estructurados para medir la experiencia del usuario, así como instrumentos de recolección de datos cuantitativos para analizar el comportamiento técnico del prototipo [35].

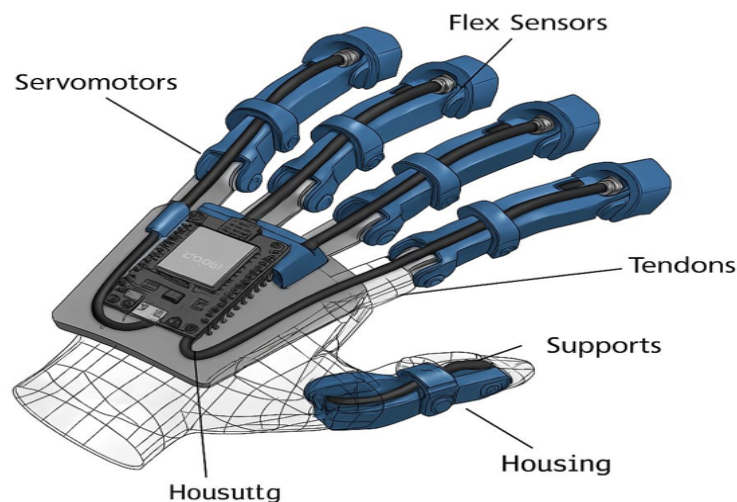


Figura 17: Modelado de exoguante Robótico
Fuente: SolidWorks

IV-B. Etapa de programación

Durante esta sección se detalla el proceso de programación en la Sp32. Se describen los pasos seguidos, desde la adquisición de los componentes hasta la familiarización con la sp32 y sus aplicaciones, incluyendo la instalación del sistema operativo, programas y módulos necesarios, hasta la exploración de sus funcionalidades y características principales.

IV-C. Adquisición de componentes

La etapa de programación comienza con la adquisición de los siguientes componentes necesarios para llevar a cabo el proyecto:

- Sp32 Wroom32
- Fuente de alimentación
- Motores reductores N20 6V
- Modulo Puente H L298 mini
- Regulador de voltaje LM2596''
- Teclado y ratón USB

IV-D. Instalación del sistema operativo

Una vez se reúnen los componentes, se procede con la instalación del entorno de desarrollo para el microcontrolador ESP32. Para ello, se utiliza el software Arduino IDE, que permite programar y cargar el firmware directamente en el ESP32. Se instala el Arduino IDE desde su sitio oficial, Luego, se añade el soporte para placas ESP32 a través del Gestor de URLs de tarjetas. Una vez instalado el soporte, se selecciona el modelo correspondiente y se configura el puerto de comunicación adecuado.

Finalmente, se carga el programa al ESP32 mediante un cable USB. Este proceso se lleva a cabo siguiendo cuidadosamente las instrucciones proporcionadas por el fabricante desde sitios oficiales.

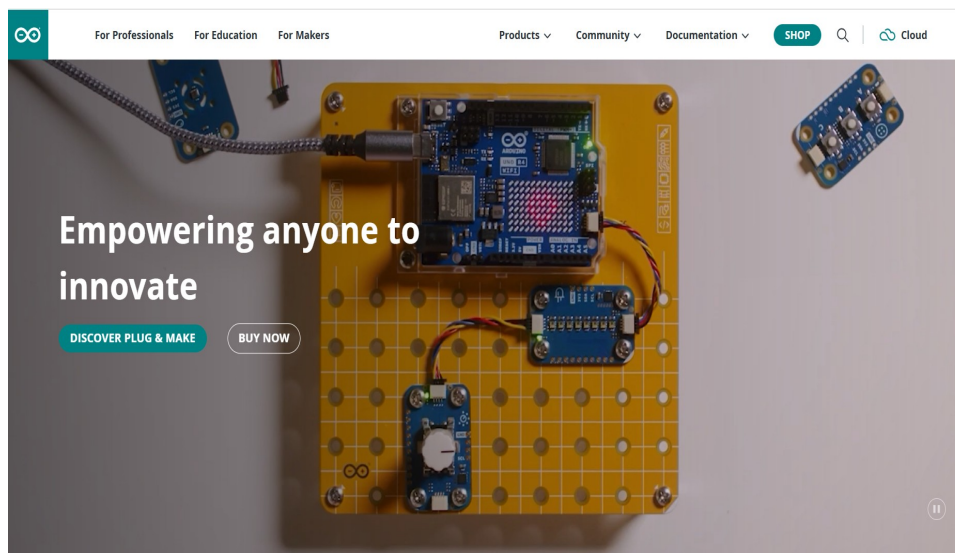


Figura 18: Sitio oficial de Arduino
Fuente: [52]

La instalación del sistema operativo es un paso crítico y muy importante en el proceso de programación, ya que proporciona el entorno básico necesario para ejecutar programas y aplicaciones predeterminadas en la ESP32 que son de mucha utilidad. Arduino IDE es la elección preferida para la mayoría de los proyectos debido a su estabilidad, compatibilidad y una amplia y activa comunidad de usuarios y desarrolladores.

IV-E. Configuración inicial del sistema operativo

Una vez verificado el correcto funcionamiento del microcontrolador ESP32, se procede a la instalación y configuración del entorno de desarrollo Arduino IDE, el cual será utilizado para la programación del sistema embebido. Durante la configuración inicial del sistema operativo, se proporcionan todos los datos requeridos. Posteriormente, se selecciona el puerto COM y la placa adecuada desde el menú de herramientas. Asimismo, se configuran parámetros fundamentales como es la velocidad de carga, la velocidad de CPU y la partición de memoria. Esta configuración inicial es crucial para establecer una comunicación estable entre el ordenador y el ESP32, permitiendo la correcta carga y la duración de los desarrollos para el control del exoactuante robótico.

Durante la configuración inicial, se aprovecha para habilitar la comunicación serial para el monitoreo en tiempo real, así como el uso de bibliotecas específicas o necesarias para la gestión de actuadores, sensores y transmisión de datos. Estas características son fundamentales para el desarrollo y depuración del código programado.

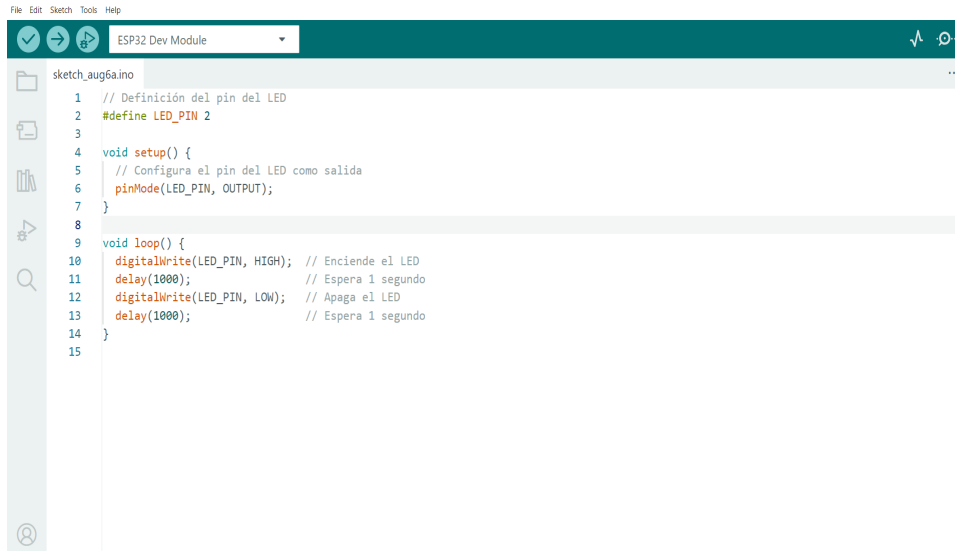
IV-F. Preparación del entorno de desarrollo

El primer paso crucial después de instalar el sistema operativo es asegurarse de que todas las librerías y paquetes estén actualizados a las versiones más recientes. Durante esta preparación, se procede a agregar el soporte para la placa ESP32 en el IDE, lo cual se realiza ingresando la URL del repositorio oficial en el gestor de tarjeta dentro del menú de preferencias. Luego, se selecciona la placa correspondiente desde el menú de herramientas y se configura el puerto COM detectando automáticamente al conectar el dispositivo mediante el cable USB. Asimismo, se descargan e instalan las bibliotecas necesarias para el funcionamiento del sistema. Para llevar a cabo este proceso, se utilizan los siguientes comandos:

- WiFi.h: para la conexión inalámbrica y transmisión de datos.

- Servo.h: para el control de los microservomotores y motores reductores.
- AdafruitSensor.h y FlexSensor.h: para la lectura de los sensores de flexión.

Una vez configurado el entorno, se procede a verificar la conexión entre el ordenador y el ESP32 mediante una prueba, como el encendido de un LED. Esto permite verificar si el sistema está listo para recibir el firmware y comenzar con el sistema. Finalmente, se habilita la comunicación serial a través del monitor del Arduino IDE, ya que permite visualizar datos en tiempo real para la depuración del código.



```
File Edit Sketch Tools Help
ESP32 Dev Module
sketch_aug6a.ino
1 // Definición del pin del LED
2 #define LED_PIN 2
3
4 void setup() {
5 // Configura el pin del LED como salida
6 pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
7 }
8
9 void loop() {
10 digitalWrite(LED_PIN, HIGH); // Enciende el LED
11 delay(1000); // Espera 1 segundo
12 digitalWrite(LED_PIN, LOW); // Apaga el LED
13 delay(1000); // Espera 1 segundo
14 }
15
```

Figura 19: Prueba de led
Fuente: [52]

IV-G. Herramientas de Comunicación inalámbrica

Para habilitar el conectividad inalámbrica mediante el wifi, lo cual es esencial para permitir el monitoreo remoto, el envío de datos , y el control del exoguante robótico desde otros dispositivos como un ordenador o una interfaz web.

Dentro de la interfaz de configuración, se utiliza la biblioteca Wifi.h incluida en el entorno de Arduino IDE, Esto permite establecer la conexión del ESP32 a una red Wifi local, obteniendo una dirección IP asignada por el router. Este permite que el microcontrolador actúe como un servidor web o un cliente que transmite datos en tiempo real.

```

2
3 void setup() {
4   Serial.begin(115200); //Se configuran los baudios
5   Serial.println("Iniciando conexion a WiFi"); //Se muestra mensaje en monitor serie de que esta
6   //conectado a WiFi
7   WiFi.begin("Lab","B0980z2"); //Se configura y empieza el WiFi con SSID y Contraseña
8   while(WiFi.status() != WL_CONNECTED){ //Mientras el estado sea diferente a conectado
9     delay(500); //Esperamos 500ms
10    Serial.print("."); //Se muestra un punto en monitor serie para ver el proceso
11  }
12  Serial.println("CONECTADO"); //Se muestra mensaje que se ha conectado
13  }
14
15 void loop() {
16   //Aquí resto de código que se necesite para el programa.
17 }
18
Output
Sketch uses 901959 bytes (68%) of program storage space. Maximum is 1310720 bytes.
Global variables use 43380 bytes (13%) of dynamic memory, leaving 284380 bytes for local variables. Maximum is 327680 bytes.

```

Figura 20: Biblioteca Wifi, por J. Chuqui y C. Vera.

En resumen, la activación del módulo WiFi del ESP32 y su dirección IP son pasos clave para habilitar la comunicación remota con el exoguante, tanto para pruebas locales como para aplicaciones de telerehabilitación.



Figura 21: Red inalámbrica, por J. Chuqui y C. Vera.

IV-H. Prueba de funcionamiento usando una simulación virtual

En esta sección se describe el proceso de creación y funcionalidad de un exoguante robótico mediante una simulación virtual que permite evaluar el comportamiento del sistema bajo condiciones controladas ante de realizar alguna prueba física con usuarios reales. Esta simulación permite observar el funcionamiento del sistema de tracción por tendones artificiales, activados por motores N20 y controlados desde una placa ESP32, evaluando el movimiento de flexión y extensión de los dedos.

Para recrear el entorno virtual, se utilizó el solidworks para modelar el exoguante, engranajes, poleas, falanges, férula, y el sistema de cables de tracción integrados en las articulaciones. Se animó la flexión secuencial de los

dedos mediante el enrollado de los tendones en las poleas, simulando la función de los motores reductores.

En el entorno de SolidWorks se realizaron animaciones de movimiento lineal y rotacional para observar la flexión de los dedos, detallando el comportamiento esperado al accionar los motores según la señal que enviaría el microcontrolador ESP32. El análisis verificó los rangos de movimiento, la detección de posibles colisiones mecánicas y los puntos de anclaje de los tendones correctamente alineados. También se definieron posiciones específicas para simular tareas funcionales como abrir y cerrar la mano, con el objetivo de validar si el diseño es capaz de alcanzar rangos de movimiento adecuados. Este entorno virtual, aunque limitado en cuanto a simulación dinámica, se proporciona una base sólida para la identificación de problemas de diseño y facilita la optimización mecánica antes de la construcción del prototipo físico.

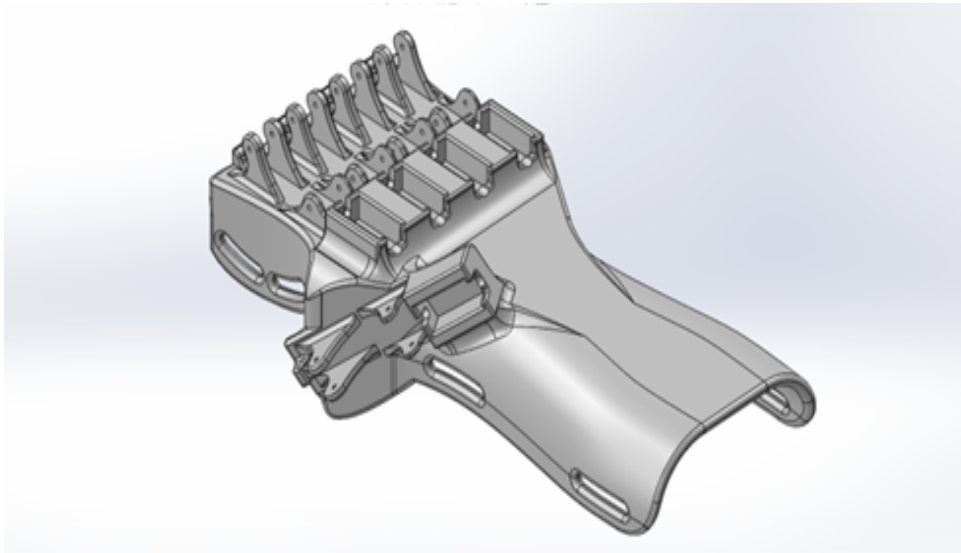


Figura 22: Férula, por J. Chuqui y C. Vera.

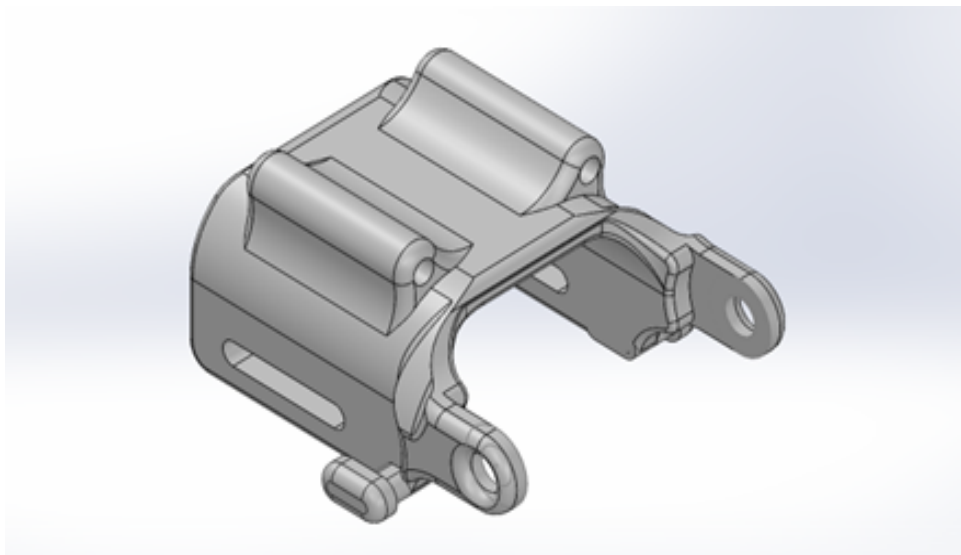


Figura 23: Falange distal, por J. Chuqui y C. Vera.

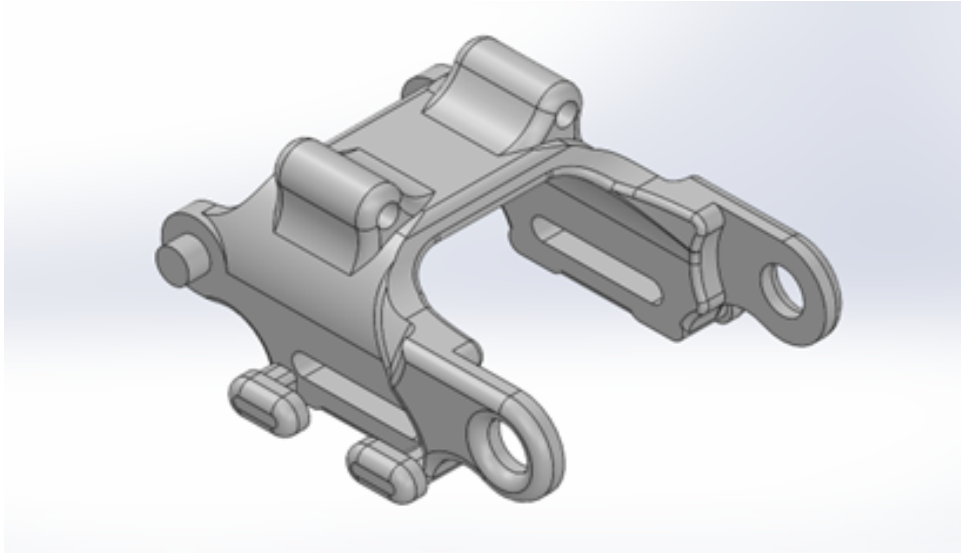


Figura 24: Falange medial, por J. Chuqui y C. Vera.

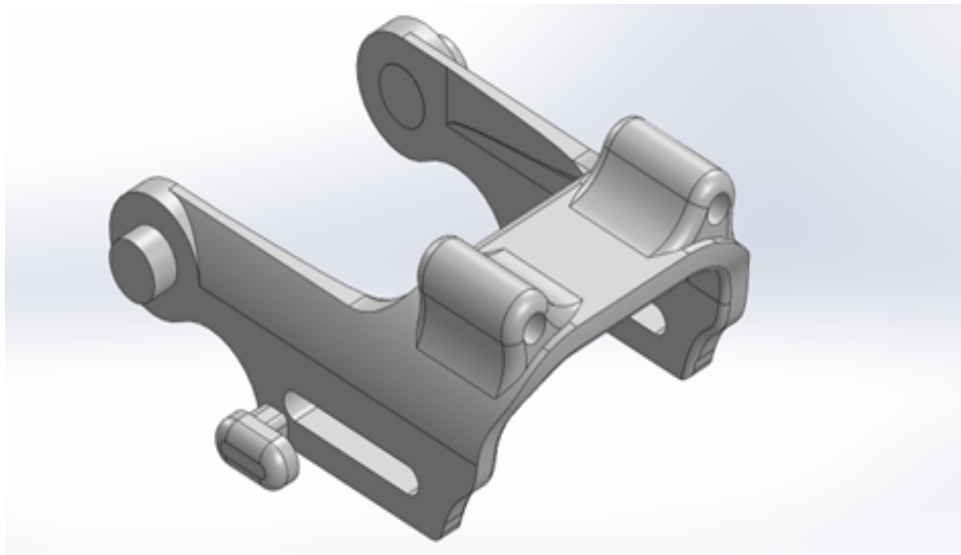


Figura 25: Falange proximal, por J. Chuqui y C. Vera.

Adicionalmente se crearon las poleas recolectoras de diferentes tamaños: unas poleas pequeñas ubicadas en el eje de salida de los engranajes y unas poleas grandes encargadas de enrollar y liberar los tendones para maximizar la precisión y la fuerza de tracción. Se crearon los engranajes cónicos rectos, los cuales transmiten el movimiento desde los motores hacia las poleas recolectoras, permitiendo un cambio de dirección en el eje de rotación.

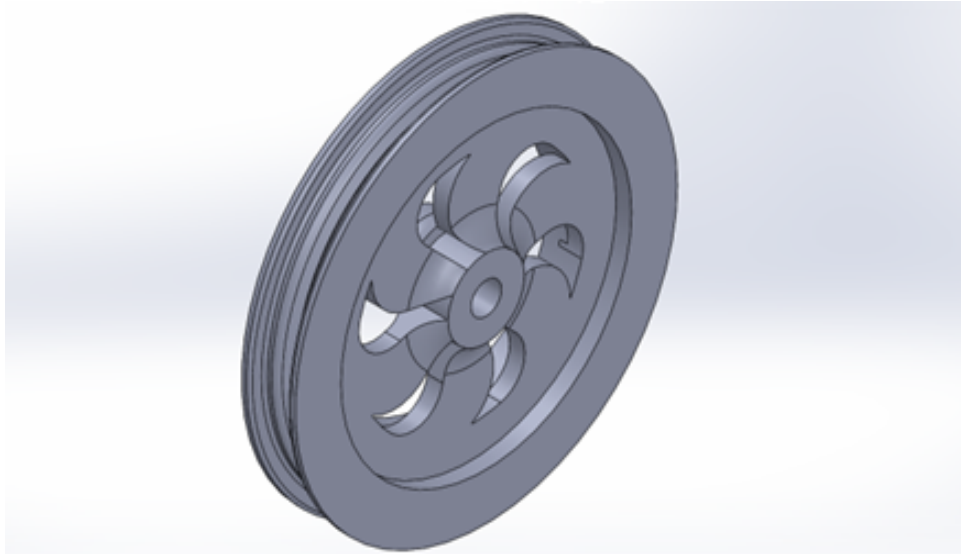


Figura 26: Polea, por J. Chuqui y C. Vera.

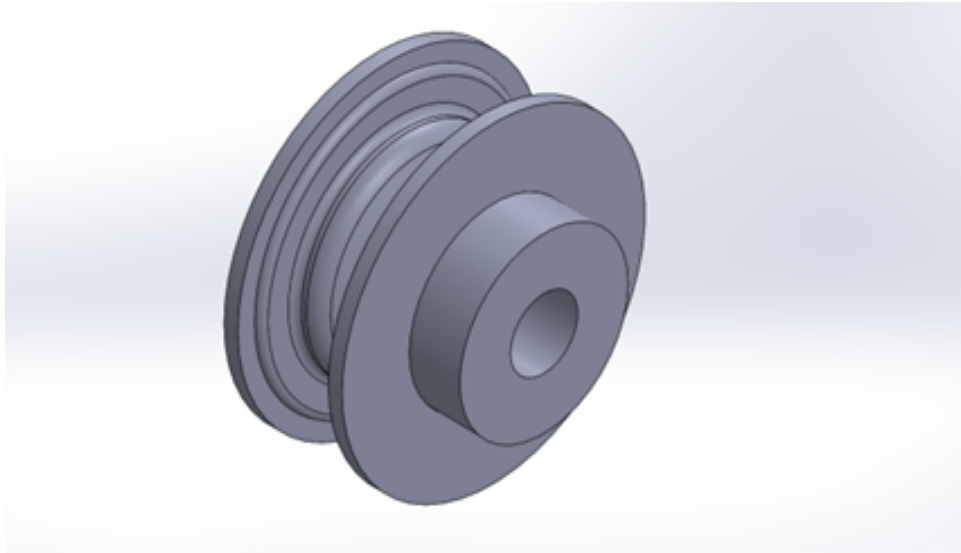


Figura 27: Polea del eje, por J. Chuqui y C. Vera.

IV-I. Diseño Preliminar del Prototipo

Este estudio presenta el diseño preliminar de un exoguante robótico para rehabilitación activa de la mano, el cual emplea un sistema de accionamiento mediante motores reductores y un mecanismo de tracción por tendones artificiales. Este sistema permite controlar de manera precisa la flexión y extensión de los dedos. El diseño del proyecto, sintetizado en el diagrama de flujo mostrado en la Figura 29, representa la secuencia de funcionamiento que sigue el dispositivo: desde la alimentación y accionamiento del motor, hasta la generación del impulso en los tendones y la respuesta mecánica del guante.

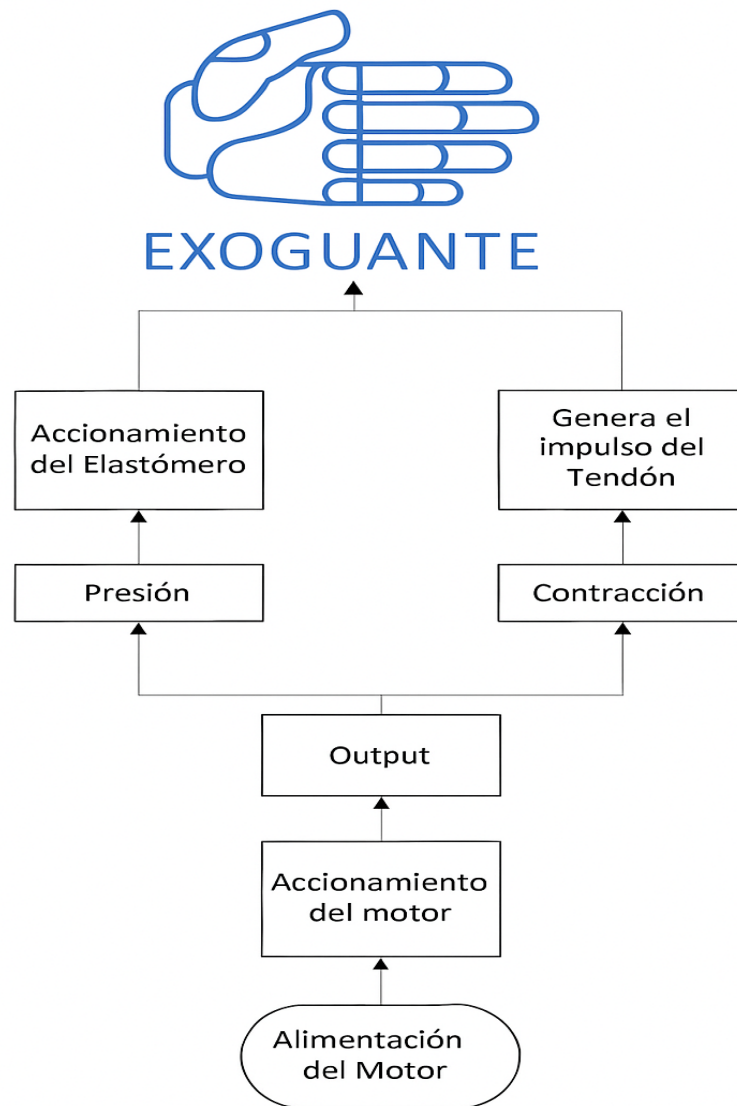


Figura 28: Diagrama de Bloques, por J. Chuqui y C. Vera.

Para el diseño de este mecanismo, se emplea un sistema de tendones artificiales que recorren cada dedo del exoguante, conectados a motores reductores N20, mediante un carrete, que se enrolla y libera el tendón, permitiendo la flexión y extensión controlada de las falanges. Este principio de accionamiento garantiza dos modos de operación: movimiento activo controlado y relajación pasiva, lo que contribuye a un control preciso y seguro durante las terapias de rehabilitación. Cada motor está acoplado a su respectivo mecanismo de tracción, diseñado e impreso en 3D para adaptarse a la estructura del guante. Este sistema está pensado para imitar el movimiento natural de los dedos humanos, de manera que al accionar el tendón se genere una flexión similar a la biomecánica real de la mano, mientras que la liberación controlada del cable permite la extensión.

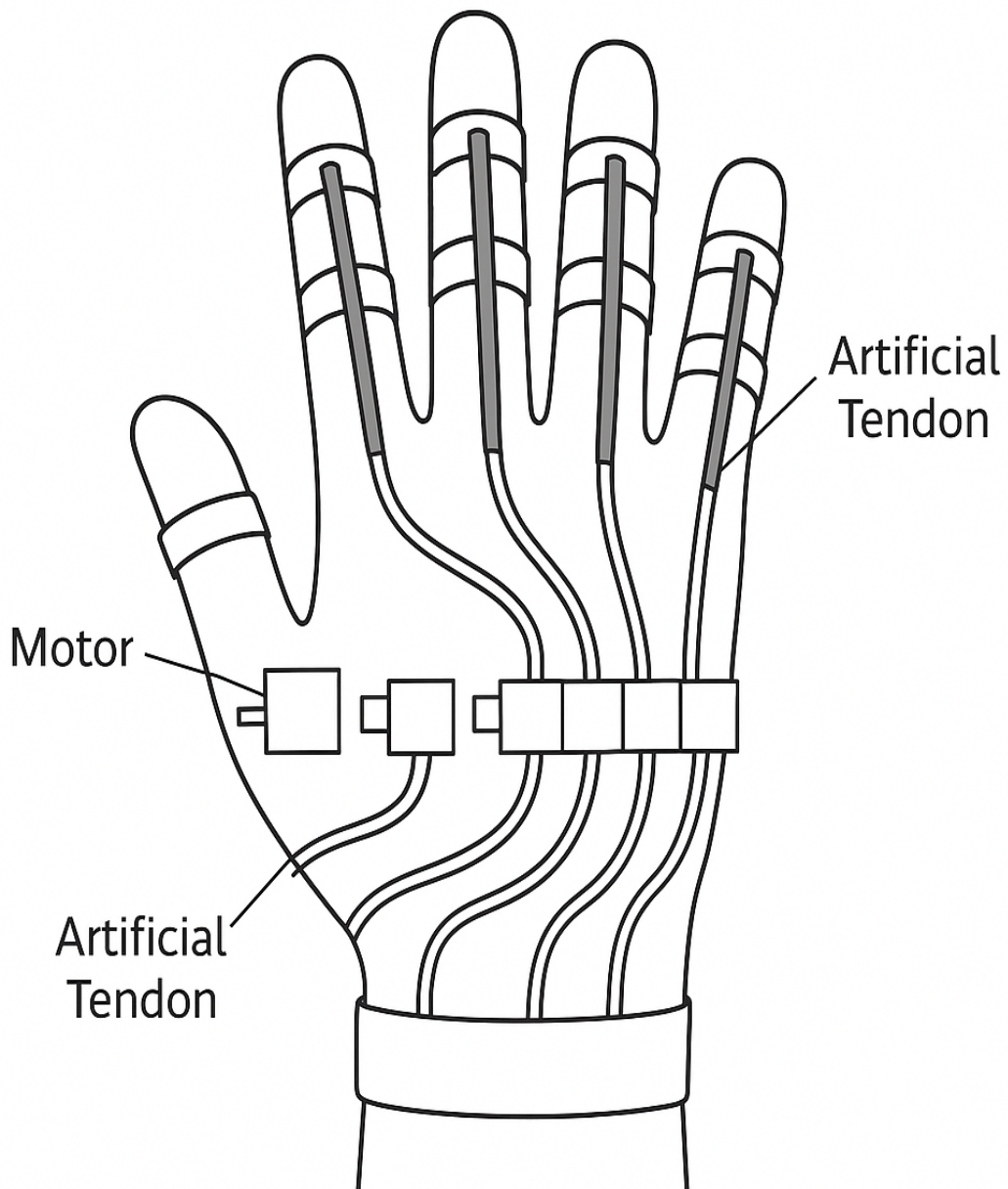


Figura 29: exoguante robótico con control por tendones
Fuente: [OpenAI]

IV-J. Consideraciones Antropométricas de los Dedos

La antropometría es la ciencia que estudia las medidas del cuerpo humano, teniendo como principales estudios en las áreas antropológicas, médicas y biomecánicas. Es una disciplina de gran importancia en el diseño industrial, ya que permite conocer las dimensiones y formas del cuerpo humano para poder adaptar los objetos a él. Este enfoque resulta especialmente valioso en la creación de sistemas que involucran la interacción del ser humano con: objetos, herramientas, mobiliario, salas y puestos de trabajo.

En el desarrollo del prototipo se consideran las medidas antropométricas de una mano izquierda sana, considerando:

- Ancho máximo de dedos de la mano.
- Altura máxima de los dedos de la mano.
- Distancia en la que se encuentra la articulación interfalángica distal (DIP).

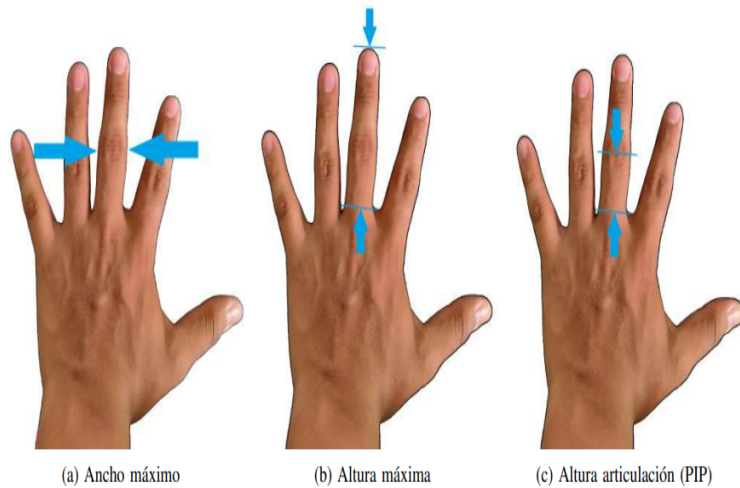


Figura 30: Consideraciones Longitudinales de Dedos de la mano
Fuente: [Quimiz D, Sierra X]

- Ancho máximo de dedos de la mano. En la figura 31 se considera el ancho del dedo medio para realizar la medición, con el fin de mantener la medida a lo largo del diseño. El resultado de la medición fue de un ancho de 22 mm..
- Altura máxima de los dedos de la mano. Para considerar la altura máxima de los dedos, se toma como punto de referencia el borde de la palma hasta donde termina el dedo, como se aprecia en la figura 31. Los resultados se muestran en la tabla siguiente.

Tabla III: Tabla de altura de los dedos de la mano
Fuente: Quimiz D, Sierra X

Dedo	Altura (mm)
Pulgar	63
Índice	68
Medio	82
Anular	76
Meñique	59

IV-K. *Diseño del Exoguante Robótico: Versión 1*

En la fase inicial del desarrollo del exoguante robótico, se optó por un sistema de accionamiento mecánico basado en motores reductores N20 y transmisión de fuerza mediante tendones artificiales. Este enfoque permite un control preciso de la flexión y extensión de cada dedo.

El diseño digital de todas las piezas se realizó utilizando SolidWorks, lo que permitió una representación detallada y precisa del prototipo, incluyendo la ubicación de los motores, guías de tendones y bases de sujeción para los dedos. En esta versión inicial, el objetivo principal fue asegurar la correcta ubicación de los componentes y la ergonomía del guante. La fabricación de todas las piezas del exoguante se llevó a cabo mediante impresión 3D FDM utilizando filamento PETG. Este material fue seleccionado por sus características:

- Alta resistencia mecánica y al impacto.
- Ligera flexibilidad para absorber esfuerzos repetitivos.
- Resistencia térmica adecuada para uso prolongado.
- Baja absorción de humedad, asegurando estabilidad dimensional.



Figura 31: Versión 1, por J. Chuqui y C. Vera.

IV-L. *Diseño del Exoguante Robótico: Versión 2*

En las pruebas iniciales, el exoguante cumplió con los requerimientos básicos de transmisión de movimiento, logrando que cada motor controlara de forma independiente la flexión de un dedo. Sin embargo, se identificaron áreas de mejora:

- Reducción de fricción en las guías de tendones.
- Optimización del recorrido de cables para minimizar pérdidas de fuerza.
- Ajustes ergonómicos para mejorar la comodidad del usuario.

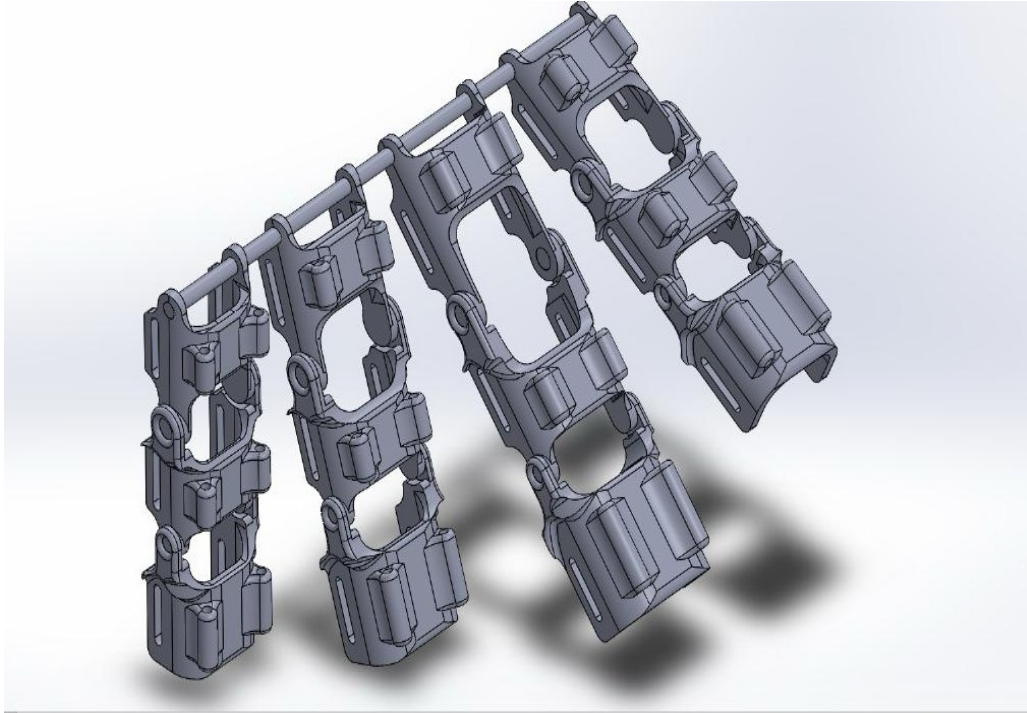


Figura 32: Versión 2, por J. Chuqui y C. Vera.

IV-M. Diseño del Exoguante Robótico: Versión 3

El enfoque principal de esta versión fue la optimización estructural del guante y la reducción del tiempo de fabricación. Se implementó un diseño topológico en ciertas piezas para reducir el peso y tiempo de impresión sin comprometer la rigidez necesaria.

Se reforzaron los soportes de motor y las bases de los dedos utilizando un patrón de relleno más denso en zonas de mayor esfuerzo. Además, se rediseñaron los puntos de anclaje de los tendones para permitir un ajuste fino de la tensión, lo que mejora el control sobre la flexión y extensión de los dedos.

- Resultados de la Versión 3: La aplicación del diseño topológico y el uso optimizado de PETG redujo el tiempo de impresión, manteniendo la resistencia mecánica y la calidad. Las pruebas de funcionamiento mostraron un agarre más firme, movimientos más naturales y una respuesta más homogénea en todos los dedos.

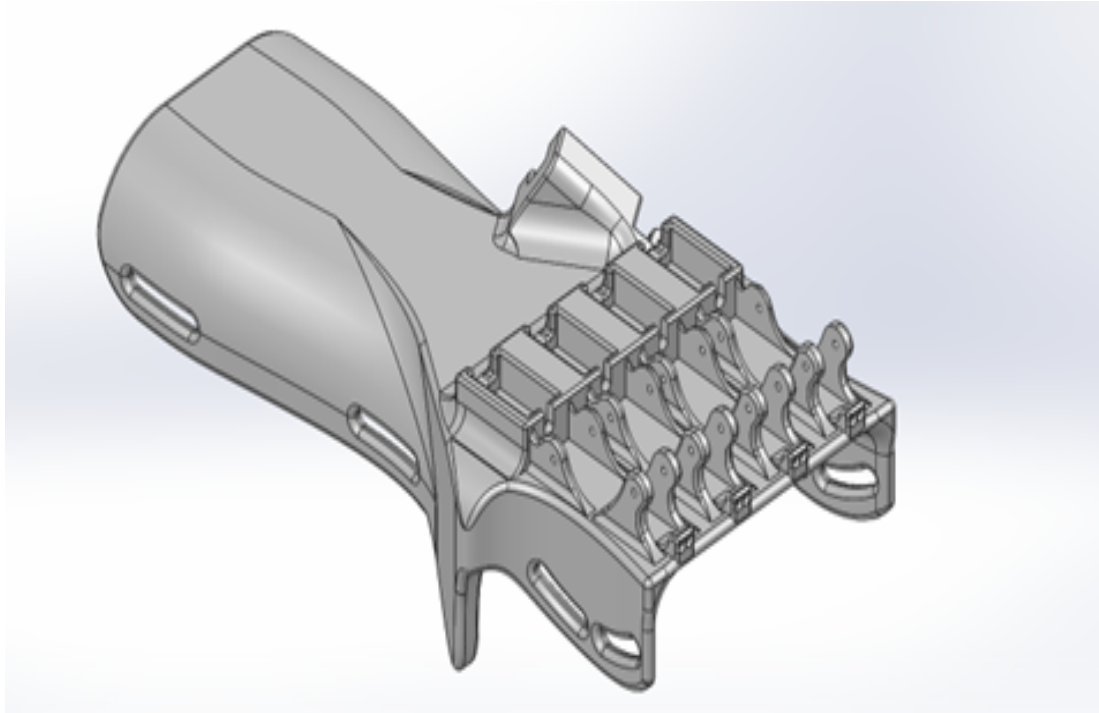


Figura 33: Versión 3, por J. Chuqui y C. Vera.

IV-N. Optimización topológica orientada a DfAM y ergonomía

En la tercera versión del diseño se incorporaron criterios de optimización topológica orientados principalmente a la reducción de peso y a la mejora de la ergonomía del dispositivo. Este proceso se llevó a cabo mediante ajustes en el modelado CAD, retirando material de zonas con baja sollicitación mecánica y reforzando únicamente aquellas áreas sometidas a mayores esfuerzos, como los soportes de motor y los anclajes de los tendones. De esta manera, se lograron piezas más ligeras y rápidas de fabricar por impresión 3D, manteniendo al mismo tiempo la rigidez y estabilidad necesarias para el correcto funcionamiento del exoguante. Esta estrategia permitió un uso más eficiente del material y un diseño final más cómodo y portátil para el usuario, reforzando el enfoque de bajo costo y accesibilidad del prototipo..

IV-Ñ. Material de Fabricación -Filamento PETG

Para la fabricación del exoguante robótico se utilizó filamento PETG (Polyethylene Terephthalate Glycol), un material termoplástico ampliamente empleado en impresión 3D debido a su equilibrio entre resistencia mecánica, flexibilidad y facilidad de procesamiento.

[53] Se reforzaron los soportes de motor y las bases de los dedos utilizando un patrón de relleno más denso en zonas de mayor esfuerzo. Además, se rediseñaron los puntos de anclaje de los tendones para permitir un ajuste fino de la tensión, lo que mejora el control sobre la flexión y extensión de los dedos.

La elección del PETG se fundamentó en las siguientes propiedades:

- Alta resistencia mecánica y al impacto.
- Ligera flexibilidad.
- Resistencia térmica adecuada para uso prolongado.

- Baja absorción de humedad, asegurando estabilidad dimensional.
- Facilidad de posprocesado.



Figura 34: Filamento PETG

IV-O. Parámetros de Impresión 3D

IV-O1. Parámetros de Impresión 3D: Ranura de Alivio y Guía de Tendón: La pieza incorpora una ranura longitudinal estratégicamente ubicada en la zona superior de cada canal de paso, diseñada para facilitar tanto el montaje como el mantenimiento de los tendones artificiales. Esta ranura cumple varias funciones esenciales:

- Facilitar el enhebrado del tendón: permite insertar o reemplazar el cable sin necesidad de desmontar el soporte completo.
- Reducir puntos de fricción: al generar un canal abierto, el tendón mantiene un contacto mínimo con las paredes, disminuyendo el desgaste por rozamiento.
- Permitir inspección visual: su diseño abierto facilita la verificación rápida del estado y tensión del tendón durante las pruebas y el uso.
- la apertura contribuye a una mejor ventilación en la zona de los motores, reduciendo la acumulación de calor.

Desde el punto de vista estructural, la geometría de la ranura fue optimizada para mantener la rigidez del soporte, evitando concentraciones de esfuerzo que puedan generar fracturas en el material PETG. Además, el borde interior de la ranura cuenta con un fileteado de 0.5 mm para eliminar aristas vivas y proteger el recubrimiento del tendón.

Tabla IV: Parámetros de Impresión 3D – Soporte de Motor y Guía de Tendones (PETG)

Fuente: Elaboración propia con base en pruebas en Creality K1C (material PETG)

Parámetro	Valor
Material	PETG
Diámetro de boquilla	0.4 mm
Altura de capa	0.20 mm
Altura de capa inicial	0.20 mm
Grosor de pared	4 mm
Imprimir paredes finas	Sí
Temperatura de impresión	245 °C
Temperatura de la primera capa	245 °C
Temperatura de la cama	80 °C
Densidad de relleno	50 % (piezas estructurales)
Patrón de relleno	Cúbico
Velocidad de impresión	150 mm/s (100 mm/s en piezas pequeñas)
Retracción	4 mm a 35 mm/s
Soportes	Solo en voladizos > 65°
Ángulo de voladizo del soporte	65°
Capas de adaptación	Sí
Ventilador de capa	40–60 %

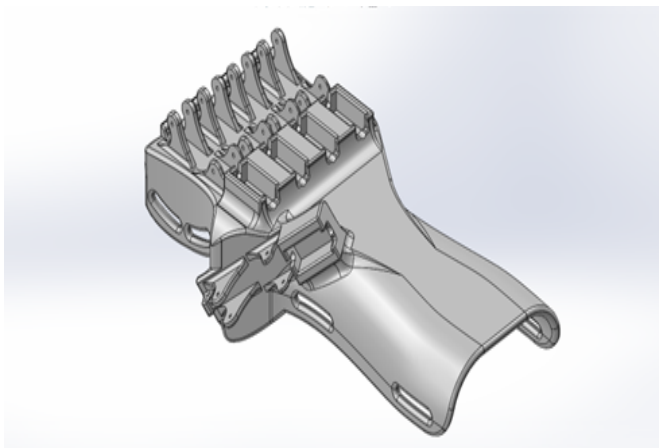


Figura 35: Vista lateral de la Férula

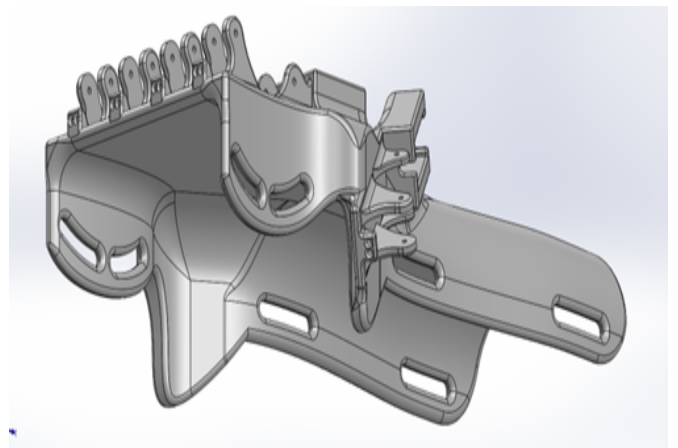


Figura 36: Vista posterior de la Férula

IV-O2. Parámetros de Impresión 3D: Falange Distal: La falange distal del exoguante robótico constituye el segmento final de cada dedo y es el punto de contacto directo con el objeto a manipular. Su diseño está optimizado para garantizar tanto la transmisión eficiente de la fuerza desde el tendón artificial como la comodidad y seguridad del usuario durante la interacción

- Punto de anclaje del tendón: El orificio y canal de guía incorporados permiten fijar el extremo del tendón artificial, asegurando un desplazamiento suave y preciso durante la flexión y extensión.

- Superficie de contacto segura: La punta redondeada evita bordes filosos y distribuye la presión de forma homogénea, reduciendo el riesgo de incomodidad o lesión para el usuario.
- Ligereza y rigidez controlada: Gracias a su patrón de relleno y espesor de pared, la pieza combina resistencia mecánica con bajo peso, favoreciendo la respuesta dinámica del sistema.

Tabla V: Parámetros de Impresión 3D – Falange Distal

Fuente: Elaboración propia con base en pruebas en Creality K1C (material PETG)

Parámetro	Valor
Material	PETG
Diámetro de boquilla	0.4 mm
Altura de capa	0.20 mm
Altura de capa inicial	0.20 mm
Grosor de pared	2 mm
Imprimir paredes finas	Sí
Temperatura de impresión	240 °C
Temperatura de la primera capa	240 °C
Temperatura de la cama	70 °C
Densidad de relleno	50 % (piezas estructurales)
Patrón de relleno	Cúbico
Velocidad de impresión	130 mm/s
Retracción	4 mm a 35 mm/s
Soportes	Solo en voladizos > 65°
Ángulo de voladizo del soporte	65°
Capas de adaptación	Sí
Ventilador de capa	40–60 %

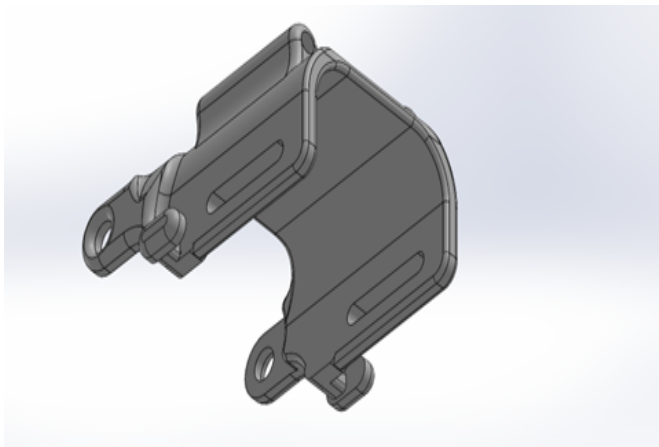


Figura 37: Vista posterior del Falange distal

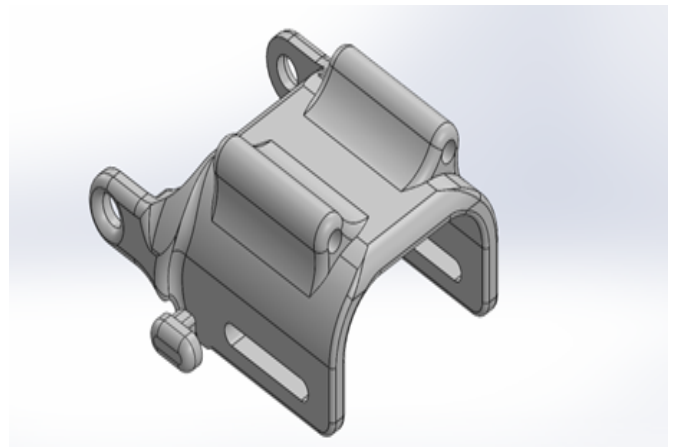


Figura 38: Vista lateral del Falange distal

IV-O3. *Parámetros de Impresión 3D: Falange Medial:* es la pieza que conecta directamente con la base del guante y constituye el punto de inicio para el recorrido del tendón artificial. Fabricada en PETG mediante impresión

3D FDM, esta pieza combina robustez y precisión para soportar la tensión generada por el motor N20 durante la flexión del dedo. .

Entre sus funciones clave se incluyen:

- Punto de anclaje del tendón: El orificio y canal de guía incorporados permiten fijar el extremo del tendón artificial, asegurando un desplazamiento suave y preciso durante la flexión y extensión.
- Soporte mecánico durante la flexión y extensión del dedo.
- Guía del tendón, reduciendo fricciones y desviaciones.

Tabla VI: Parámetros de Impresión 3D – Falange Medial

Fuente: Elaboración propia con base en pruebas en Creality K1C (material PETG)

Parámetro	Valor
Material	PETG
Diámetro de boquilla	0.4 mm
Altura de capa	0.20 mm
Altura de capa inicial	0.20 mm
Grosor de pared	2 mm
Imprimir paredes finas	Sí
Temperatura de impresión	240 °C
Temperatura de la primera capa	240 °C
Temperatura de la cama	70 °C
Densidad de relleno	25 %
Patrón de relleno	Cúbico
Velocidad de impresión	130 mm/s
Retracción	4 mm a 35 mm/s
Soportes	Solo en voladizos $> 65^\circ$
Ángulo de voladizo del soporte	65°
Capas de adaptación	Sí
Ventilador de capa	40–60 %

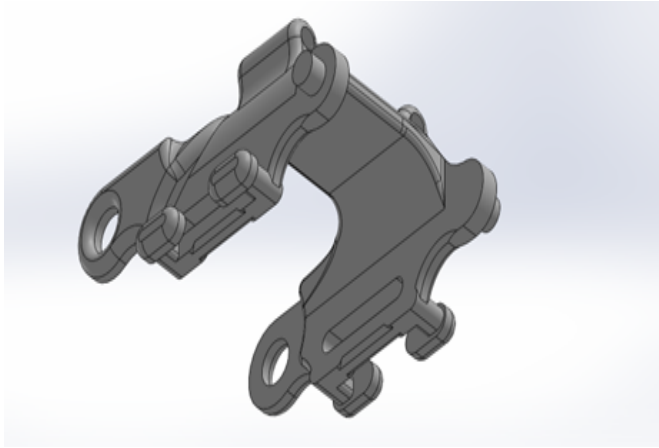


Figura 39: Vista posterior del Falange medial

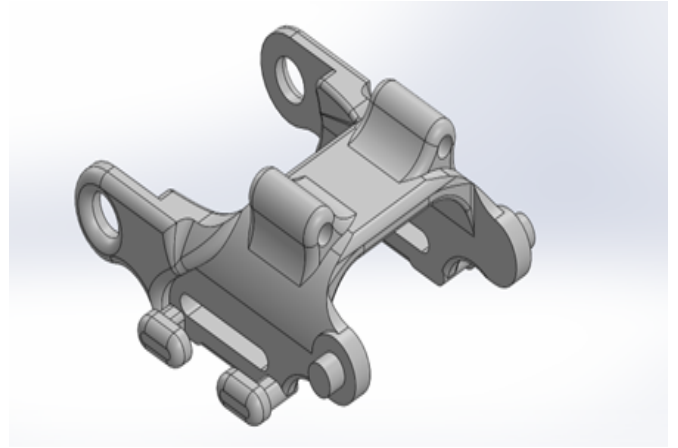


Figura 40: Vista lateral del Falange medial

IV-04. Parámetros de Impresión 3D: Engranaje cónico recto: El engranaje cónico recto se usa en pareja para cambiar el sentido y la dirección del movimiento 90° , Con esto lograr el movimiento de flexión y extensión:

Entre sus funciones clave se incluyen:

- Cambio de dirección del movimiento: Transmite el giro del motor N20 en un ángulo de 90° , adaptando el eje de salida a la orientación necesaria para accionar el tendón.
- Sincronización del mecanismo: Permite coordinar el movimiento de enrollado y liberado de los tendones para lograr tanto la flexión como la extensión de los dedos.
- Transmisión de par y velocidad: Mantiene la relación de transmisión definida.

Tabla VII: Parámetros de Impresión 3D – Engranaje Cónico Recto (PETG)

Fuente: Elaboración propia (Creality K1C, PETG)

Parámetro	Valor
Material	PETG
Diámetro de boquilla	0.4 mm
Altura de capa	0.16 mm
Grosor de pared (líneas)	4 líneas (≈ 1.6 mm)
Tapas superior/inferior	5 capas
Temperatura boquilla / cama	245 °C / 80 °C
Relleno	60–70 % (Cúbico o Gyroid)
Velocidad de impresión	60–80 mm/s
Retracción	4 mm a 35 mm/s
Soportes	No (orientación eje vertical)
Tolerancias eje	Agujero 3.05–3.10 mm (ajuste posterior)
Ángulo de presión	20°
Backlash objetivo	0.10–0.20 mm

IV-O5. Parámetros de Impresión 3D: Poleas para tendones: Las poleas desempeñan un papel fundamental al guiar y redirigir los tendones artificiales que transmiten el movimiento desde los motores hasta las falanges. Estas piezas, diseñadas con un orificio central de 4 mm para su montaje en los ejes correspondientes, permiten un desplazamiento controlado del tendón:

Entre sus funciones clave se incluyen:

- Guiado del tendón: Mantener el tendón artificial alineado durante todo su recorrido, evitando que se salga o se cruce con otros componentes.
- Transmisión de movimiento: Convertir el par del motor en desplazamiento lineal del tendón para accionar la flexión o extensión de los dedos.
- Estabilidad en el tensado: Ayudar a mantener una tensión constante en el tendón, evitando holguras que reduzcan la precisión del movimiento..

Tabla VIII: Parámetros de Impresión 3D – Poleas para Tendones (PETG)

Fuente: Elaboración propia (Creality K1C, PETG)

Parámetro	Valor
Material	PETG
Diámetro de boquilla	0.4 mm
Altura de capa	0.20 mm
Grosor de pared (líneas)	4
Tapas superior/inferior	5
Temperatura boquilla / cama	245 °C / 80 °C
Relleno	40–50 % (Cúbico)
Velocidad de impresión	80–120 mm/s
Retracción	4 mm a 35 mm/s
Soportes	No (orientación eje vertical)
Tolerancia agujero eje	3.05–3.10 mm
Radio en garganta	0.5 mm (acabado suave)
Reborde de contención	0.8–1.2 mm de altura

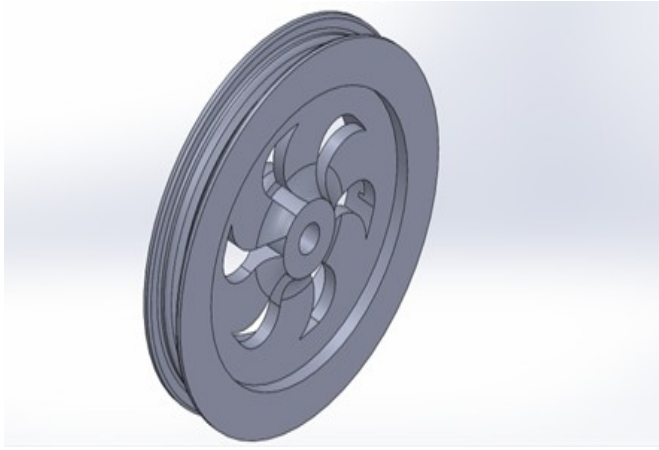


Figura 41: Vista posterior de la Polea

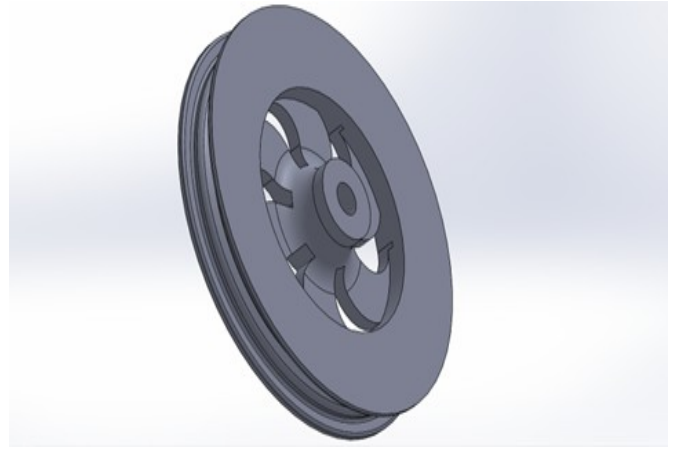


Figura 42: Vista lateral de la Polea

IV-P. Software

Dentro del marco de esta investigación, se profundiza en la aplicación específica del software Blynk, el cual desempeña un papel fundamental en la administración de la rotación de los servomotores y en la supervisión de las señales provenientes de los sensores de flexión integrados en el exo-guante robótico. Asimismo, se detalla minuciosamente el procedimiento esencial para establecer una conexión fluida entre el módulo ESP32 y esta plataforma de software. Esta sección se sumerge en la exploración tanto de la operatividad que rodea el control de los servomotores mediante la interfaz de Blynk, como de la recepción y visualización en tiempo real de los datos obtenidos por los sensores de flexión, los cuales permiten medir el grado de curvatura de cada dedo. Todo ello con el objetivo de lograr una interacción precisa entre la lectura sensorial y el movimiento controlado, optimizando así la rehabilitación y asistencia que brinda el prototipo.

IV-Q. Blynk

El software Blynk emerge como una poderosa plataforma que aborda esta demanda, permitiendo a los desarrolladores y entusiastas de la electrónica crear interfaces personalizadas de manera sencilla y efectiva. Blynk se erige como un puente virtual que conecta dispositivos hardware, como microcontroladores y placas de desarrollo, con aplicaciones móviles, posibilitando la interacción y supervisión a través de la nube.

IV-Q1. Guía de enlace Blynk - ESP32: A continuación se presentan los pasos para enlazar Blynk a un módulo ESP32.

IV-Q2. Registro y creación de proyecto en Blynk: Antes que nada, se procede a realizar el registro en la plataforma Blynk visitando su sitio web (<https://blynk.io/>) y crear una cuenta. Una vez dentro, se inicia la creación de un nuevo proyecto y se elige el tipo de dispositivo como “ESP32”.

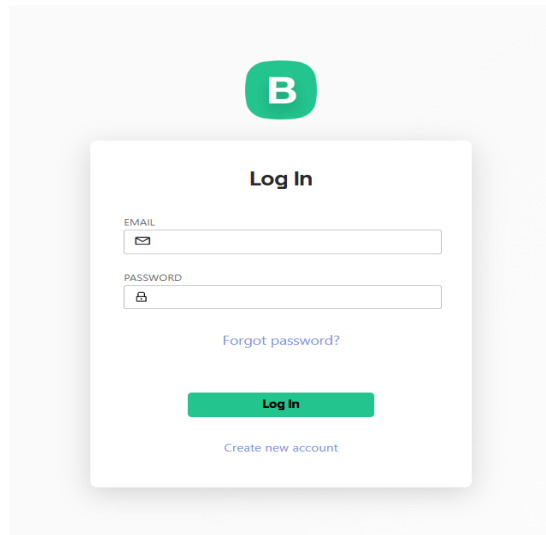


Figura 43: Registro, por J. Chuqui y C. Vera.

IV-Q3. Descarga e inicio de la aplicación Blynk: Se sugiere acceder a la tienda de aplicaciones del dispositivo móvil y proceder a la descarga de la aplicación oficial de Blynk. Tras la descarga exitosa, se recomienda abrir la aplicación e ingresar utilizando las credenciales de acceso correspondientes a la cuenta de Blynk.

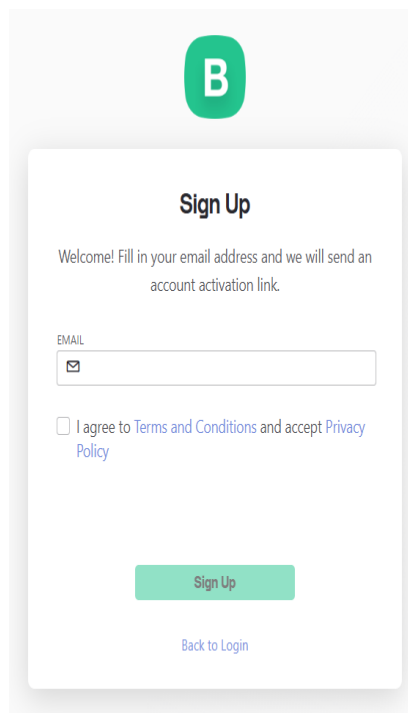


Figura 44: Registro en aplicación móvil, por J. Chuqui y C. Vera.

IV-Q4. Configuración del proyecto en la aplicación: En la plataforma Blynk, el siguiente paso es acceder al proyecto que se configuró previamente. Una vez dentro, se personaliza los elementos visuales denominados widgets, los cuales facilitan la interacción con el módulo ESP32. Entre estos widgets se incluyen opciones como botones, controles deslizantes, indicadores y otros componentes interactivos.

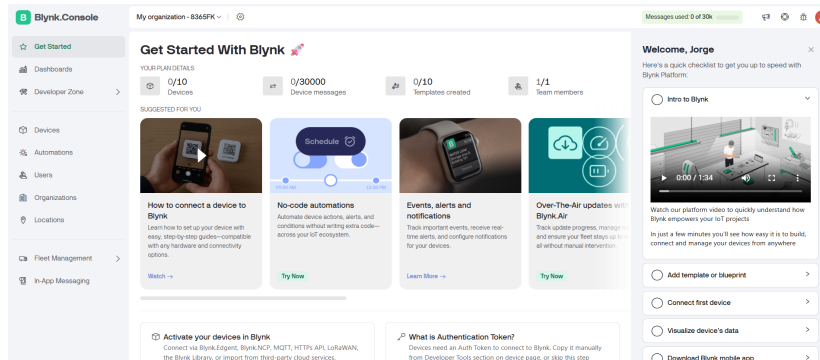


Figura 45: Dashboard de Blynk web, por J. Chuqui y C. Vera.

IV-Q5. Obtención del token de autenticación: En la estructura interna del proyecto de Blynk, se encuentra un código único llamado “Auth Token”. Este identificador es exclusivo para cada proyecto. Es importante guardarlo o copiarlo, ya que será requerido en fases posteriores del desarrollo.

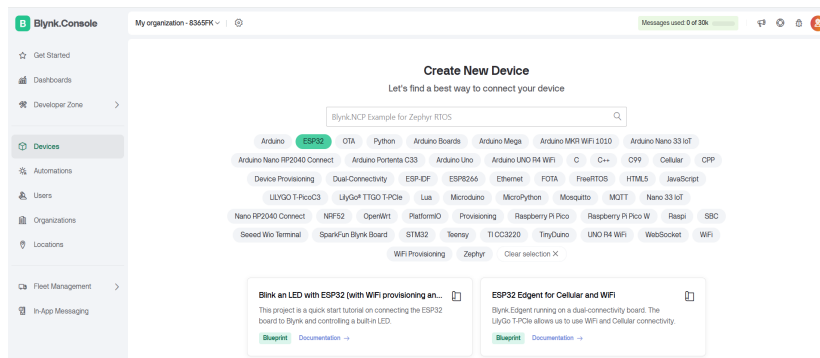


Figura 46: Token de Autenticación, por J. Chuqui y C. Vera.

IV-R. Visualización y control desde la aplicación Blynk

Una vez energizado el ESP32, el dispositivo establece la conexión con la red WiFi configurada y con los servidores de Blynk. A continuación, desde la aplicación Blynk se accede al proyecto creado previamente. En este punto, los widgets permiten al usuario controlar de forma remota el motor N20 mediante el L298N, incluyendo el ajuste de velocidad supervisando su funcionamiento en tiempo real.

IV-S. Preparación del entorno de desarrollo

Es necesario tener instalado el software Arduino IDE en el ordenador, así como de la biblioteca de Blynk dentro de dicho entorno, puede añadirse desde el menú “Sketch ¿Incluir Biblioteca ¿Gestionar Bibliotecas” buscando la palabra “Blynk”. Finalmente, en el mismo entorno de desarrollo se debe seleccionar la placa “ESP32” en la opción “Herramientas ¿Placa”.

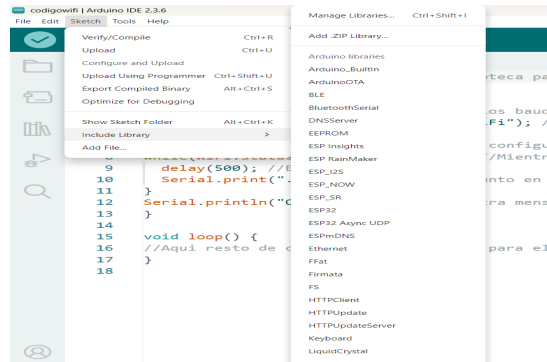


Figura 47: Instalación Librería ESP32, por J. Chuqui y C. Vera.

IV-T. Código de conexión ESP32 – Blynk

En este código se implementa la integración de la plataforma Blynk para controlar un motor N20 mediante un puente H L298N mini, usando pines digitales para dirección y PWM del ESP32 para la velocidad. Está diseñado para ejecutarse en una placa ESP32, la cual se comunica con Blynk para recibir instrucciones y regular tanto la intensidad como el sentido de giro del motor.

```

1  #include <WiFi.h>
2  #include <WebServer.h>
3  #include <ArduinoJson.h>
4  #include <Wire.h>
5  #include <Adafruit_INA219.h>
6

```

Figura 48: Código Inicial Librería, por J. Chuqui y C. Vera.

En el código inicial se incluyen las librerías necesarias para habilitar la comunicación con Blynk y establecer la conexión Wi-Fi del ESP32.

A continuación, se definen el acceso que permiten al ESP32 conectarse a la red inalámbrica y a la plataforma Blynk. La variable `ssid[]` contiene el nombre de la red Wi-Fi, mientras que `pass[]` almacena la contraseña correspondiente. Por su parte, `auth[]` guarda el token de autenticación único generado por Blynk para el proyecto, el cual identifica la conexión y autoriza la comunicación entre el dispositivo y la aplicación.

```

const char* AP_SSID = "EXOGLove_AP";
const char* AP_PASS = "rehab123";

```

Figura 49: Código de configuración Wifi, por J. Chuqui y C. Vera.

IV-U. Hardware

En la sección relacionada con la manipulación de la rotación de la mano, se optó por implementar un diseño que emplea un motorreductor N20 como actuador principal, controlado mediante un puente H L298N mini. Este conjunto permite variar tanto la velocidad como el sentido de giro del motor, ofreciendo la fuerza necesaria para

accionar el sistema de tracción por tendones. Según las especificaciones técnicas, el motor N20 utilizado opera a un voltaje nominal de 6 VDC.

Para garantizar su alimentación eléctrica y cumplir con los requisitos de corriente, se incorporó una fuente regulada de voltaje, capaz de transformar la entrada de 12 VDC en una salida estable de 6 VDC, asegurando así el amperaje requerido para un funcionamiento eficiente y seguro del sistema.

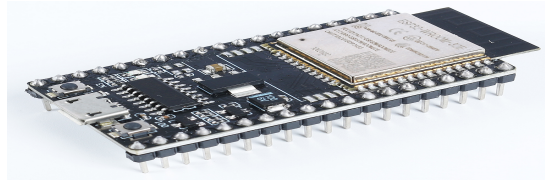


Figura 50: ESP32-WROOM-32, por J. Chuqui y C. Vera.

IV-V. Plataforma de control y actuadores

La ESP32 destaca como un microcontrolador altamente eficiente en términos de consumo energético, Su distintivo radica en la habilidad de establecer conexiones inalámbricas a través de Wi-Fi y Bluetooth, posibilitando la comunicación sin cables con otros dispositivos y redes. telemetría en tiempo real de ángulos (sensores de flexión) y velocidad. [54]

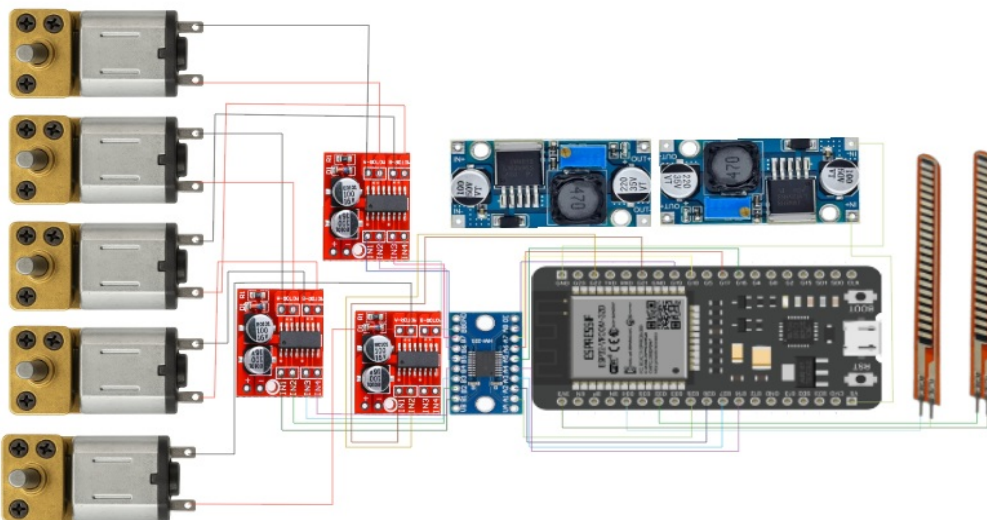


Figura 51: Circuito eléctrico, por J. Chuqui y C. Vera.

Cada dedo es accionado mediante micromotores reductores N20 de 6 V y 50 rpm, que enrollan tendones artificiales sobre un carrete accionando el movimiento de flexión y extensión. La circulación bidireccional se realiza con puentes H L298 mini , aplicando PWM a 20 kHz para control de velocidad y reducción de ruido audible. Se implementaron rampas de aceleración y limitación de corriente por firmware para proteger al usuario y a los actuadores.

IV-W. Alimentación y distribución de potencia

El sistema se alimenta desde una fuente externa de 12 V–8 A, regulada a 6 V para los motores y 5 V para la lógica. El L298 introduce una caída de 2 V, por lo que el motor funciona a 4 V efectivos bajo carga; esto se

compensa con carretes de menor radio y control de PWM.

IV-X. Presupuesto de corriente del sistema

Promedio (5 motores a 0.25 A c/u + ESP32 \approx 0.2 A):

$$I_{\text{avg}} = 5 \times 0,25 + 0,2 = 1,45 \text{ A} \quad (1)$$

$$P \approx VI = 6 \text{ V} \times 1,45 \text{ A} = 8,7 \text{ W}. \quad (2)$$

Pico de arranque, 1.2 A c/u + 0.2 A lógica

$$I_{\text{pico}} = 5 \times 1,2 + 0,2 = 6,2 \text{ A} \quad (3)$$

$$P \approx 6 \text{ V} \times 6,2 \text{ A} = 37,2 \text{ W}. \quad (4)$$

Alcanza 12 V–8 A. Aún con eficiencia del convertidor buck $\eta = 85\%$:

$$I_{\text{in,avg}} \approx \frac{V_{\text{out}} I_{\text{avg}}}{\eta V_{\text{in}}} = \frac{6 \times 1,45}{0,85 \times 12} \approx 0,85 \text{ A}, \quad I_{\text{in,pico}} \approx \frac{6 \times 6,2}{0,85 \times 12} \approx 3,65 \text{ A}. \quad (5)$$

IV-Y. Fuerza de tracción disponible en el tendón

$$F = \frac{T \eta}{r} \quad (6)$$

Con par nominal $T \approx 0,078 \text{ N} \cdot \text{m} = 78,45 \text{ N} \cdot \text{mm}$, $r = 6 \text{ mm}$, $\eta = 0,75$:

$$F_{\text{nom}} = \frac{78,45 \times 0,75}{6} \approx 9,8 \text{ N}. \quad (7)$$

Con par de arranque $T \approx 0,157 \text{ N} \cdot \text{m}$:

$$F_{\text{stall}} \approx \frac{0,157 \times 10^3 \times 0,75}{6} \approx 19,6 \text{ N}. \quad (8)$$

Efecto del L298 (motor a $\sim 4 \text{ V}$): el par cae $\approx 4/6 = 0,67$:

$$F_{\text{nom,ef}} \approx 9,8 \times 0,67 \approx 6,5 \text{ N}, \quad F_{\text{stall,ef}} \approx 19,6 \times 0,67 \approx 13,1 \text{ N}. \quad (9)$$

IV-Z. Velocidad lineal del tendón y tiempo de cierre

$$v = \frac{2\pi r \cdot \text{rpm}}{60} \quad (10)$$

Con $r = 6 \text{ mm}$ y $\text{rpm} = 50$:

$$v = \frac{2\pi \times 6 \text{ mm} \times 50}{60} \approx 31,4 \text{ mm/s}. \quad (11)$$

Para un recorrido típico de $L = 40 \text{ mm}$ por dedo:

$$t \approx \frac{L}{v} = \frac{40 \text{ mm}}{31,4 \text{ mm/s}} \approx 1,27 \text{ s}. \quad (12)$$

V. RESULTADOS

Esta sección presenta la validación del exoguante robótico para rehabilitación activa de la mano. Se evalúan, en la versión V3 optimizada topológicamente y diseñada bajo criterios DfAM, el desempeño mecánico, el alcance articular asistido, la exactitud de los sensores de flexión, la respuesta del control embebido con ESP32, la fuerza de tracción en tendones y los mecanismos.

V-A. Exoguante Fabricación

Esta sección presenta los resultados obtenidos tras una serie de ensayos realizados con el exoguante robótico orientado a rehabilitación activa de la mano. Se evalúan la fuerza de tracción, la precisión de ejecución de perfiles de movimiento, la capacidad de prensión y la respuesta del sistema de control y telemetría frente a distintos estímulos. Los resultados se analizan y se comparan con la capacidad de agarre y manipulación humana reportada en literatura, y con las metas de diseño establecidas para el prototipo de bajo costo y fabricación por impresión 3D.

En este escenario, se muestra el modelo culminado del exoguante en su forma definitiva. A través de imágenes se aprecian: el acabado superficial de las piezas impresas en PETG, el recorrido de los tendones artificiales sobre el dorso, la ubicación de los micro-motores N20 y las zonas de anclaje en falanges.



Figura 52: Vista lateral del exoguante



Figura 53: Vista superior del exoguante

V-B. Diseño final del prototipo V3

Tras iteraciones de diseño, la versión V3 incorpora optimización topológica y criterios DfAM, refuerzo local en soportes de motor y anclajes, radios para evitar concentraciones de esfuerzo y orientación de impresión para aprovechar la anisotropía de capas. El sistema integra una ESP32 con lectura de sensores de flexión, tres drivers L298 mini para los cinco N20, y un enlace Wi-Fi para monitoreo. La alimentación se realiza desde una batería de 12 V con regulador step-down a 6–8 V para los motores y 5 V para lógica.

V-C. Conjunto de piezas impresas y chasis dorsal

Se observa el armazón dorsal con guías integradas para carretes y pasajes de tendón, junto con las férulas modulares de falange impresas en 3D. Este conjunto confirma la portabilidad y la replicabilidad del sistema: todas las piezas se fabricaron por FDM con parámetros homogéneos (0.20 mm de capa, 4 perímetros, 40–50 .

Tabla IX: Especificaciones del actuador (referencia usada en cálculos), por J. Chuqui y C. Vera.

Parámetro	Valor típico
Tensión nominal	6 V CC
Velocidad sin carga	50 rpm
Corriente sin carga	60–80 mA
Corriente a carga nominal	~0.25 A
Corriente de arranque (stall)	1.0–1.2 A
Par nominal	~0.8 kg·cm (0.078 N·m)
Par de arranque (stall)	~1.6 kg·cm (0.157 N·m)
Radio de carrete seleccionado	$r = 6$ mm
Eficiencia mecánica estimada	$\eta = 0,75$

Tabla X: Sensores de flexión: rango, sensibilidad, histéresis y linealidad

Fuente: Referencia típica de sensores resistivos tipo flex; “Este trabajo” corresponde a medidas propias del prototipo.

Sensor (long.)	Rango útil (°)	Sensibilidad $\Delta R/\Delta\theta$ (k Ω /°)	Histéresis(%)	Linealidad R^2
Flex resistivo 2.2	0–80	≈ 0.40	12	0.96
Flex resistivo 4.5	0–90	≈ 0.70	10	0.97

Histéresis: diferencia relativa entre la curva de carga y descarga a igual ángulo (%); Linealidad: R^2 del ajuste lineal de $R(\theta)$ o $\Delta R/R_0$ vs. θ en el rango declarado.

V-D. *Ensamble funcional con actuadores y tendones.*

Se aprecia el exoguante montado en la mano con micromotores reductores N20 (6 V), carretes de bajo perfil y guías de cable. La ruta del tendón (monofilamento) discurre por el dorso, con poleas de desvío para mantener el ángulo de ataque sobre cada falange. El compartimento superior aloja la electrónica y permite acceso a los drivers y reguladores.

Tabla XI: Alcance articular asistido en dedos largos (media \pm DE; $n = 3$)

Goniometría manual; velocidad media durante el cierre a 50 % de la velocidad del motor; tiempo total de cierre ≈ 5 s.

Dedo	MCP (°)	PIP (°)	DIP (°)	Vel. media (°/s)
Índice	75 \pm 5	85 \pm 4	62 \pm 6	15 \pm 2
Medio	76 \pm 4	86 \pm 4	61 \pm 5	15 \pm 2
Anular	74 \pm 6	84 \pm 5	60 \pm 6	14 \pm 2
Meñique	72 \pm 6	82 \pm 5	58 \pm 7	13 \pm 2

Tabla XII: Alcance articular asistido en pulgar (media \pm DE; $n = 3$)

CMC: carpometacarpiana; MCP: metacarpofalángica; IP: interfalángica.

Dedo	CMC (°)	MCP (°)	IP (°)	Vel. media (°/s)
Pulgar	40 \pm 6	45 \pm 5	55 \pm 6	10 \pm 2

Tabla XIII: Comparativa V2 vs V3: masa, tiempo de fabricación y rigidez del anclaje

$$\Delta \% = 100 \times \frac{V2 - V3}{V2}; \quad k = \Delta F / \Delta x.$$

Pieza	Masa V2 (g)	Masa V3 (g)	Δ %	Tiempo V2 (min)	Tiempo V3 (min)	Δ %	k V2 (N/mm)	k V3 (N/mm)
Soporte motor	42	29	31	120	85	29	9.0	8.7
Anclaje tendón	18	12	33	45	30	33	8.5	8.2
Guía dorsal	30	21	30	90	60	33	7.8	7.5
Total	90	62	31	255	175	31	—	—

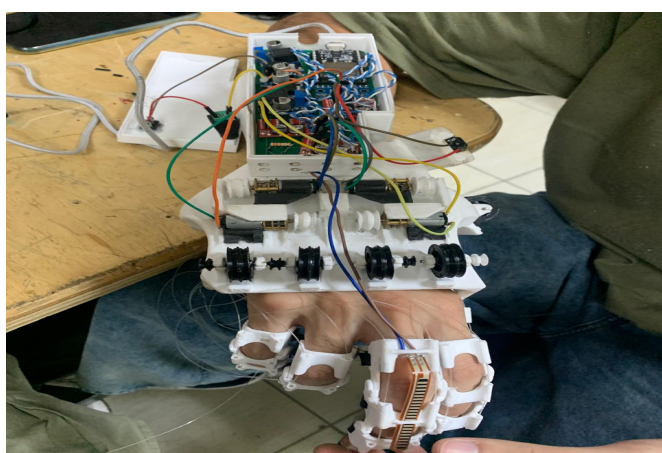


Figura 54: Vista superior del exoante

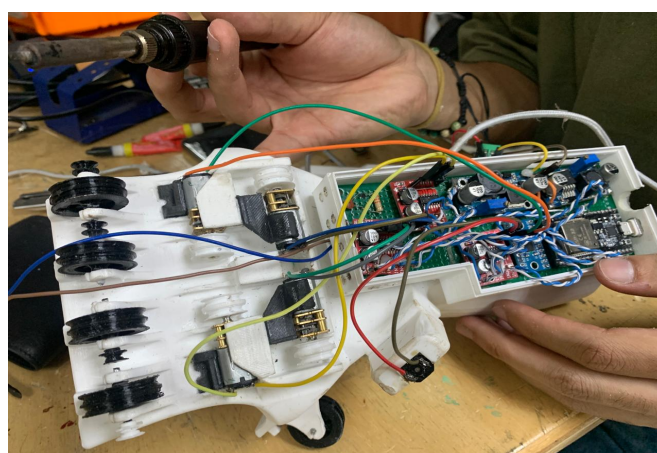


Figura 55: Vista lateral del exoante

V-E. Fijación con correas de velcro.

Las férulas de cada falange se ajustan con correas de velcro, distribuyendo la presión y evitando deslizamientos durante la tracción.

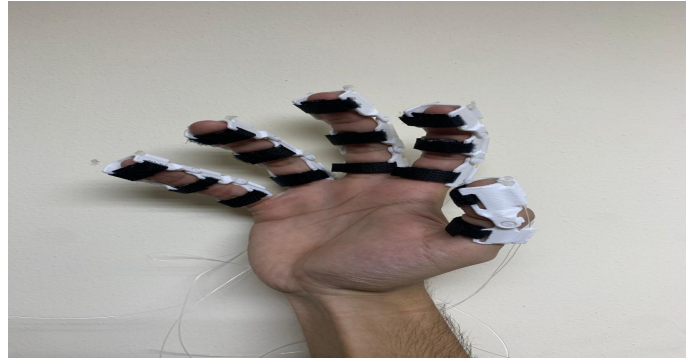


Figura 56: Fijación con correas vista frontal



Figura 57: Fijación con correas vista

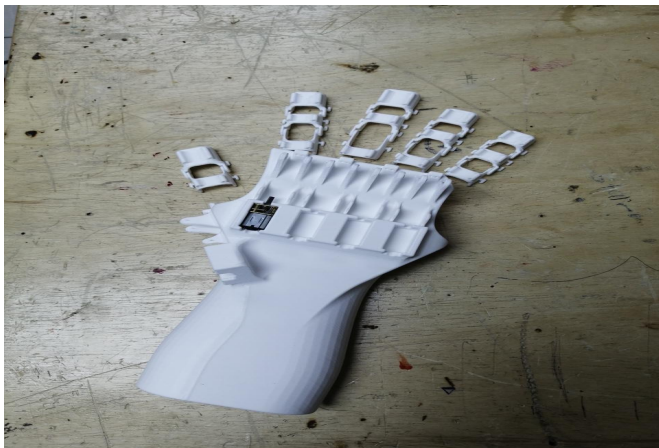


Figura 58: Vista superior del exoguante

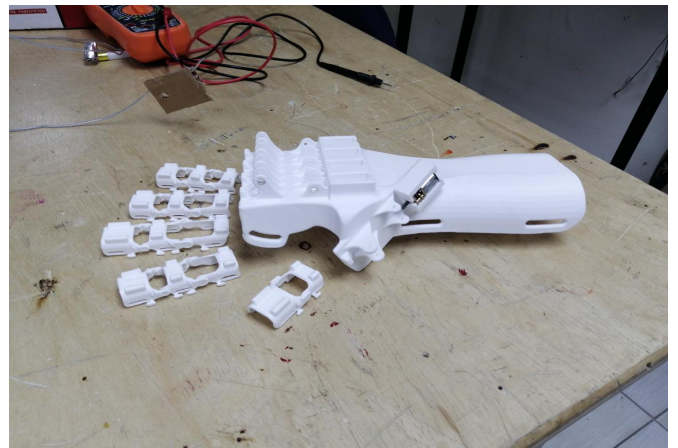


Figura 59: Vista lateral del exoguante

V-F. Telemetría y control

La traza “ADC” permanece prácticamente constante con microvariaciones (rizado $\pm 1-2$ unidades en escala 0–255). Este comportamiento corresponde al estado de reposo/espera del sistema con el motor detenido, evidenciando un ruido bajo del canal de sensado y una lectura estable del sensor de flexión.

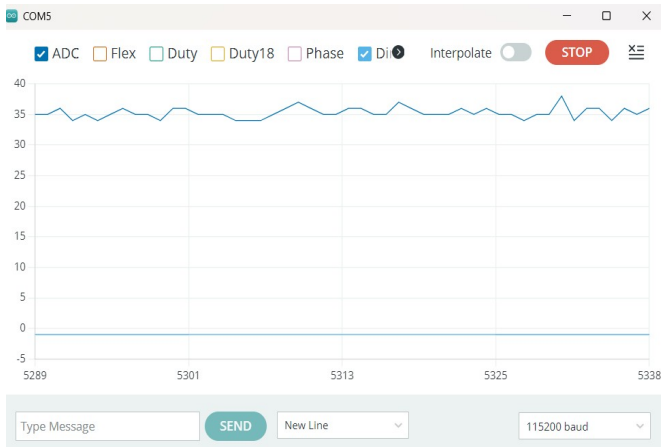


Figura 60: ADC estable en reposo

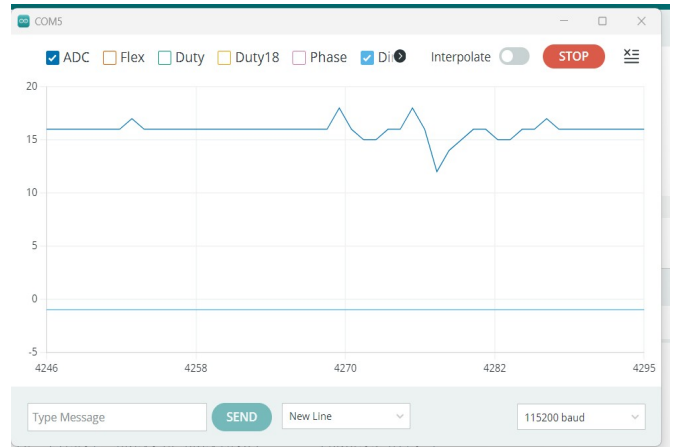


Figura 61: ADC estable

V-G. Rampa de PWM y cambio de estado

Se observa el canal digital “Dir” con una transición LOW→HIGH, que marca el inicio de un ciclo de movimiento (cambio del sentido de giro del carrete). Tras la conmutación, el sistema entra en la fase de movimiento y habilita la rampa de PWM.

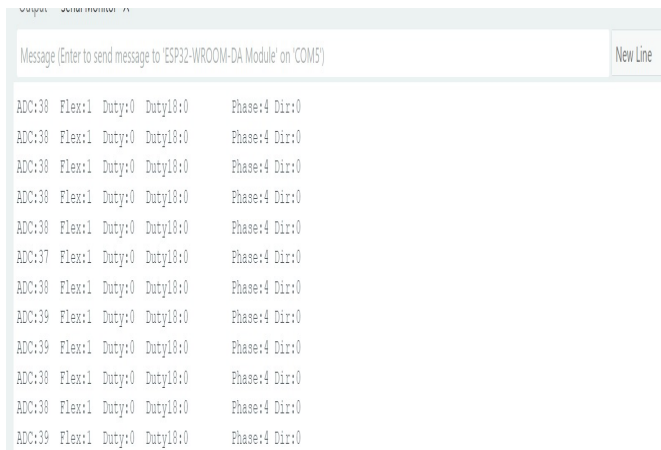


Figura 62: Rampa de PWM

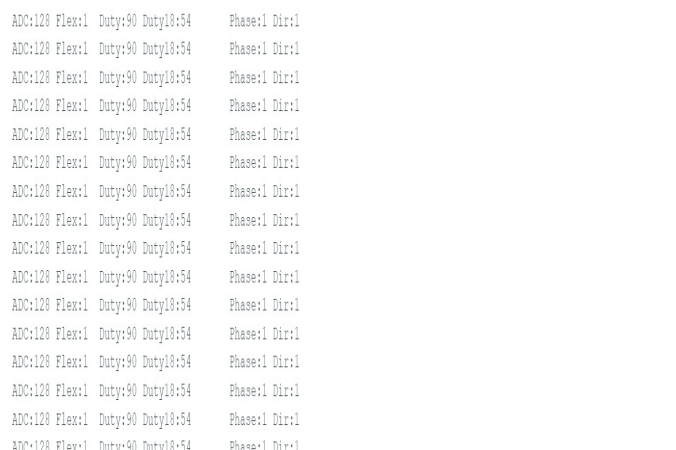


Figura 63: Rampa de PWM

VI. PRESUPUESTO

Dentro de la tabla presupuestaria se presentan los valores estimativos susceptibles de obtención a través de los procesos de cotización llevados a cabo en distintas localidades a lo largo del territorio nacional para la posterior implementación del trabajo de titulación.

Tabla XIV: Presupuesto para la implementación del trabajo de titulación, por J. Chuqui y C. Vera.

Ítem	Artículo	P. Unitario USD	Cantidad	P. Total USD
1	Microcontrolador ESP32	\$6.50	1	\$6.50
2	Sensor de flexión (unidad)	\$40.00	5	\$200.00
3	Servomotor MG90S (unidad)	\$3.00	5	\$15.00
4	Cables de tracción de nylon (m)	\$1.00	3	\$3.00
5	Batería Li-Ion 7.4V 2200mAh	\$8.00	1	\$8.00
6	Módulo de carga con protección	\$3.00	1	\$3.00
7	Impresión 3D (PLA - 500g)	\$20.00	1	\$20.00
8	Switch ON/OFF + pulsadores	\$0.50	2	\$1.00
9	Protoboard o PCB conexiones	\$20.00	1	\$20.00
10	Cables Dupont y conectores (pack)	\$2.50	1	\$2.50
11	Soporte para batería	\$1.50	1	\$1.50
12	Tornillos, tuercas y accesorios	\$3.00	1	\$3.00
13	Velcro + guantes base	\$10.00	1	\$10.00
14	Licencias (SolidWorks, MATLAB)	\$20.00	1	\$20.00
15	Otros (pegamento, cinta, etc)	\$10.00	1	\$10.00
TOTAL				\$323.50

VII. CONCLUSIONES

El presente trabajo de titulación titulado “Desarrollo de un prototipo funcional de exoguante robótico para rehabilitación activa de la mano con control embebido y monitoreo inalámbrico” ha permitido materializar una solución tecnológica de bajo costo y accesible para el apoyo en procesos de rehabilitación motora de la mano, integrando de manera efectiva conocimientos de fisiología humana, principios de biomimética y técnicas de ingeniería mecatrónica.

En el ámbito funcional, el exoguante demostró la capacidad de asistir la flexión y extensión de los dedos mediante un sistema de tracción por tendones artificiales accionados por micromotores N20, alcanzando rangos articulares compatibles con movimientos de prensión funcional. La incorporación de sensores de flexión permitió validar en tiempo real la correspondencia entre la intención de movimiento y la respuesta mecánica del sistema, evidenciando la eficacia del control embebido implementado con la placa ESP32.

En cuanto al control y monitoreo, el prototipo integró un sistema inalámbrico a través de la plataforma Blynk, lo que permitió visualizar parámetros como ángulos de flexión, velocidad de activación de motores y estado de funcionamiento. Esta característica constituye un aporte relevante, ya que facilita la supervisión remota del proceso de rehabilitación y abre la posibilidad de que especialistas realicen un seguimiento personalizado aún en contextos rurales o con recursos médicos limitados.

Desde la perspectiva tecnológica, el diseño se apoyó en impresión 3D y materiales accesibles, lo cual favorece la replicabilidad y el mantenimiento del sistema, reduciendo significativamente los costos frente a dispositivos comerciales. Asimismo, la integración modular de componentes electrónicos y mecánicos asegura la escalabilidad del prototipo, permitiendo en el futuro incorporar algoritmos de control adaptativo, inteligencia artificial para personalizar terapias, o interfaces hápticas que incrementen la naturalidad del movimiento.

A nivel científico, el proyecto valida que es posible implementar un dispositivo de rehabilitación robótica funcional a partir de tecnologías abiertas y de bajo presupuesto, sin sacrificar la calidad del movimiento asistido. Se demuestra además que la combinación de principios de biomimética, sensores de flexión y sistemas embebidos constituye una línea de investigación prometedora para el desarrollo de tecnologías médicas accesibles.

En términos de impacto social, el exoguante desarrollado tiene un alto potencial para mejorar la calidad de vida de pacientes con secuelas motoras en extremidades superiores, especialmente en comunidades donde el acceso a terapias tradicionales es limitado. Al democratizar la tecnología, se fomenta la inclusión y la continuidad de procesos de rehabilitación en entornos no hospitalarios, contribuyendo directamente a la recuperación funcional de los pacientes y a la reducción de brechas en salud.

Finalmente, se concluye que el exoguante robótico presentado cumple con los objetivos planteados y constituye un aporte innovador al campo de la rehabilitación biomédica. Si bien aún existen oportunidades de mejora relacionadas con la miniaturización de los actuadores, la ergonomía del guante y la optimización del control de fuerza, los resultados obtenidos validan su factibilidad y utilidad. Con ello, este trabajo sienta un precedente para futuras investigaciones que busquen perfeccionar y transferir esta tecnología hacia aplicaciones clínicas reales, fortaleciendo la integración entre ingeniería y medicina en beneficio de la sociedad.

VIII. RECOMENDACIONES

Integración de la electromiografía: Se recomienda incorporar sensores de electromiografía para detectar las señales eléctricas generadas por los músculos del antebrazo. Esto permitiría un control del exoesqueleto más intuitivo y directo, ya que el dispositivo podría responder a la intención del usuario de realizar un movimiento, mejorando la interacción y la eficacia de la rehabilitación.

Análisis biomecánico y optimización estructural: Realizar un análisis más profundo de la biomecánica de la mano para validar el diseño actual. Se aconseja utilizar simulaciones de Análisis de Elementos Finitos (FEA) más detalladas, considerando cargas dinámicas y la fatiga del material. Esto podría llevar a una optimización de la estructura para reducir el peso, mejorar la resistencia y la rigidez, y así prolongar la vida útil del prototipo.

Desarrollo de un sistema de retroalimentación de fuerza (Force Feedback): Para una rehabilitación más completa, se sugiere implementar un sistema de retroalimentación de fuerza. Esto permitiría al guante proporcionar resistencia durante el movimiento, lo que ayudaría a fortalecer la musculatura del paciente de manera gradual y controlada, además de ofrecer una sensación más realista de la interacción.

Expansión de la aplicación y el monitoreo: El sistema de monitoreo inalámbrico a través de la aplicación Blynk es una base sólida. Para futuras iteraciones, se recomienda desarrollar una aplicación dedicada que pueda almacenar un historial detallado de los datos del paciente. Esto permitiría a los terapeutas hacer un seguimiento de largo plazo del progreso del paciente, ajustar las rutinas de rehabilitación de forma remota y personalizar los programas de ejercicio.

Pruebas clínicas con pacientes reales: Una vez que el prototipo esté optimizado, el siguiente paso crucial es realizar pruebas clínicas controladas con un grupo de pacientes que hayan sufrido afecciones como un accidente cerebrovascular. Estas pruebas validarían la eficacia del exoesqueleto en un entorno real y proporcionarían datos valiosos para futuras mejoras.

Integración de sensores de posición avanzados: Para un control más preciso y una recolección de datos más exacta, se podría considerar la integración de sensores de posición más avanzados, como giroscopios y acelerómetros, que permitan un seguimiento en tiempo real de los ángulos de las articulaciones de la mano, mejorando la precisión del movimiento asistido y la medición del progreso.

ANEXO A CÓDIGO

```
Codigo_exoguante.ino
1  #include <Arduino.h>
2
3  // ===== MODO PWM =====
4  // 0 = analogWrite (simple y compatible), 1 = ESP32 LEDC (20 kHz)
5  #define USE_LEDC 0
6
7  #if USE_LEDC
8  #ifndef ARDUINO_ARCH_ESP32
9  | #error "Activa USE_LEDC=1 solo con una placa ESP32 (Herramientas > Placa)."
```

Figura 64: Arquitectura de hardware y PWM, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE

```
Codigo_exoguante.ino
23 // Índices: 0..4 (Motores 1..5)
24 uint8_t DUTY_FWD[5] = {180, 160, 200, 120, 150}; // sentido 1
25 uint8_t DUTY_REV[5] = {170, 150, 190, 110, 140}; // sentido contrario
26
27 // ===== RAMPAS Y TIEMPOS =====
28 const int RAMP_MS = 400; // rampa de arranque/paro por motor
29 const int SKEW_MS = 20; // micro-desfase entre motores (evita picos simultáneos)
30 const uint32_t RUN_MS = 5000; // 5 s girando
31 const uint32_t PAUSE_MS = 2000; // 2 s parado
32
33 // ===== SENSOR (SOLO MONITOREO) =====
34 const int FLEX_LOW_EDGE = 60; // < LOW → FLEX (marcador)
35 const int FLEX_HIGH_EDGE = 750; // > HIGH → EXT (marcador)
36 const uint8_t EMA_NUM = 1, EMA_DEN = 4; // filtro EMA
37 int adcFilt = -1;
38
39 // ===== ESTADO TIEMPO =====
40 enum Phase { INIT_START=0, MOVE_FWD, PAUSE_END1, MOVE_REV, PAUSE_END2 };
41 Phase phase = INIT_START;
42 uint32_t phase_t0 = 0;
43
44 // ===== Telemetría para Plotter =====
45 const uint32_t PLOT_PERIOD_MS = 20; // 50 Hz
```

Figura 65: Parámetros de control y máquina de estados, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE

```

Codigo_exoguante.ino
45  const uint32_t PLOT_PERIOD_MS = 20; // 50 Hz
46  uint32_t lastPlot = 0;
47  int telemetryDir = 0; // +1 FWD, -1 REV, 0 STOP
48
49  // ===== PWM WRAPPERS =====
50  #if USE_LEDC
51  int chA[5] = {0,1,2,3,4};
52  int chB[5] = {5,6,7,8,9};
53  inline void pwmInitPin(int pin, int ch){
54      ledcSetup(ch, PWM_FREQ, PWM_RES);
55      ledcAttachPin(pin, ch);
56      ledcWrite(ch, 0);
57  }
58  inline void pwmWriteCh(int ch, int duty){ ledcWrite(ch, duty); }
59  #else
60  inline void pwmInitPin(int pin){
61      pinMode(pin, OUTPUT);
62      analogWrite(pin, 0);
63  }
64  inline void pwmWritePin(int pin, int duty){ analogWrite(pin, duty); }
65  #endif
66
67  // ===== SENSOR (EMA + marcador) =====

```

Figura 66: Abstracción de PWM por canal, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE

```

Codigo_exoguante.ino
69  int raw = analogRead(FLEX_PIN);
70  if (adcFilt < 0) adcFilt = raw;
71  adcFilt = ( (int)adcFilt * (EMA_DEN - EMA_NUM) + raw * EMA_NUM ) / EMA_DEN;
72  return adcFilt;
73  }
74  int flexMarker(int v){
75      if (v < FLEX_LOW_EDGE) return 1; // FLEX
76      if (v > FLEX_HIGH_EDGE) return 0; // EXT
77      return -1; // entre umbrales
78  }
79
80  // ===== MOTORES =====
81  // signedDuty >=0: PWM en IN1 / IN2=0 ; signedDuty <0: PWM en IN2 / IN1=0
82  #if USE_LEDC
83  inline void motorWriteSigned(int m, int signedDuty){
84      int d = constrain(abs(signedDuty), 0, 255);
85      if (signedDuty >= 0){ pwmWriteCh(chA[m], d); pwmWriteCh(chB[m], 0); }
86      else { pwmWriteCh(chA[m], 0); pwmWriteCh(chB[m], d); }
87  }
88  #else
89  inline void motorWriteSigned(int m, int signedDuty){
90      int d = constrain(abs(signedDuty), 0, 255);
91      if (signedDuty >= 0){ pwmWritePin(IN1 PINS[m], d); pwmWritePin(IN2 PINS[m], 0); }

```

Figura 67: Adquisición y preprocesado del sensor de flexión, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE

```

Codigo_exoguante.ino
85   if (signedDuty >= 0){ pwmWriteCh(chA[m], d); pwmWriteCh(chB[m], 0); }
86   else { pwmWriteCh(chA[m], 0); pwmWriteCh(chB[m], d); }
87 }
88 #else
89 inline void motorWriteSigned(int m, int signedDuty){
90   int d = constrain(abs(signedDuty), 0, 255);
91   if (signedDuty >= 0){ pwmWritePin(IN1_PINS[m], d); pwmWritePin(IN2_PINS[m], 0); }
92   else { pwmWritePin(IN1_PINS[m], 0); pwmWritePin(IN2_PINS[m], d); }
93 }
94 #endif
95
96 void motorAllStop(){
97   telemetryDir = 0;
98   for (int i=0;i<5;i++) motorWriteSigned(i, 0);
99 }
100
101 // Aplica rampa + micro-desfase y usa duty objetivo por motor según sentido.
102 void motorAllRunDir(int dirSign, uint32_t tStart){
103   telemetryDir = (dirSign >= 0) ? +1 : -1;
104
105   for (int i=0;i<5;i++){
106     // duty objetivo para este motor y este sentido
107     int target = (dirSign >= 0) ? DUTY_FWD[i] : DUTY_REV[i];

```

Figura 68: Control de dirección y parada segura, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE

```

Codigo_exoguante.ino
107   int target = (dirSign >= 0) ? DUTY_FWD[i] : DUTY_REV[i];
108
109   // rampa independiente (con desfase SKEW por motor)
110   long dt = (long)millis() - (long)(tStart + i * SKEW_MS);
111   int d = 0;
112   if (dt <= 0) d = 0;
113   else if (dt >= RAMP_MS) d = target;
114   else d = (int)((long)target * dt / RAMP_MS);
115
116   motorWriteSigned(i, (dirSign >= 0) ? +d : -d);
117 }
118 }
119
120 // ===== SETUP =====
121 void setup(){
122   Serial.begin(115200);
123   delay(200);
124   #if defined(ARDUINO_ARCH_ESP32)
125     analogReadResolution(12); // 0..4095
126     analogSetAttenuation(ADC_11db); // ~0..3.3 V
127   #endif
128
129   #if USE_LEDC

```

Figura 69: Rampa de velocidad y desfase por motor, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE

```

Codigo_exoguante.ino
127 #endif
128
129 #if USE_LEDC
130   for (int i=0;i<5;i++){ pwmInitPin(IN1_PINS[i], chA[i]); pwmInitPin(IN2_PINS[i], chB[i]); }
131 #else
132   for (int i=0;i<5;i++){ pwmInitPin(IN1_PINS[i]); pwmInitPin(IN2_PINS[i]); }
133 #endif
134
135   motorAllStop();
136
137   Serial.println("# Plot: ADC, Flex(1/0/-1), Phase, Dir(+1=FWD,-1=REV,0=STOP)");
138   Serial.println("# Fases: 0=INIT_START,1=MOVE_FWD,2=PAUSE_END1,3=MOVE_REV,4=PAUSE_END2");
139
140   phase = INIT_START;
141   phase_t0 = millis();
142 }
143
144 // ===== LOOP =====
145 void loop(){
146   // --- SENSOR solo para gráfica ---
147   int v = readFlexFiltered();
148   int f = flexMarker(v);
149

```

Figura 70: Inicialización del sistema y telemetría, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE

```

Codigo_exoguante.ino
147   int v = readFlexFiltered();
148   int f = flexMarker(v);
149
150   // Línea para Plotter (50 Hz)
151   if (millis() - lastPlot >= PLOT_PERIOD_MS){
152     lastPlot = millis();
153     Serial.printf("ADC:%d\tFlex:%d\tPhase:%d\tDir:%d\n", v, f, (int)phase, telemetryDir);
154   }
155
156   // --- FSM SOLO-TIEMPO ---
157   switch (phase){
158     case INIT_START:
159       phase = MOVE_FWD;
160       phase_t0 = millis();
161       Serial.println("# [FSM] START → MOVE_FWD");
162       break;
163
164     case MOVE_FWD:
165       motorAllRunDir(+1, phase_t0); // usar DUTY_FWD[i]
166       if (millis() - phase_t0 >= RUN_MS){
167         motorAllStop();
168         phase = PAUSE_END1;
169         phase_t0 = millis();

```

Figura 71: Bucle principal y publicación a 50 Hz, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE

```

Codigo_exoguante.ino
171     }
172     break;
173
174     case PAUSE_END1:
175     motorAllStop();
176     if (millis() - phase_t0 >= PAUSE_MS){
177     phase = MOVE_REV;
178     phase_t0 = millis();
179     Serial.println("# [FSM] PAUSE_END1 done → MOVE_REV");
180     }
181     break;
182
183     case MOVE_REV:
184     motorAllRunDir(-1, phase_t0); // usar DUTY_REV[i]
185     if (millis() - phase_t0 >= RUN_MS){
186     motorAllStop();
187     phase = PAUSE_END2;
188     phase_t0 = millis();
189     Serial.println("# [FSM] MOVE_REV done → PAUSE_END2");
190     }
191     break;
192
193     case PAUSE_END2:

```

Figura 72: Transición FLEX→EXT con pausa intermedia, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE

```

Codigo_exoguante.ino
183     case MOVE_REV:
184     motorAllRunDir(-1, phase_t0); // usar DUTY_REV[i]
185     if (millis() - phase_t0 >= RUN_MS){
186     motorAllStop();
187     phase = PAUSE_END2;
188     phase_t0 = millis();
189     Serial.println("# [FSM] MOVE_REV done → PAUSE_END2");
190     }
191     break;
192
193     case PAUSE_END2:
194     motorAllStop();
195     if (millis() - phase_t0 >= PAUSE_MS){
196     phase = MOVE_FWD;
197     phase_t0 = millis();
198     Serial.println("# [FSM] PAUSE_END2 done → MOVE_FWD");
199     }
200     break;
201 }
202
203 delay(5);
204 }
205

```

Figura 73: Cierre de ciclo y relanzamiento, por J. Chuqui y C. Vera, Arduino IDE

ANEXO B
PLANOS

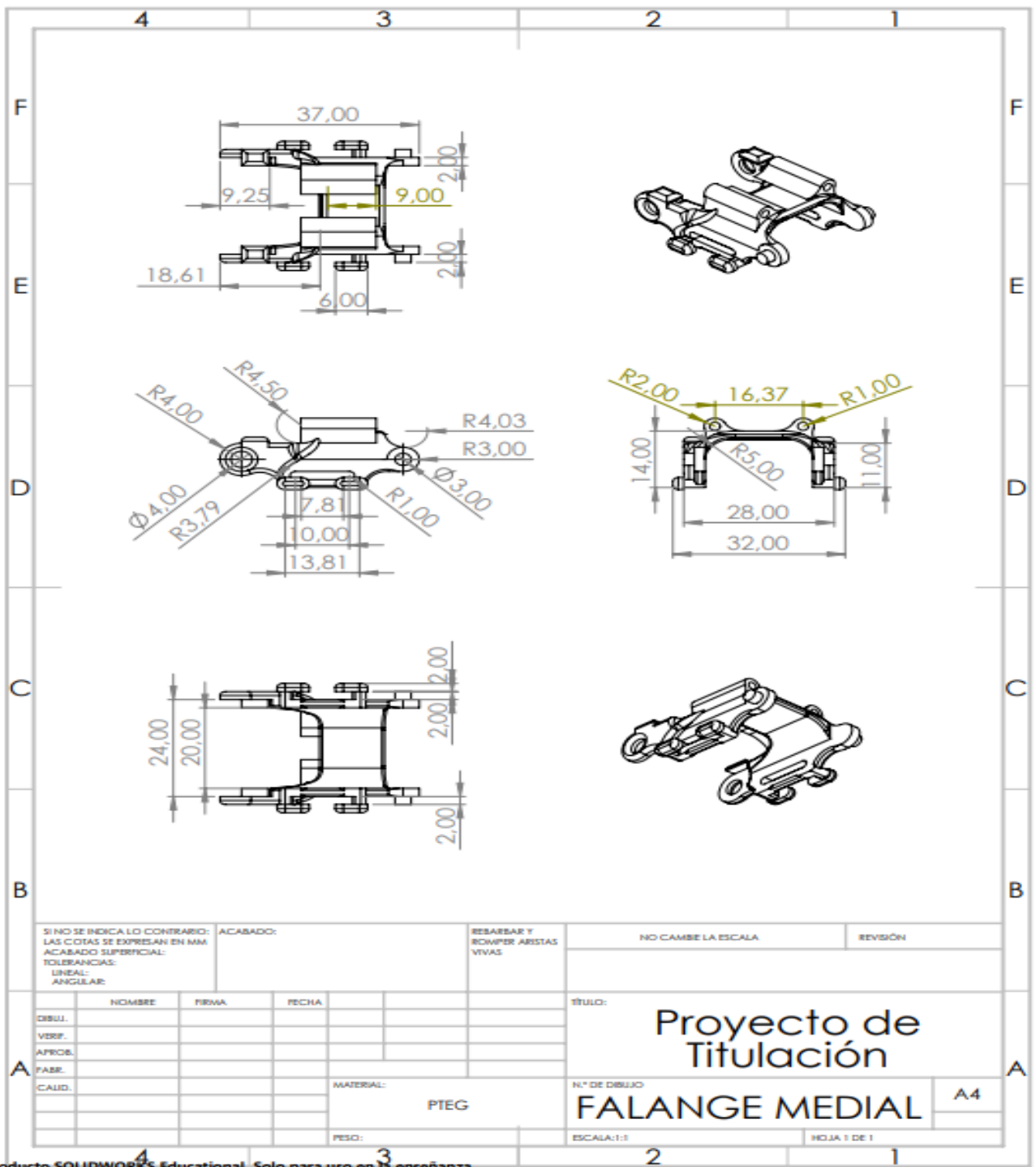


Figura 74: Lámina acotada del falange medial, por J. Chuqui y C. Vera, SolidWorks

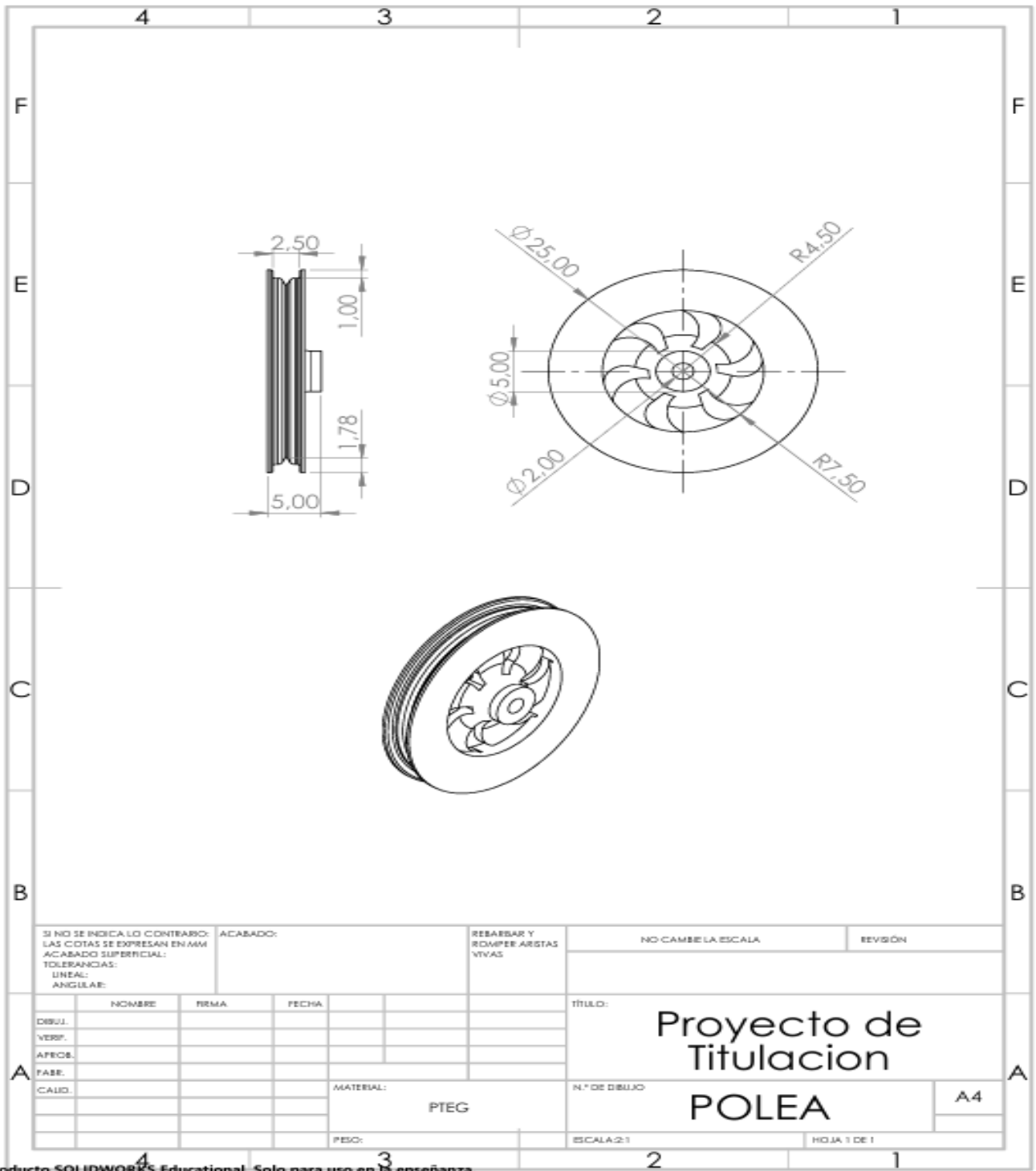


Figura 75: Lámina acotada de la polea transmisora, por J. Chuqui y C. Vera, SolidWorks

printbibliography[heading=bibintoc]

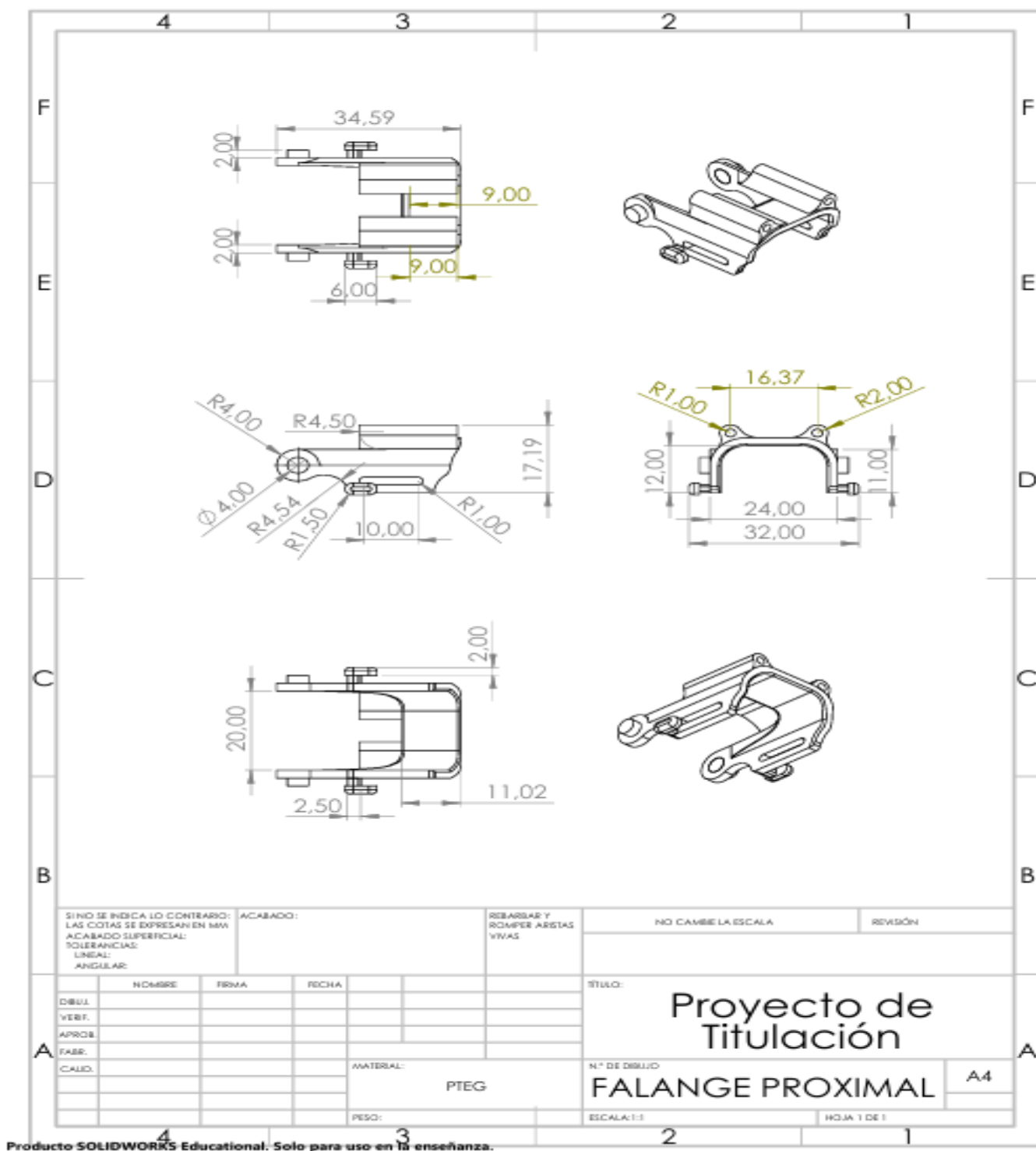


Figura 76: Lámina acotada del falange proximal, por J. Chuqui y C. Vera, SolidWorks

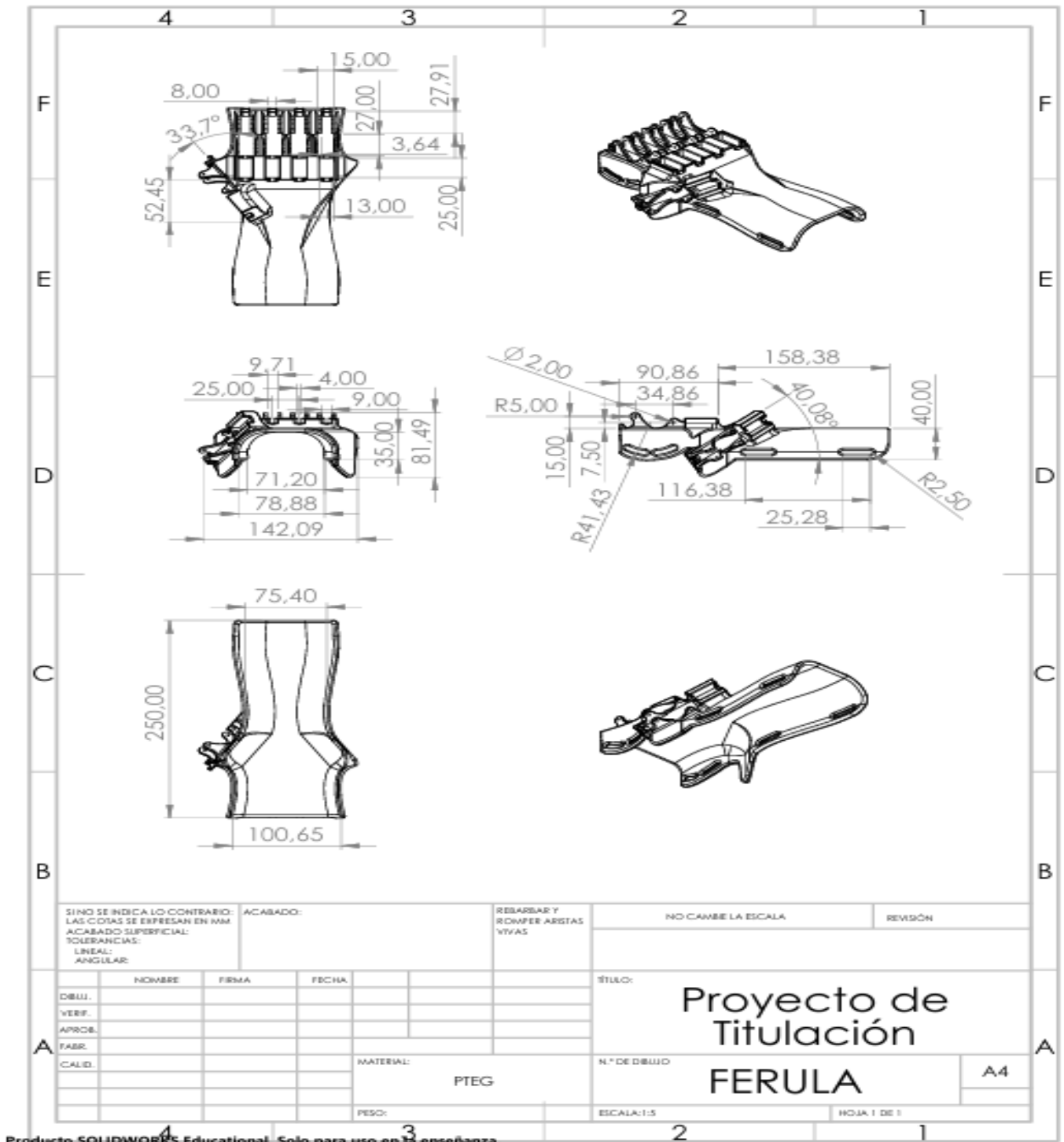


Figura 77: Lámina acotada de la ferula, por J. Chuqui y C. Vera, SolidWorks

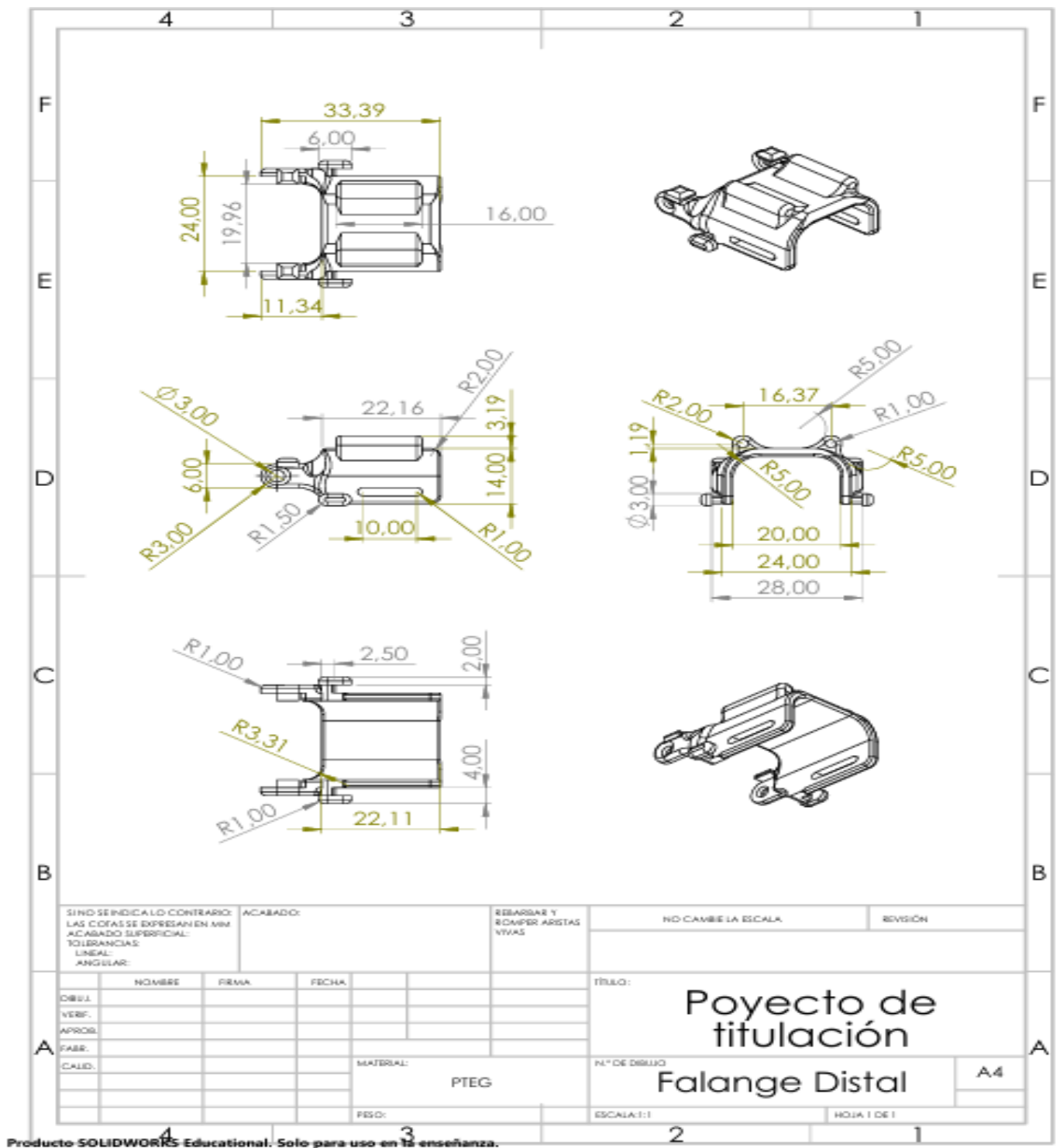


Figura 78: Lámina acotada del falange Distal, por J. Chuqui y C. Vera, SolidWorks

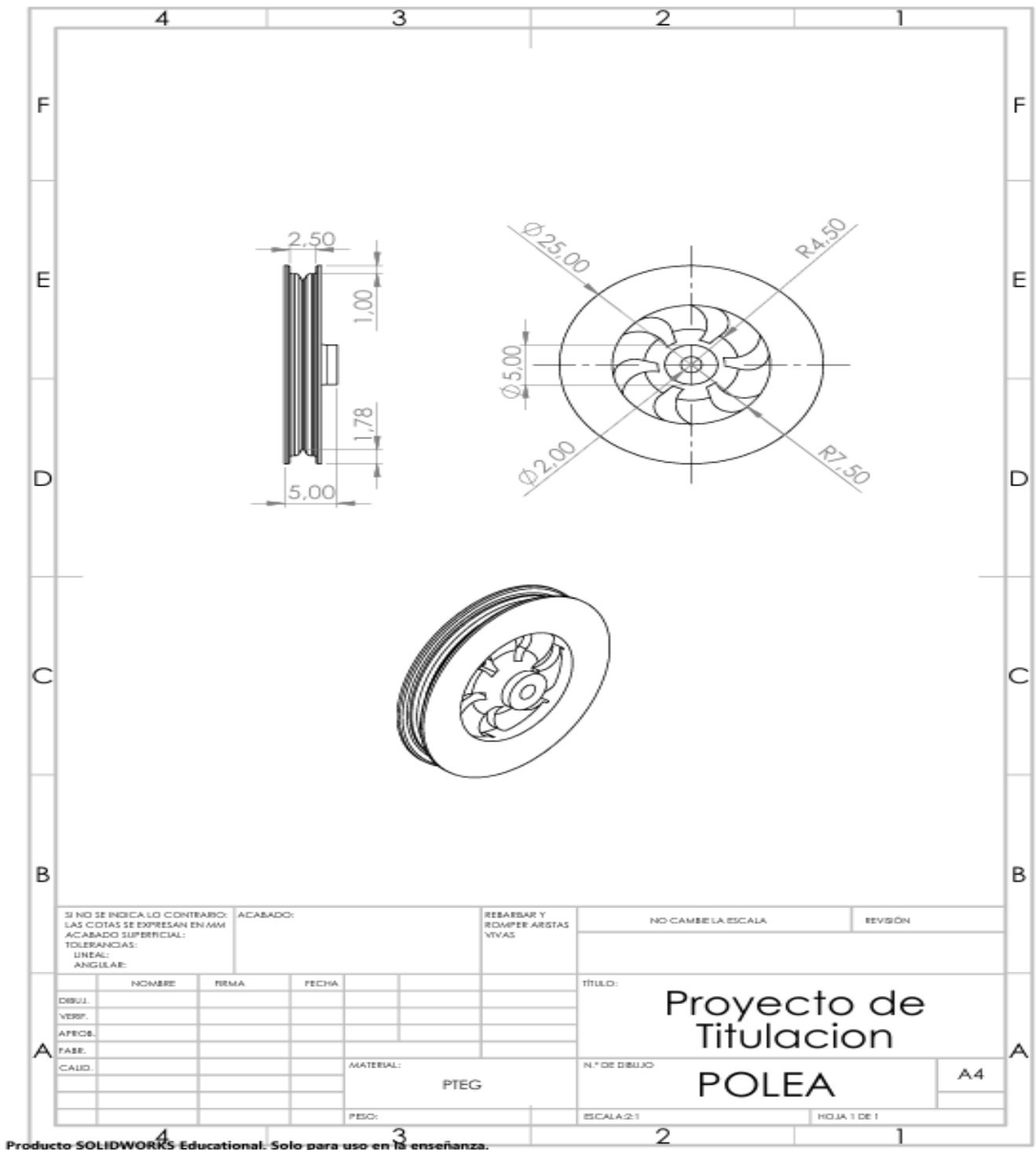


Figura 79: Lámina acotada de la Polea transmisora, por J. Chuqui y C. Vera, SolidWorks