



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE GUAYAQUIL
CARRERA DE MECATRÓNICA

**DESARROLLO DE UN EXOESQUELETO PARA LA
REHABILITACIÓN PASIVA DE PACIENTES CON DÉFICIT EN LA
ACTIVIDAD MOTORA DE MANOS**

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

AUTORES: Nicolás Mateo Guzmán Espinoza
María Gabriela Mejía Fernández
TUTOR: David Mateo Cortez Saravia

Guayaquil - Ecuador
2026

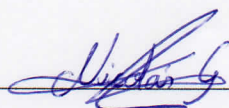
CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Nicolás Mateo Guzmán Espinoza** con documento de identificación N° **0941470858** y **María Gabriela Mejía Fernández** con documento de identificación N° **0931310833**; manifestamos que:

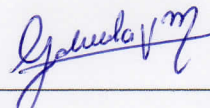
Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo.

Guayaquil, 13 de febrero del año 2026.

Atentamente,



Nicolás Mateo Guzmán Espinoza
0941470858



María Gabriela Mejía Fernández
0931310833


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

Nosotros, **Nicolás Mateo Guzmán Espinoza** con documento de identificación N° **0941470858** y **María Gabriela Mejía Fernández** con documento de identificación N° **0931310833**, 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 **Trabajo de titulación: DESARROLLO DE UN EXOESQUELETO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA DE PACIENTES CON DÉFICIT EN LA ACTIVIDAD MOTORA DE MANOS**, 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, 13 de febrero del año 2026.

Atentamente,



Nicolás Mateo Guzmán Espinoza
0941470858



María Gabriela Mejía Fernández
0931310833

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **David Mateo Cortez Saravia**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DESARROLLO DE UN EXOESQUELETO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA DE PACIENTES CON DÉFICIT EN LA ACTIVIDAD MOTORA DE MANOS**, realizado por **Nicolás Mateo Guzmán Espinoza** con documento de identificación N° **0941470858** y por **María Gabriela Mejía Fernández** con documento de identificación N° **0931310833**, 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, 13 de febrero del año 2026.

Atentamente,



Ing. David Mateo Cortez Saravia, Mg.

DEDICATORIA

Este trabajo de titulación está dedicado a mi familia, quienes han sido un pilar fundamental a lo largo de mi formación personal y profesional. De manera especial, a mis padres Mario Alexis Guzmán Puertas y Maritza Dyan Espinoza Rennella, por sus enseñanzas, valores, esfuerzo constante y apoyo incondicional, que han sido la base para alcanzar este logro académico.

A la empresa donde trabajo Controliq-GHOU, por brindarme los tiempos y espacios necesarios para el desarrollo de este trabajo, demostrando confianza y respaldo en mi crecimiento profesional.

Finalmente, a mi enamorada Daniela Fernanda Méndez Vázquez, por su apoyo incondicional, comprensión y motivación constante durante todo este proceso.

Nicolás Mateo Guzmán Espinoza

A mis padres, Patricio Guillermo Mejía Mariño y María Esther Fernández Chavez, quienes han sido el pilar fundamental de mi vida. Gracias por su amor incondicional, por cada sacrificio silencioso, por creer en mí incluso cuando yo dudaba, y por enseñarme que el esfuerzo y la perseverancia siempre dan frutos. Este logro también es suyo, porque sin su apoyo constante nada de esto habría sido posible.

A mi esposo, Marcos Gabriel Bastidas Rosado, mi compañero de vida, gracias por tu paciencia, por motivarme a no rendirme y por caminar a mi lado en cada etapa de este proceso.

Y a mi hijo, mi mayor inspiración. Todo este esfuerzo es por ti y para ti, para demostrarte que con dedicación y amor todo es posible.

María Gabriela Mejía Fernández

AGRADECIMIENTO

Agradezco principalmente a Dios, a mis padres por su amor incondicional, por su confianza depositada en todo momento y por inculcarme el valor de la perseverancia para afrontar los retos y dificultades de la vida.

Agradezco a la Universidad Politécnica Salesiana, a los docentes y a mis compañeros por formar parte importante del desarrollo y cumplimiento del presente trabajo de investigación.

Agradezco además de manera especial al Ing. David Mateo Cortez Saravia por su guía durante la realización de este proyecto, por sus sugerencias y por la confianza brindada para culminar el mismo.

Nicolás Mateo Guzmán Espinoza

En primer lugar, agradezco a Dios por darme la vida, la salud y la fortaleza necesarias para culminar esta meta, por guiar mis pasos y acompañarme en cada desafío durante este camino académico. A mis padres, por su amor incondicional, su apoyo constante y por ser el ejemplo de esfuerzo y perseverancia que me impulsó a no rendirme y seguir adelante hasta alcanzar este logro.

Expreso también mi sincero agradecimiento a la Universidad Politécnica Salesiana, por brindarme la oportunidad de formarme profesional y personalmente, y a todos mis profesores, quienes con dedicación y compromiso compartieron sus conocimientos, contribuyendo de manera significativa a mi crecimiento académico. De manera especial, agradezco a mi tutor de tesis el Ing. David Mateo Cortez Saravia por su orientación, paciencia y valiosa guía durante el desarrollo de este trabajo, siendo un pilar fundamental para la culminación de esta etapa tan importante en mi vida.

María Gabriela Mejía Fernandez

RESUMEN

La rehabilitación de la mano representa una etapa clave en el proceso de recuperación de pacientes que presentan alteraciones en la actividad motora, ya sea por lesiones musculoesqueléticas, afecciones neurológicas o traumatismos en las extremidades superiores. A nivel global, una parte considerable de la población con discapacidad física experimenta dificultades funcionales en la mano, lo que repercute directamente en su autonomía, en el desarrollo de actividades cotidianas y en su calidad de vida. No obstante, los tratamientos de rehabilitación convencionales suelen requerir sesiones extensas y una supervisión clínica constante, lo cual limita la continuidad del tratamiento y dificulta su aplicación en el entorno domiciliario.

Ante esta situación, el presente trabajo propone el desarrollo de un exoesqueleto destinado a la rehabilitación pasiva de la mano, diseñado para asistir de manera controlada los movimientos de flexión y extensión de los dedos. El dispositivo permite la ejecución de tres rutinas programadas de rehabilitación pasiva, generando movimientos repetitivos dentro de un rango angular comprendido entre 15° y 70° por falange, lo que garantiza un desplazamiento terapéutico seguro y progresivo. Asimismo, la velocidad promedio del movimiento fue ajustada en función del desplazamiento angular por grado, con el objetivo de asegurar una ejecución uniforme, estable y adecuada durante cada rutina de rehabilitación.

El sistema integra principios de biomecatrónica mediante la combinación de elementos mecánicos, electrónicos y de control. El sistema está basado en una placa Arduino Mega, encargada de coordinar los actuadores y ejecutar las secuencias programadas. La comunicación inalámbrica se realiza a través de un módulo Bluetooth HC-05, permitiendo el control remoto mediante una aplicación móvil desarrollada en MIT App Inventor, la cual facilita la selección de rutinas y parámetros terapéuticos tanto para el paciente como para el terapeuta.

Desde el punto de vista mecánico, el exoesqueleto fue diseñado en el software SolidWorks considerando criterios de ergonomía y adaptación anatómica. Los componentes estructurales fueron fabricados mediante impresión 3D utilizando filamento PLA, configurado con un relleno del 30 % y un patrón hexagonal, lo que permitió optimizar la relación entre resistencia mecánica y peso estructural, manteniendo la comodidad del usuario.

En conclusión, el prototipo desarrollado demuestra la viabilidad de implementar rutinas controladas de rehabilitación pasiva con regulación de velocidad, ángulos articulares y secuencias de movimiento, constituyéndose como una alternativa tecnológica accesible que favorece la continuidad terapéutica y contribuye a mejorar la calidad de vida de pacientes con déficit motor en la mano.

Palabras clave: Exoesqueleto de mano, rehabilitación pasiva, rehabilitación robótica, biomecatrónica, dispositivo asistivo inteligente, control embebido, impresión 3D.

ABSTRACT

Hand rehabilitation is a fundamental process for patients who present motor impairments as a result of musculoskeletal injuries, neurological disorders, or traumatic damage to the upper limbs. Worldwide, a significant number of individuals with physical disabilities experience functional limitations in the hand, which directly affect their autonomy, performance in daily activities, and overall quality of life. However, conventional rehabilitation therapies often require prolonged sessions under continuous clinical supervision, making it difficult to maintain treatment consistency and limiting their implementation in home-based environments.

In response to this challenge, this work presents the development of a passive hand rehabilitation exoskeleton designed to assist finger flexion and extension movements in a controlled manner. The proposed device enables the execution of three programmed passive rehabilitation routines, generating repetitive movements within an angular range of 15° to 70° per phalanx, ensuring safe and progressive therapeutic motion. Additionally, the average movement speed was calibrated based on angular displacement per degree, allowing for uniformity and stability throughout the execution of each rehabilitation routine.

The system integrates biomechatronic principles by combining mechanical, electronic, and control elements. It is based on an Arduino Mega board, which coordinates the actuators and executes the programmed sequences. Wireless communication is achieved through an HC-05 Bluetooth module, enabling remote control via a mobile application developed in MIT App Inventor, which facilitates the selection of therapeutic routines and parameters.

The exoskeleton was designed in SolidWorks, taking into account ergonomic and anatomical adaptation criteria. The structural components were manufactured using 3D printing with PLA filament, configured with 30% infill and a hexagonal pattern. This optimized the relationship between mechanical strength and structural weight, while maintaining user comfort.

Therefore, the developed prototype demonstrates the feasibility of implementing controlled passive rehabilitation routines with adjustable speed, angles, and movement sequences. It constitutes an accessible technological alternative that promotes therapeutic continuity and contributes to improving the quality of life for patients with hand motor deficits.

Keywords: Hand exoskeleton, robotic rehabilitation, biomechatronic, intelligent assistive device, embedded control, 3D printing, passive therapy.

ÍNDICE

I.	Introducción	1
II.	Problema	2
III.	Justificación	3
IV.	Objetivos	4
IV-A.	Objetivo general	4
IV-B.	Objetivos específicos	4
V.	Marco Teórico	5
V-A.	Rehabilitacion de manos	5
V-A1.	Rehabilitación activa	5
V-A2.	Rehabilitación pasiva	5
V-A3.	Exoesqueletos en rehabilitación pasiva	5
V-B.	Movimiento articular de los dedos	6
V-C.	Análisis de rangos articulares del dedo	6
V-D.	Biomecatrónica	7
V-E.	Arduino Mega	8
V-F.	Módulo de conexión Bluetooth HC-05	8
V-G.	Servomotor	9
V-H.	Actuador lineal (servo actuador lineal)	9
V-I.	Controlador de motor BTS7960	10
V-J.	Módulo giroscopio y acelerómetro MPU6050	10
V-K.	Software de diseño tridimensional	11
V-K1.	SolidWorks	12
V-L.	Impresión tridimensional	12
V-L1.	Modelado por deposición fundida / Fused Deposition Modeling (FDM)	12
V-L2.	Estereolitografía / Stereolithography (SLA)	12
V-L3.	Sinterización selectiva por láser / Selective Laser Sintering (SLS)	13
V-M.	Tipos de materiales de impresión	13
V-N.	MIT App Inventor	14
V-Ñ.	Fundamentos matemáticos de los manipuladores robóticos	14
V-O.	Cinemática	15
V-P.	Grados de Libertad	16
V-Q.	Selección de Materiales mediante el Método de Ashby	17
V-R.	Velocidad Promedio por Grado de Libertad	18
V-S.	Velocidad Angular	18

VI. Marco Metodológico	20
VI-A. Tipo y enfoque de la investigación	20
VI-B. Requerimientos del sistema	20
VI-C. Metodología de desarrollo del sistema	21
VI-C1. Análisis de requerimientos	21
VI-C2. Diseño conceptual	21
VI-C3. Diseño detallado	21
VI-D. Construcción del prototipo	21
VI-D1. Comodidad del paciente	22
VI-E. Descripción general del sistema	22
VI-F. Diseño electrónico del sistema	23
VI-G. Diseño mecánico del exoesqueleto	23
VI-H. Dimensionamiento mecánico basado en la anatomía y grados de libertad	23
VI-I. Selección de materiales mediante la metodología de Ashby	25
VI-J. Análisis estructural mediante Elementos Finitos (FEA)	26
VI-K. Variables del sistema y parámetros de operación	27
VI-L. Modelado cinemático del dedo	27
VI-M. Aplicación matemática del modelo	29
VI-N. Velocidad promedio por grado y validación experimental	30
VI-Ñ. Integración del sistema y pruebas preliminares	31
VI-O. Análisis estático estructural	31
VI-P. Consideraciones éticas y de seguridad	32
VI-Q. Sistema electrónico implementado	32
VI-R. Proceso de Impresión	33
VI-S. Diseño de la Aplicación Móvil	34
VI-T. Diagrama de Flujo	36
VII. Resultados	38
VII-A. Diseño de prototipo	38
VII-A1. Estructuras de falanges	38
VII-A2. Diseño de pieza conductora	38
VII-A3. Diseño de enlace de eslabón	39
VII-A4. Diseño de base de motores	39
VII-A5. Simulación de análisis estático	40
VII-B. Caja del Controlador	40
VII-C. Electrónica aplicada	41
VII-D. Análisis y Cálculos del movimiento de los dedos	43
VII-E. Software desarrollado para el control del sistema	44
VII-F. Montaje del equipo	45
VIII. Cronograma	48

IX. Presupuesto	49
X. Conclusiones	50
XI. Recomendaciones	51
XII. Anexos	52
XII-A. Código de programación	52
XII-B. Planos	64
Referencias	69

ÍNDICE DE FIGURAS

1.	Movilización pasiva de los dedos durante terapia manual [5].	5
2.	Exoesqueletos en rehabilitación pasiva [7]	6
3.	Flexión de las articulaciones IFP [21]	6
4.	Ejemplo de aplicaciones en el campo de la Biomecatrónica	8
5.	Arduino MEGA 2560 con sus principales componentes [24]	8
6.	Módulo Bluetooth HC-05 [23]	9
7.	Servomotor actuador electromecánico [25]	9
8.	Motor actuador lineal DC [25]	10
9.	Controlador de motor BTS7960 [26]	10
10.	Módulo giroscopio y acelerómetro MPU6050 [27]	11
11.	Diseño de prototipos que integran el exoesqueleto. Elaborado por autores	12
12.	Impresora Bambulab 3D utilizada para impresión de piezas [32]	13
13.	Filamento PLA [31]	14
14.	Aplicación móvil desarrollada en plataforma MIT App Inventor. Elaborado por autores	14
15.	Vista Isométrica y explosionada de ensamble de exoesqueleto. Elaborado por autores	22
16.	Diseño mecánico de pieza de exoesqueleto mediante software CAD. Elaborado por autores	24
17.	Diseño mecánico de pieza de exoesqueleto mediante software CAD. Elaborado por autores	31
18.	Conexiones referenciales en arduino uno [26]	33
19.	Muestra visual de impresión de la placa base del exoesqueleto. Elaborado por autores	34
20.	Rutinas establecidas y control de aplicación móvil. Elaborado por autores	35
21.	Flujograma del prototipo a implementar. Elaborado por autores	36
22.	Estructura de falange impresa. Elaborado por autores	38
23.	Diseño y modelo final en 3D de la pieza conductora. Elaborado por autores	39
24.	Diseño y modelo final en 3D de enlaces de eslabón. Elaborado por autores	39
25.	Diseño de base de motores. Elaborado por autores	40
26.	Análisis por el método de elementos finitos (MEF) en SolidWorks Simulation. Elaborado por autores	40
27.	Diseño de caja del controlador elaborada en Solidworks. Elaborado por autores	41
28.	Prototipo ensamblado. Elaborado por autores	47
29.	Elaborado por autores. Cronograma de actividades	48
30.	Plano de la pieza Medio Índice. Elaborado por autores	64
31.	Plano de la pieza conductora. Elaborado por autores	65
32.	Plano de la pieza proximal Índice. Elaborado por autores	66
33.	Plano de la pieza Base de Motor. Elaborado por autores	67
34.	Plano de la pieza Arco para dedo pulgar. Elaborado por autores	68
35.	Plano de la pieza Arco 2 para dedo pulgar. Elaborado por autores	68

ÍNDICE DE TABLAS

I.	Rangos articulares fisiológicos y rango terapéutico adoptado	7
II.	Comparación de materiales candidatos	25
III.	Matriz de ponderación de criterios	26
IV.	Cálculo del índice de desempeño	26
V.	Presupuesto general del proyecto	49

I. INTRODUCCIÓN

La pérdida parcial o total de la movilidad en la mano constituye una de las limitaciones funcionales más incapacitantes dentro de las afecciones neuromusculares y traumatológicas del miembro superior. Lesiones medulares, accidentes cerebrovasculares, neuropatías periféricas y traumatismos óseos pueden generar déficit en la actividad motora fina, afectando directamente la autonomía del individuo y su calidad de vida. Dado que la mano desempeña un papel esencial en actividades básicas y complejas como la prensión, manipulación y coordinación digital, su rehabilitación temprana y continua resulta fundamental para favorecer la recuperación funcional [1].

Los procesos tradicionales de rehabilitación suelen requerir sesiones prolongadas bajo supervisión clínica constante, lo que limita la frecuencia del tratamiento y dificulta su continuidad en entornos domiciliarios. En este contexto, la ingeniería mecatrónica aplicada a la salud ha permitido el desarrollo de dispositivos asistivos capaces de complementar las terapias convencionales mediante sistemas automatizados, repetitivos y controlados [2].

El presente trabajo propone el desarrollo de un exoesqueleto para la rehabilitación pasiva de pacientes con déficit en la actividad motora de la mano, integrando principios de biomecánica, diseño mecánico, selección de materiales, análisis estructural y control embebido. El dispositivo fue dimensionado a partir de la anatomía funcional de los dedos desde la cabeza del metacarpiano hasta la falange distal, considerando sus grados de libertad y rangos articulares terapéuticos seguros, y modelado como un sistema cinemático de dos eslabones articulados.

Desde el punto de vista estructural, se aplicó la metodología de selección de materiales de Ashby para determinar el material más adecuado bajo criterios de rigidez específica y reducción de peso, seleccionando PLA como material estructural principal. Posteriormente, se validó el diseño mediante análisis por Elementos Finitos (FEA), evaluando esfuerzos equivalentes de Von Mises, deformaciones máximas y factor de seguridad bajo cargas representativas de operación [3].

El sistema incorpora un microcontrolador Arduino como núcleo de procesamiento, encargado de ejecutar rutinas programadas de flexión y extensión dentro de un rango angular de 15° a 70° por falange. La comunicación inalámbrica mediante módulo Bluetooth y aplicación móvil permite la selección de parámetros terapéuticos, garantizando control preciso de velocidad angular y repetibilidad del movimiento.

Finalmente, se realizó una validación experimental del desempeño del sistema, evaluando la velocidad angular promedio y la precisión del posicionamiento, obteniéndose una precisión superior al 95 % y un comportamiento estable bajo condiciones controladas.

II. PROBLEMA

A nivel mundial, se estima que entre el 40 % y el 60 % de las personas con discapacidad física presentan limitaciones derivadas de lesiones musculares en las extremidades superiores, las cuales afectan de manera directa la movilidad y la capacidad de realizar tareas cotidianas [4]. Estas lesiones, que pueden originarse por sobreesfuerzos, traumatismos o enfermedades degenerativas, suelen provocar pérdida de fuerza, rigidez y deterioro progresivo de la función motora fina de la mano [5].

Gran parte de los dispositivos actuales presentan limitaciones importantes en cuanto a portabilidad, ergonomía y control operativo, lo que restringe su uso fuera del entorno clínico [6]. En este contexto, los exoesqueletos robóticos de rehabilitación se han posicionado como una alternativa eficaz para complementar las terapias convencionales, facilitando la repetición de movimientos y la estimulación muscular controlada [7].

La escasa incorporación de tecnologías que permitan el control y la supervisión remota dificulta que los terapeutas puedan monitorear el avance del paciente fuera del entorno clínico. Esta limitación reduce la posibilidad de ofrecer un seguimiento continuo, impide ajustar los parámetros de la terapia en tiempo real y limita la realización de sesiones en el hogar de forma segura y guiada [8]. Además, muchos exoesqueletos de rehabilitación actuales aún presentan restricciones en su funcionamiento que afectan la eficacia del proceso terapéutico, especialmente cuando se requiere repetir movimientos de manera controlada y constante durante largos periodos [9].

Por ello, se plantea la necesidad de diseñar un exoesqueleto portátil y de control remoto enfocado en la rehabilitación muscular de la mano, que proporcione una alternativa cómoda, segura y accesible para mejorar la movilidad y reducir el tiempo de recuperación en pacientes con movilidad reducida en las extremidades superiores [10].

III. JUSTIFICACIÓN

Las personas que presentan algún tipo de afección física suelen experimentar una reducción considerable en su calidad de vida, especialmente cuando las limitaciones afectan su capacidad para desenvolverse de manera independiente. Diversas investigaciones han demostrado que la incorporación de sistemas de apoyo adecuados puede favorecer el proceso de rehabilitación, facilitando el acceso a actividades como el transporte y la educación, además de promover una mayor autonomía funcional [4]. En este contexto, las lesiones medulares, particularmente aquellas localizadas a nivel cervical, generan un impacto significativo en la movilidad de los miembros superiores, restringiendo de forma notable la realización de actividades básicas de la vida diaria [1].

En la actualidad, existe una demanda creciente de dispositivos de rehabilitación de mano que sean portátiles, confortables y compatibles con terapias realizadas en el hogar, especialmente en pacientes con lesiones cervicales que requieren asistencia constante [11]. Estudios recientes señalan que la rehabilitación asistida por sistemas robóticos puede resultar más efectiva que la terapia convencional para la recuperación de funciones específicas de la mano, lo que respalda su inclusión en programas clínicos de rehabilitación avanzada [12]. En particular, los guantes robóticos se han consolidado como una alternativa segura y eficiente para personas con daño neurológico, ya que permiten la realización de sesiones terapéuticas en entornos domiciliarios, aspecto clave para garantizar la continuidad del tratamiento [13]. De este modo, el uso de soluciones robóticas personalizadas para la rehabilitación de la mano se justifica por su potencial para recuperar la autonomía funcional del paciente y disminuir su dependencia de terceros [14].

El empleo de filamento flexible y PLA en la construcción de dispositivos de rehabilitación mediante impresión 3D ha demostrado ser adecuado para desarrollar componentes ligeros, resistentes y capaces de adaptarse a distintas configuraciones de la mano [15]. Estos materiales permiten fabricar estructuras que pueden utilizarse en terapias pasivas sin generar riesgo de lesiones, además de facilitar la creación de interfaces más simples y accesibles para el control de exoesqueletos. Esto resulta especialmente relevante para pacientes con limitaciones motoras, quienes suelen enfrentar dificultades al interactuar con sistemas más complejos que requieren supervisión profesional constante [16].

El diseño de algoritmos de control más precisos en robots rehabilitadores permite adaptarse a los diferentes niveles de recuperación de cada paciente [17]. Desarrollar tecnologías que imiten los patrones de movimiento naturales de la mano es importante por su efectividad en acelerar la reconexión neuromuscular en pacientes con parálisis parcial [18]. La implementación de dispositivos portátiles para rehabilitación en casa se desarrolla por la escasez de clínicas de terapia especializadas en zonas rurales y el costo elevado del tratamiento tradicional [10]. Se explica el desarrollo de exoesqueletos portátiles debido a la necesidad de soluciones móviles y accesibles que permitan al paciente mantener terapia continua incluso fuera del entorno hospitalario [19].

El dispositivo propuesto funciona mediante una conexión Bluetooth con un teléfono inteligente y utiliza una configuración con Arduino para facilitar su uso por parte de pacientes y terapeutas. Ofrece tres modos de ejercicio, que ayudan a mantener la flexibilidad, evitar la rigidez muscular y recuperar funciones motoras. Esta solución tecnológica busca complementar los métodos tradicionales, acortar los tiempos de recuperación, y mejorar la calidad de vida y autonomía de las personas con movilidad reducida en las manos.

IV. OBJETIVOS

IV-A. Objetivo general

Desarrollar un exoesqueleto para la rehabilitación pasiva de pacientes con déficit en actividad motora de manos controlado mediante una aplicación móvil.

IV-B. Objetivos específicos

- Diseñar un exoesqueleto para rehabilitación pasiva de mano, utilizando software asistido por computador.
- Implementar un sistema electromecánico para la rehabilitación pasiva de extremidades superiores controlado mediante una aplicación móvil.
- Evaluar la precisión del funcionamiento del exoesqueleto en tres rutinas de movimiento establecidas, comparando el desempeño real con el esperado y alcanzando al menos un 95 % de precisión en los resultados.

V. MARCO TEÓRICO

V-A. *Rehabilitación de manos*

La rehabilitación de la mano es el conjunto de intervenciones terapéuticas multidisciplinarias dirigidas a recuperar o mejorar la función manual, la destreza y la independencia en actividades de la vida diaria en pacientes con déficit motor (por ejemplo, lesión medular o nerviosa). Estas intervenciones combinan evaluación funcional, ejercicios de rango de movimiento, fuerza, control motor y tareas funcionales, junto con el uso de ortesis y tecnologías asistidas como la robótica [20].

V-A1. Rehabilitación activa: : Incluye intervenciones donde el paciente genera contracción muscular voluntaria para mover la mano o los dedos. Busca mejorar control motor, fuerza y coordinación a través de ejercicios de rango de movimiento activo, fortalecimiento, práctica funcional y terapias basadas en restricción.

V-A2. Rehabilitación pasiva: : La rehabilitación pasiva comprende técnicas donde las articulaciones de la mano son movilizadas sin la participación voluntaria del paciente, siendo el movimiento generado por el terapeuta o dispositivos automatizados. Su objetivo principal es mantener el rango articular, prevenir contracturas, evitar adherencias tendinosas y reducir el dolor o espasmo muscular. Estas técnicas se aplican especialmente en fases tempranas del tratamiento o en pacientes con movilidad voluntaria limitada [5].

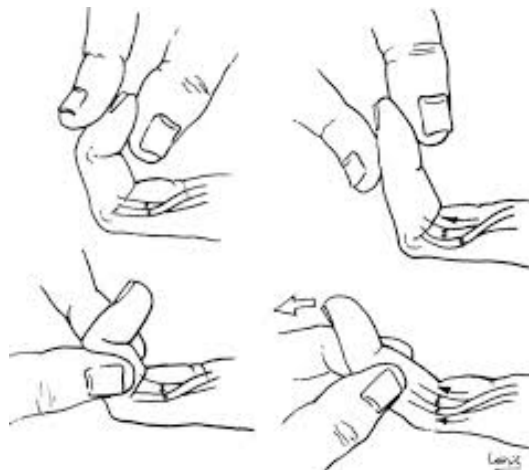


Figura 1. Movilización pasiva de los dedos durante terapia manual [5].

V-A3. Exoesqueletos en rehabilitación pasiva: : Los exoesqueletos de mano permiten realizar movilizaciones pasivas repetitivas, controladas y programadas, favoreciendo el mantenimiento del rango de movimiento y la prevención de rigidez articular cuando el paciente no puede realizar contracción voluntaria. Estos sistemas pueden registrar parámetros de movimiento y facilitar la transición hacia modos activo-asistidos conforme el paciente recupera fuerza. La evidencia clínica en pacientes y estudios piloto en trauma de mano muestran mejoras en el rango de movimiento y en la función manual cuando se combinan con terapia convencional. Su uso requiere supervisión profesional y ajuste individualizado para garantizar la seguridad y eficacia del tratamiento [7].

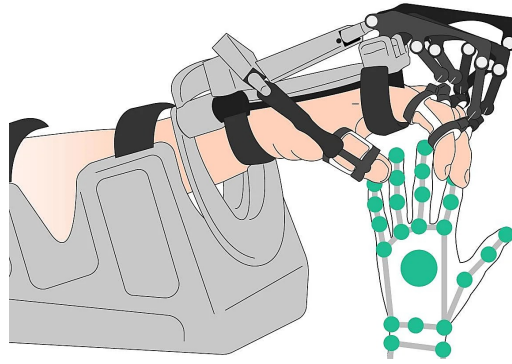


Figura 2. Exoesqueletos en rehabilitación pasiva [7]

V-B. Movimiento articular de los dedos

El movimiento de los dedos se describe mediante los ángulos máximos de flexión y extensión. La hiperextensión se representa con valores angulares negativos, por lo que el rango total de movimiento se obtiene a partir de la diferencia entre dichos ángulos.

Las articulaciones metacarpofalángicas (MCF) e interfalángicas proximal (IFP) y distal (IFD), incluido el pulgar, se analizan bajo el mismo criterio. En las articulaciones MCF, la flexión puede alcanzar aproximadamente 90° , mientras que la extensión se presenta hasta cerca de 45° en sentido opuesto. En las articulaciones IFD, la flexión es cercana a 90° y la extensión se limita aproximadamente a 10° [21].

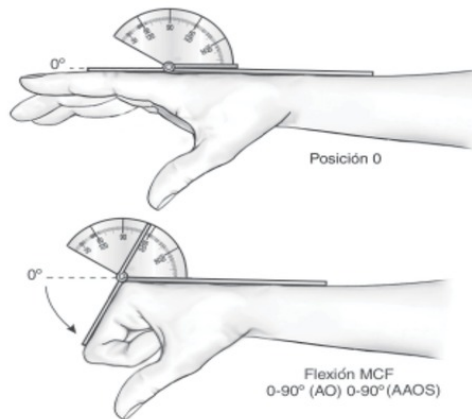


Figura 3. Flexión de las articulaciones IFP [21]

V-C. Análisis de rangos articulares del dedo

Para el dimensionamiento mecánico del exoesqueleto fue necesario analizar los rangos articulares fisiológicos de cada articulación del dedo, específicamente la metacarpofalángica (MCF), la interfalángica proximal (IFP) y la interfalángica distal (IFD). Estos rangos determinan los límites seguros de movimiento que deben respetarse durante la rehabilitación pasiva, garantizando que el sistema no exceda valores anatómicamente permisibles.

La Figura 3 muestra de manera esquemática la medición angular de las articulaciones del dedo en posición de extensión y flexión, indicando el ángulo formado entre los segmentos óseos en cada caso. Esta representación

permite visualizar cómo se define el desplazamiento angular respecto al eje de rotación natural de cada articulación, el cual fue considerado como referencia para el diseño del mecanismo articulado del exoesqueleto.

A partir de esta referencia anatómica, se organizaron los valores fisiológicos reportados en la literatura biomecánica en la Tabla, con el fin de comparar los rangos anatómicos máximos y el rango terapéutico adoptado para el sistema propuesto.

Tabla I
RANGOS ARTICULARES FISIOLÓGICOS Y RANGO TERAPÉUTICO ADOPTADO

Articulación	Extensión fisiológica	Flexión fisiológica	Rango total anatómico	Rango terapéutico adoptado
MCF	0° a 45°	0° a 90°	135°	15° a 70°
IFP	0°	0° a 110°	110°	15° a 70°
IFD	0°	0° a 80°	80°	Movimiento acoplado

Los valores fisiológicos presentados en la Tabla I corresponden a rangos articulares máximos en individuos sanos. Sin embargo, en aplicaciones de rehabilitación pasiva no se recomienda utilizar el rango anatómico completo, ya que pueden presentarse limitaciones musculares, rigidez articular o dolor en pacientes con déficit motor.

Por esta razón, el sistema fue diseñado para operar dentro de un rango terapéutico reducido de 15° a 70° por articulación activa, asegurando un desplazamiento controlado, progresivo y seguro. Este intervalo permite estimular la movilidad articular sin generar hiperextensión ni cargas excesivas sobre las estructuras óseas y ligamentosas.

Asimismo, se consideró que la articulación interfalángica distal (IFD) no requiere un accionamiento independiente, dado que biomecánicamente presenta un comportamiento acoplado con la articulación interfalángica proximal (IFP). Esta simplificación permitió reducir la complejidad mecánica y electrónica del sistema sin comprometer la funcionalidad terapéutica.

En consecuencia, el dimensionamiento mecánico del exoesqueleto se fundamenta en parámetros anatómicos reales, garantizando coherencia entre la biomecánica natural del dedo humano y el diseño estructural del dispositivo.

V-D. *Biomecatrónica*

La ingeniería biónica se apoya en la mecatrónica como una disciplina que integra la mecánica, la electrónica y las ciencias de la computación para el desarrollo de sistemas orientados a la solución de problemas biológicos. Este enfoque permite diseñar tecnologías aplicadas al ámbito biomédico, como prótesis avanzadas, simuladores quirúrgicos, sistemas de control de instrumental médico y dispositivos de asistencia a la movilidad.

Además, la integración de sistemas electromecánicos con el cuerpo humano se emplea principalmente con fines terapéuticos. Un ejemplo representativo son las prótesis robóticas conectadas al sistema nervioso del paciente, las cuales pueden contribuir a la recuperación o mejora de la movilidad [22].

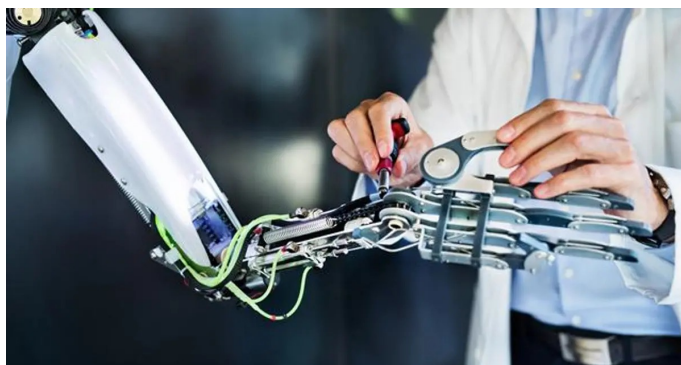


Figura 4. Ejemplo de aplicaciones en el campo de la Biomecatrónica

V-E. Arduino Mega

Arduino MEGA 2560 es una placa de desarrollo basada en el microcontrolador ATmega2560. Esta placa pertenece a la extensa familia de placas Arduino, siendo junto al Arduino UNO de las más representativas. Como es costumbre en esta familia de placas, el Arduino MEGA 2560 está compuesto, básicamente, por:

- Un microcontrolador ATmega2560 con la configuración de sistema mínimo. El término “sistema mínimo” se refiere a que solo se utilizan los componentes indispensables para el microcontrolador.
- Una interfaz USB-Serie que permite re-programar dicho microcontrolador utilizando simplemente un ordenador, un cable USB y el software Arduino IDE.
- Y un conjunto de cabezales que permiten conectar los pines de entrada/salida, ya sea con los conocidos shields o con cualquier otro sistema externo [23].

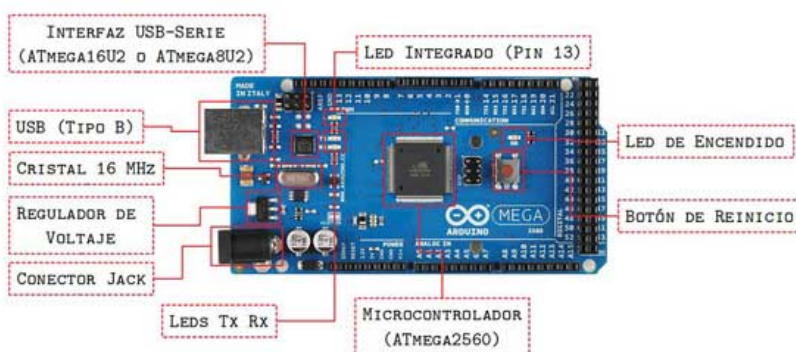


Figura 5. Arduino MEGA 2560 con sus principales componentes [24]

V-F. Módulo de conexión Bluetooth HC-05

El módulo Bluetooth HC-05 implementa el perfil de puerto serie (SPP) sobre Bluetooth, permitiendo la conexión inalámbrica entre microcontroladores (como Arduino) y dispositivos externos tales como teléfonos inteligentes o tablets. Esta capacidad posibilita el control remoto y la transmisión de datos a distancia en sistemas embebidos.



Figura 6. Módulo Bluetooth HC-05 [23]

V-G. Servomotor

Un servomotor es un actuador electromecánico que integra un motor (usualmente de corriente continua), un sistema de retroalimentación de posición (potenciómetro, codificador) y una electrónica de control para posicionamiento angular o de velocidad de alta precisión. Este tipo de motor se emplea en robótica, automatización y mecanismos que requieren control de posición o velocidad.



Figura 7. Servomotor actuador electromecánico [25]

V-H. Actuador lineal (servo actuador lineal)

Un actuador lineal es un mecanismo que transforma energía (eléctrica, neumática o hidráulica) en movimiento de traslación (lineal) en lugar de rotación. En el contexto de impresión 3D y robótica, un “servo actuador lineal” combina un servomotor con una guía o tornillo (o mecanismo de husillo) para convertir el movimiento rotacional en desplazamiento lineal, permitiendo control de posición lineal con precisión.



Figura 8. Motor actuador lineal DC [25]

V-I. Controlador de motor BTS7960

El controlador BTS7960, que es un puente H de alta potencia, está creado para motores de corriente continua y tiene la capacidad de manejar hasta 43A y voltajes entre 6V y 27V. Compatible con Arduino, ideal para robótica, es capaz de soportar PWM hasta 25kHz para el control de la velocidad y cuenta con protección contra cortocircuitos y térmica [26].



Figura 9. Controlador de motor BTS7960 [26]

V-J. Módulo giroscopio y acelerómetro MPU6050

El módulo MPU6050 es un sensor inercial ampliamente empleado en proyectos basados en Arduino, principalmente por su versatilidad, facilidad de integración y bajo costo. Este dispositivo reúne en un solo encapsulado un acelerómetro triaxial y un giroscopio triaxial, lo que permite medir tanto aceleraciones lineales como velocidades

angulares en los tres ejes del espacio. Gracias a esta combinación, el módulo proporciona información relevante sobre la orientación, inclinación y movimiento de un sistema, permitiendo su monitoreo en tiempo real.

El acelerómetro del MPU6050 se utiliza para identificar cambios de posición y aceleraciones, mientras que el giroscopio permite determinar la rotación del objeto alrededor de cada eje. En aplicaciones como la rehabilitación, la robótica o los sistemas de control de movimiento, la integración de ambos sensores resulta fundamental para obtener una estimación más estable y confiable del comportamiento dinámico del sistema, ya que contribuye a reducir errores ocasionados por vibraciones o movimientos bruscos. La comunicación del módulo con Arduino se realiza mediante el protocolo I²C, lo que simplifica su conexión y minimiza el número de pines requeridos.

Adicionalmente, el MPU6050 incorpora un procesador digital de movimiento (DMP), el cual permite realizar parte del procesamiento de los datos de manera interna. Esto facilita el cálculo de ángulos de inclinación con mayor precisión y reduce la carga computacional sobre el microcontrolador. Debido a estas características, el módulo se presenta como una solución adecuada para aplicaciones que requieren el monitoreo continuo y confiable de ángulos, estabilidad y desplazamientos [27].

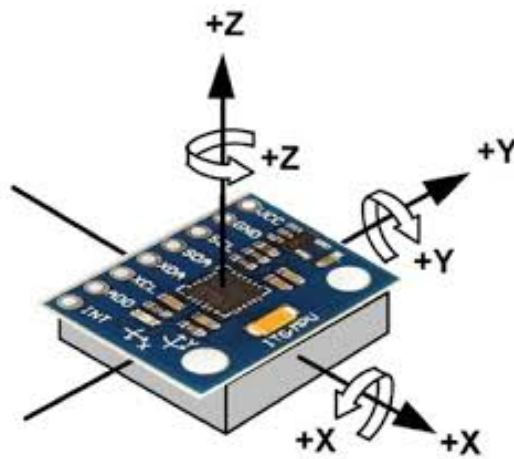


Figura 10. Módulo giroscopio y acelerómetro MPU6050 [27]

V-K. *Software de diseño tridimensional*

El software de diseño tridimensional (CAD – Computer Aided Design) permite la creación, modificación, análisis y optimización de diseños de objetos en 3D. Los tipos de software CAD pueden clasificarse según su enfoque y aplicación. A continuación se presentan tres tipos representativos:

- **Modelado paramétrico:** En este enfoque las geometrías se definen mediante parámetros y relaciones (condiciones, restricciones). Al modificar un parámetro, el modelo se actualiza automáticamente. Este tipo es ampliamente usado en ingeniería mecánica y diseño industrial.
- **Modelado directo o libre-form:** Este enfoque permite modificar la geometría sin depender estrictamente del historial de operaciones o parámetros. Es más flexible para iteraciones rápidas de concepto o diseños artísticos.

- **Modelado de superficies y sólidos híbrido:** Combina herramientas para el modelado de sólidos (volumétricos) y de superficies complejas (NURBS, superficies libres) y se emplea en diseño industrial, automotriz y aeroespacial.

Estos tipos permiten seleccionar el software según el propósito del diseño, la complejidad geométrica, la iteración de cambios y la documentación técnica requerida [28].

V-K1. SolidWorks: SolidWorks es un software CAD paramétrico ampliamente utilizado en ingeniería mecánica y diseño industrial, que permite modelado de piezas, ensamblajes, simulación de cinemática, análisis por elementos finitos (FEA) y generación automática de planos técnicos. Su uso en entornos educativos e industriales mejora la visualización espacial, la colaboración en diseño y prepara al estudiante o profesional para la práctica real [29].

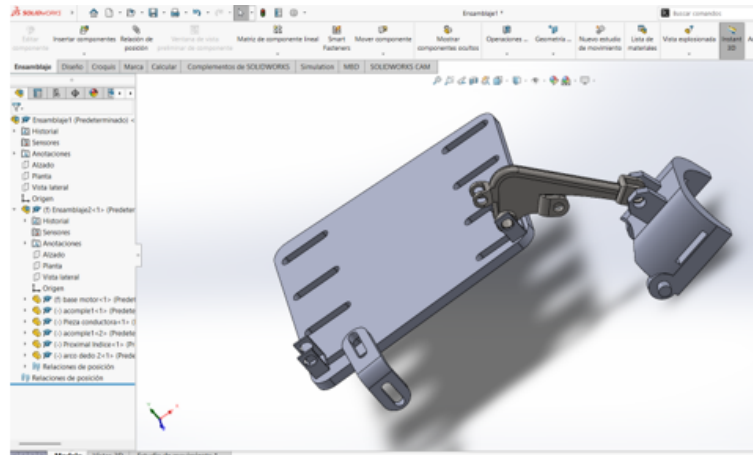


Figura 11. Diseño de prototipos que integran el exoesqueleto. Elaborado por autores

V-L. Impresión tridimensional

La fabricación aditiva o impresión tridimensional abarca múltiples tecnologías, cada una con ventajas, limitaciones, materiales compatibles y aplicaciones específicas. A continuación se presentan tres tipos representativos con sus especificaciones generales:

V-L1. Modelado por deposición fundida / Fused Deposition Modeling (FDM): Esta tecnología extruye un filamento termoplástico fundido capa por capa sobre una plataforma de construcción. Es la más común en entornos de escritorio por su bajo coste y facilidad de uso.

- Materiales típicos: PLA, ABS.
- Volumen de construcción: 200 × 200 × 200 mm (típico).
- Resolución de capa: 0,1-0,3 mm.
- Acabado: Superficie con estrías visibles.

V-L2. Estereolitografía / Stereolithography (SLA): Tecnología basada en fotopolímeros líquidos que se curan capa a capa mediante luz ultravioleta. Destaca por alta precisión, buen acabado superficial y tolerancias más ajustadas, aunque el coste es mayor y requiere resinas especiales y post-procesado.

- Materiales: resinas fotosensibles.
- Resolución de capa: 0,025-0,1 mm.
- Volumen de construcción: menor que FDM.

- Post-procesado: limpieza y curado necesarios.

V-L3. Sinterización selectiva por láser / Selective Laser Sintering (SLS): Técnica que fusiona mediante láser un polvo termoplástico o metálico capa por capa. Permite piezas funcionales con geometrías complejas sin necesidad de soportes, aunque el acabado puede ser más rugoso y la máquina más costosa.

- Materiales: polvo de nylon u otros termoplásticos/compuestos.
- Resolución de capa: 0,1-0,2 mm.
- No requiere estructuras de soporte en muchos casos.
- Volumen de construcción mayor, piezas listas para uso funcional.

La elección de la impresora adecuada depende del propósito (prototipado rápido, producción funcional, piezas con detalle), del material deseado, del coste, del acabado superficial y de la precisión requerida [30]-[32].



Figura 12. Impresora BambuLab 3D utilizada para impresión de piezas [32]

V-M. Tipos de materiales de impresión

Los materiales empleados en impresión 3D incluyen termoplásticos, resinas, polvos metálicos, cerámicas, compuestos y otros polímeros de ingeniería. Algunas categorías comunes son:

- Termoplásticos como PLA (ácido poliláctico), ABS (acrilonitrilo butadieno estireno), PETG — usados en FDM por su facilidad y coste moderado.
- Resinas fotosensibles (acrilatos, epóxicos) para tecnologías SLA/DLP, que permiten detalles finos y acabados lisos.
- Polvos metálicos o de ingeniería para SLS/SLM/DMLS, que permiten piezas funcionales de alta resistencia y geometrías complejas [31].

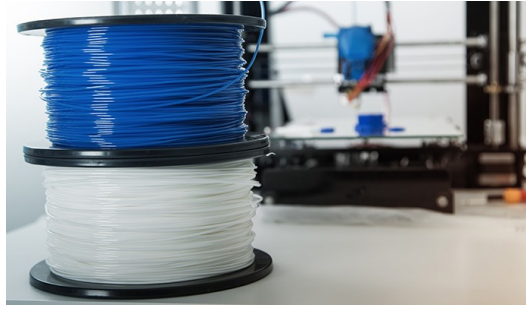


Figura 13. Filamento PLA [31]

V-N. MIT App Inventor

MIT App Inventor es una plataforma web sin costo, desarrollada por el Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT), que facilita la creación de aplicaciones para Android a través de un ambiente visual basado en bloques, prescindiendo de la programación convencional. Es útil para fomentar el pensamiento computacional, elaborar prototipos de manera rápida y desarrollar aplicaciones móviles. [33].

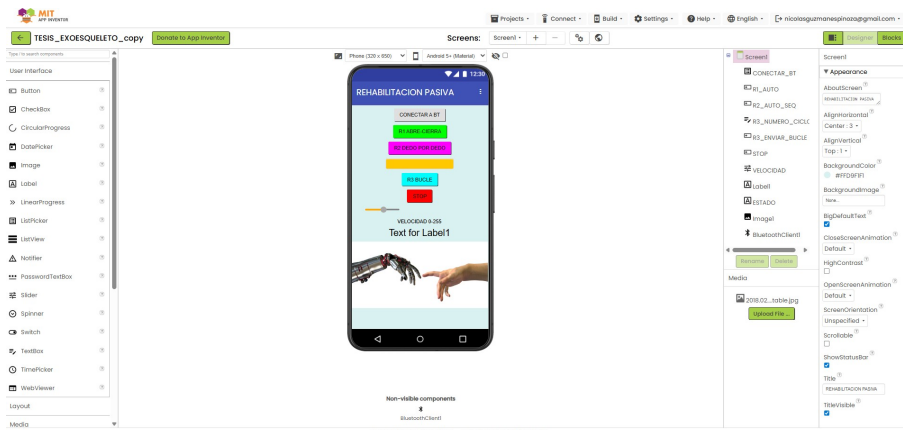


Figura 14. Aplicación móvil desarrollada en plataforma MIT App Inventor. Elaborado por autores

V-Ñ. Fundamentos matemáticos de los manipuladores robóticos

Para el diseño adecuado de un manipulador robótico resulta fundamental realizar, como etapa inicial, un análisis cinemático del mecanismo. Este análisis permite comprender y modelar el comportamiento del sistema ante distintas configuraciones y condiciones de operación. La cinemática se enfoca en describir el movimiento del manipulador sin considerar las fuerzas que intervienen, lo cual la convierte en una herramienta clave para garantizar un funcionamiento preciso y un control adecuado del sistema robótico [34].

La complejidad del diseño se incrementa de forma considerable cuando se busca reproducir la funcionalidad de la mano humana, capaz de sostener y manipular objetos con un alto grado de destreza. Desde el punto de vista biomecánico, la mano humana posee aproximadamente 20 grados de libertad, distribuidos entre las articulaciones

de los dedos y la muñeca, lo que le permite ejecutar movimientos coordinados y de elevada complejidad [35].

En el estudio de la cinemática de los manipuladores robóticos se distinguen, de manera general, dos problemas principales: la cinemática directa y la cinemática inversa. La cinemática directa tiene como objetivo determinar la posición y orientación del efector final a partir de un conjunto conocido de variables articulares, tales como ángulos de rotación o desplazamientos lineales. Este análisis se apoya en la representación geométrica de la cadena cinemática mediante eslabones y articulaciones, comúnmente descritas a través de los parámetros de Denavit-Hartenberg, los cuales permiten establecer relaciones matemáticas entre los distintos sistemas de referencia del manipulador [34].

Por su parte, la cinemática inversa aborda el problema contrario, ya que busca determinar los valores que deben adoptar las variables articulares para que el efector final alcance una posición y orientación deseadas dentro del espacio de trabajo. Este problema suele ser más complejo que la cinemática directa, debido a la posible existencia de múltiples soluciones, soluciones infinitas o incluso la ausencia de soluciones en determinadas configuraciones. En manipuladores con un elevado número de grados de libertad, como aquellos inspirados en la mano humana, la resolución de la cinemática inversa requiere generalmente el uso de métodos numéricos, algoritmos de optimización o técnicas iterativas, con el fin de obtener soluciones estables y físicamente viables [35].

V-O. Cinemática

Para abordar un problema de cinemática directa, se emplea álgebra lineal y vectorial para crear un procedimiento que ilustre la posición de un sistema en relación con un punto fijo. En esencia, se trata de localizar una matriz transformadora que conecte un conjunto de coordenadas con otro que funcione como base de referencia [36].

Este sistema puede representarse mediante una matriz de rotación que actúa sobre un vector de localización en un espacio tridimensional, transformando sus coordenadas del sistema $OUVW$ al sistema de referencia $OXYZ$. Un punto P en el espacio, suponiendo que está estático, puede representarse como:

$$\mathbf{P}_{uvw} = \begin{bmatrix} P_u \\ P_v \\ P_w \end{bmatrix}, \quad \mathbf{P}_{xyz} = \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix}$$

Donde ambos vectores representan el mismo punto en el espacio, pero bajo diferentes sistemas de coordenadas. Para determinar la matriz de transformación cuando el sistema de referencia ha sido rotado, se igualan las representaciones del mismo punto:

$$\mathbf{P}_{xyz} = \mathbf{R} \mathbf{P}_{uvw}$$

La forma matricial de esta ecuación se expresa como:

$$\begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{i}_x \cdot \hat{i}_u & \hat{i}_x \cdot \hat{j}_v & \hat{i}_x \cdot \hat{k}_w \\ \hat{j}_y \cdot \hat{i}_u & \hat{j}_y \cdot \hat{j}_v & \hat{j}_y \cdot \hat{k}_w \\ \hat{k}_z \cdot \hat{i}_u & \hat{k}_z \cdot \hat{j}_v & \hat{k}_z \cdot \hat{k}_w \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_u \\ P_v \\ P_w \end{bmatrix}$$

A partir de la matriz de transformación, la matriz de rotación se define como:

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \hat{i}_x \cdot \hat{i}_u & \hat{i}_x \cdot \hat{j}_v & \hat{i}_x \cdot \hat{k}_w \\ \hat{j}_y \cdot \hat{i}_u & \hat{j}_y \cdot \hat{j}_v & \hat{j}_y \cdot \hat{k}_w \\ \hat{k}_z \cdot \hat{i}_u & \hat{k}_z \cdot \hat{j}_v & \hat{k}_z \cdot \hat{k}_w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \mathbf{I}_3$$

Ahora, según la ecuación para calcular la matriz de rotación para cada eje en un manipulador, se obtiene la matriz de rotación alrededor del eje x como:

$$\mathbf{R}_x(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix}$$

Posteriormente, esta formulación conduce a la matriz de transformación homogénea, la cual se expresa como una matriz de 4×4 y puede considerarse compuesta por cuatro submatrices:

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{3 \times 3} & \mathbf{P}_{3 \times 1} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{Matriz de rotación} & \text{Vector de posición} \\ \text{Transformación de perspectiva} & \text{Escalada} \end{bmatrix}$$

Para describir la relación de rotación y traslación entre los componentes de una cadena cinemática, Denavit y Hartenberg propusieron un enfoque matricial que permite asociar de forma sistemática un sistema de coordenadas a cada eslabón de una cadena articulada. Esto da como resultado una matriz de transformación homogénea que relaciona cada sistema de coordenadas con el anterior [37].

La representación de Denavit–Hartenberg produce la siguiente matriz de transformación homogénea:

$$\mathbf{A}_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i \sin \theta_i & \sin \alpha_i \sin \theta_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i \cos \theta_i & -\sin \alpha_i \cos \theta_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La cinemática inversa se utiliza para determinar los valores que deben adoptar las coordenadas articulares del manipulador, de modo que su efector final alcance una posición y orientación específicas. Además puede abordarse mediante distintos métodos, entre ellos el álgebra de tornillos, matrices duales, enfoques geométricos y el uso directo de matrices de transformación homogénea [38].

V-P. Grados de Libertad

Un aspecto importante a considerar en el análisis y diseño de mecanismos y manipuladores robóticos es el número de grados de libertad (GDL) del sistema, el cual se refiere a la cantidad de coordenadas independientes necesarias para describir completamente el estado de movimiento de un sistema mecánico. Los grados de libertad influyen directamente en la capacidad de movimiento y la flexibilidad del mecanismo, afectando su complejidad, control y aplicación en tareas específicas [34].

Un mecanismo plano formado por n eslabones posee inicialmente $3(n - 1)$ grados de libertad antes de considerar las restricciones impuestas por las articulaciones, excluyendo el eslabón fijo. Cada eslabón libre en el plano presenta dos movimientos de traslación y uno de rotación. Al incorporar una articulación con un grado de libertad, se introducen dos restricciones cinemáticas entre los eslabones conectados, reduciendo la movilidad total del sistema. De manera similar, las articulaciones que permiten dos grados de libertad añaden una restricción adicional al movimiento relativo entre los eslabones [39].

El criterio de Kutzbach, conocido también como la ecuación de movilidad de Grübler–Kutzbach, permite determinar la movilidad de un mecanismo plano a partir de la relación entre sus eslabones y articulaciones. Esta relación se expresa mediante la siguiente ecuación:

$$m = 3(n - 1) - 2f_1 - f_2$$

donde n representa el número total de eslabones que conforman el sistema, f_1 corresponde al número de pares cinemáticos con un grado de libertad y f_2 indica la cantidad de pares cinemáticos que presentan dos grados de libertad.

Según este criterio, si el valor de m es mayor que cero, el mecanismo posee m grados de libertad. En el caso particular de $m = 1$, el sistema puede ser accionado mediante una única entrada independiente, mientras que cuando $m = 2$ se requieren dos entradas para generar el movimiento del mecanismo.

El análisis de la movilidad es un aspecto clave en el diseño de manipuladores robóticos, ya que permite evaluar si el sistema puede ser controlado de manera adecuada o si presenta redundancia cinemática. En mecanismos con múltiples grados de libertad, una movilidad superior a la estrictamente necesaria puede ofrecer ventajas, como la capacidad de evitar configuraciones singulares o mejorar la planificación de trayectorias. Sin embargo, esta condición también conlleva un aumento en la complejidad del control y del modelado matemático del sistema [40].

Por lo tanto, la determinación correcta de los grados de libertad constituye una etapa fundamental dentro del diseño cinemático y funcional de mecanismos y robots manipuladores.

V-Q. Selección de Materiales mediante el Método de Ashby

La selección adecuada de materiales es un aspecto crítico en el diseño de sistemas mecánicos y robóticos, ya que influye directamente en el desempeño estructural, la durabilidad, el peso y la eficiencia del sistema. Para este propósito, se emplea el método de selección de materiales propuesto por Ashby, el cual permite comparar y elegir materiales de manera sistemática en función de sus propiedades mecánicas, físicas y económicas, alineadas con los requerimientos de diseño.

El método de Ashby se basa en la definición de una función objetivo, restricciones y variables libres. La función objetivo suele estar relacionada con la minimización de masa, costo o volumen, mientras que las restricciones incluyen parámetros como resistencia mecánica, rigidez, límite elástico y condiciones geométricas. A partir de estas

variables, se construyen índices de desempeño que permiten comparar distintos materiales de forma cuantitativa.

De manera general, un índice de desempeño para un componente sometido a esfuerzos mecánicos puede expresarse como:

$$M = \frac{P}{\rho^\alpha} \quad (1)$$

donde P representa una propiedad mecánica relevante (como el módulo de elasticidad E o el límite elástico σ_y), ρ es la densidad del material y α es un exponente que depende del tipo de sollicitación mecánica y del criterio de diseño.

Este enfoque facilita la selección de materiales livianos y resistentes, lo cual resulta especialmente importante en dispositivos robóticos y mecanismos articulados, donde la reducción de masa contribuye a mejorar la respuesta dinámica y disminuir el consumo energético del sistema [41].

V-R. *Velocidad Promedio por Grado de Libertad*

En el análisis cinemático de mecanismos y manipuladores robóticos, la velocidad promedio asociada a cada grado de libertad constituye un parámetro fundamental para evaluar el desempeño dinámico del sistema. Esta magnitud permite estimar el tiempo requerido para ejecutar movimientos específicos y analizar la compatibilidad del mecanismo con aplicaciones que demandan precisión y suavidad en el desplazamiento.

La velocidad promedio se define como la razón entre el desplazamiento total realizado por una articulación y el intervalo de tiempo empleado para completar dicho movimiento. Para un grado de libertad lineal, la velocidad promedio se expresa como:

$$v_{prom} = \frac{\Delta x}{\Delta t} \quad (2)$$

donde Δx corresponde al desplazamiento lineal y Δt al tiempo total de movimiento.

En el caso de un grado de libertad rotacional, la velocidad promedio angular se obtiene de forma análoga:

$$\omega_{prom} = \frac{\Delta \theta}{\Delta t} \quad (3)$$

siendo $\Delta \theta$ el desplazamiento angular total, medido en radianes.

El análisis de la velocidad promedio por grado de libertad permite identificar posibles limitaciones cinemáticas y ajustar los parámetros de diseño, como relaciones de transmisión o perfiles de movimiento, con el fin de garantizar un comportamiento estable y controlado del sistema [34].

V-S. *Velocidad Angular*

La velocidad angular es una variable cinemática esencial en el estudio del movimiento rotacional de mecanismos y sistemas robóticos. Esta magnitud describe la rapidez con la que un eslabón o articulación rota respecto a un eje de referencia y resulta clave para el diseño del sistema de accionamiento y control.

De forma general, la velocidad angular instantánea se define como la derivada del desplazamiento angular con respecto al tiempo:

$$\omega(t) = \frac{d\theta(t)}{dt} \quad (4)$$

donde $\theta(t)$ representa la posición angular en función del tiempo.

En aplicaciones prácticas, especialmente en análisis preliminares, se suele emplear la velocidad angular promedio como una aproximación del comportamiento dinámico del sistema, tal como se definió previamente. Asimismo, la relación entre velocidad angular y velocidad lineal de un punto situado a una distancia r del eje de rotación se expresa mediante:

$$v = \omega \cdot r \quad (5)$$

donde v es la velocidad lineal tangencial del punto considerado.

El conocimiento y control adecuado de la velocidad angular permiten evitar esfuerzos excesivos en los actuadores y reducir el desgaste mecánico, contribuyendo a un funcionamiento más eficiente y seguro del mecanismo en aplicaciones de robótica y sistemas mecatrónicos [42].

VI. MARCO METODOLÓGICO

El presente proyecto se desarrolla siguiendo una metodología organizada y sistemática, orientada a lograr una integración coherente de los subsistemas mecánico, electrónico y de control necesarios para la construcción de un exoesqueleto destinado a la rehabilitación pasiva de la mano. El enfoque metodológico adoptado se apoya en principios de la ingeniería mecatrónica, la robótica de rehabilitación y la ergonomía, lo que permite garantizar la viabilidad técnica del sistema, su seguridad durante la operación y su potencial replicabilidad en futuros desarrollos académicos o tecnológicos.

La metodología aplicada parte del criterio de que, en las etapas iniciales del desarrollo de dispositivos de rehabilitación robótica, la validación técnica del prototipo constituye un paso indispensable antes de llevar a cabo cualquier evaluación clínica formal, tal como se señala en la literatura especializada. En este capítulo se describen de manera detallada el tipo de investigación y el enfoque metodológico empleados, así como las distintas fases de desarrollo del sistema, los criterios de diseño adoptados, la construcción del prototipo, la integración de los subsistemas y las pruebas preliminares realizadas [43].

VI-A. *Tipo y enfoque de la investigación*

La investigación desarrollada se clasifica como investigación aplicada, ya que está orientada a la solución de un problema práctico mediante la aplicación de conocimientos existentes en robótica, control y diseño de dispositivos de rehabilitación. Este tipo de investigación es ampliamente utilizado en ingeniería cuando el objetivo es el desarrollo de prototipos funcionales con potencial de transferencia tecnológica [44]. En este proyecto, los principios de la robótica de rehabilitación se aplican directamente al diseño de un exoesqueleto de mano para terapia pasiva. El enfoque metodológico es experimental, debido a que se diseñó, construyó y evaluó un prototipo físico, el cual fue sometido a pruebas controladas para analizar su comportamiento mecánico y su respuesta ante diferentes parámetros de operación. La investigación experimental permite evaluar de manera objetiva el desempeño de sistemas electromecánicos y es comúnmente empleada en estudios de exoesqueletos y dispositivos asistidos [45]. Asimismo, el alcance de la investigación es descriptivo y tecnológico, puesto que se describen las características estructurales, funcionales y operativas del sistema desarrollado, sin involucrar ensayos clínicos con pacientes reales. Este enfoque es coherente con trabajos previos de desarrollo inicial de exoesqueletos de mano, donde la prioridad es validar el funcionamiento técnico del dispositivo antes de su aplicación clínica [46].

VI-B. *Requerimientos del sistema*

Los requerimientos del sistema se establecieron con el objetivo de garantizar un funcionamiento seguro, eficiente y alineado con los principios de la rehabilitación pasiva asistida por dispositivos robóticos [44]. Estos se clasificaron en requerimientos funcionales y no funcionales.

■ **Requerimientos funcionales:**

- Permitir la flexión y extensión pasiva de los dedos de la mano de forma repetitiva y controlada.
- Ejecutar rutinas de movimiento preestablecidas para sesiones de rehabilitación.
- Controlar el sistema de manera remota mediante una aplicación móvil.
- Ajustar parámetros como velocidad, tiempo de ciclo y rango de movimiento.

■ **Requerimientos no funcionales:**

- Garantizar la seguridad del usuario, evitando movimientos bruscos o fuera del rango anatómico permitido.
- Presentar un diseño ergonómico que se adapte a la anatomía de la mano humana.
- Utilizar materiales ligeros, resistentes y de fácil manufactura.
- Mantener un costo accesible que permita su futura implementación en entornos domiciliarios.

VI-C. Metodología de desarrollo del sistema

El desarrollo del exoesqueleto se llevó a cabo siguiendo una metodología de diseño mecatrónico, la cual integra de manera ordenada las disciplinas de mecánica, electrónica y control. Este enfoque metodológico es recomendado para el desarrollo de sistemas robóticos complejos debido a su capacidad para coordinar múltiples subsistemas y reducir errores durante la integración final [47]. La metodología se estructuró en etapas secuenciales e iterativas.

VI-C1. Análisis de requerimientos: En esta fase se identificaron los requerimientos funcionales y no funcionales del sistema, considerando las necesidades propias de la rehabilitación pasiva de la mano. Se definieron los movimientos básicos de flexión y extensión de los dedos, los rangos articulares seguros, los límites de velocidad y fuerza, así como la facilidad de uso del dispositivo. Estos criterios se alinean con recomendaciones establecidas en estudios sobre rehabilitación robótica de extremidades superiores [48].

VI-C2. Diseño conceptual: Con base en los requerimientos previamente establecidos, se realizó un análisis de distintas arquitecturas de exoesqueletos de mano reportadas en la literatura, considerando tanto diseños rígidos como soluciones de tipo blando. A partir de este análisis, se seleccionó una estructura rígida accionada mediante actuadores lineales y servomotores, debido a su simplicidad constructiva, facilidad de implementación y control, así como a su capacidad para generar movimientos repetitivos y controlados. Estas características resultan especialmente adecuadas para aplicaciones de rehabilitación pasiva, donde la precisión y la repetitividad del movimiento son factores determinantes [49].

VI-C3. Diseño detallado: En esta fase se desarrollaron los modelos tridimensionales del exoesqueleto utilizando software de diseño asistido por computadora (CAD), junto con el diseño del sistema electrónico basado en Arduino Mega. Se establecieron las dimensiones generales del dispositivo, la selección de materiales, los puntos de anclaje, las trayectorias para la transmisión del movimiento y los esquemas de conexión eléctrica. El desarrollo del diseño detallado permitió identificar posibles interferencias mecánicas, optimizar el proceso de ensamblaje y minimizar la aparición de fallas durante la etapa de construcción del prototipo [28].

VI-D. Construcción del prototipo

Una vez finalizado el diseño, se procedió a la fabricación de las piezas mecánicas mediante impresión 3D y otros procesos de manufactura digital. Posteriormente, se ensamblaron los componentes mecánicos y electrónicos, dando lugar a un prototipo funcional. Integración y pruebas: Finalmente, se integraron los subsistemas mecánicos, electrónico y de control, realizando pruebas preliminares orientadas a verificar la correcta ejecución de los movimientos pasivos, la estabilidad estructural y la respuesta del sistema ante distintos parámetros de operación.

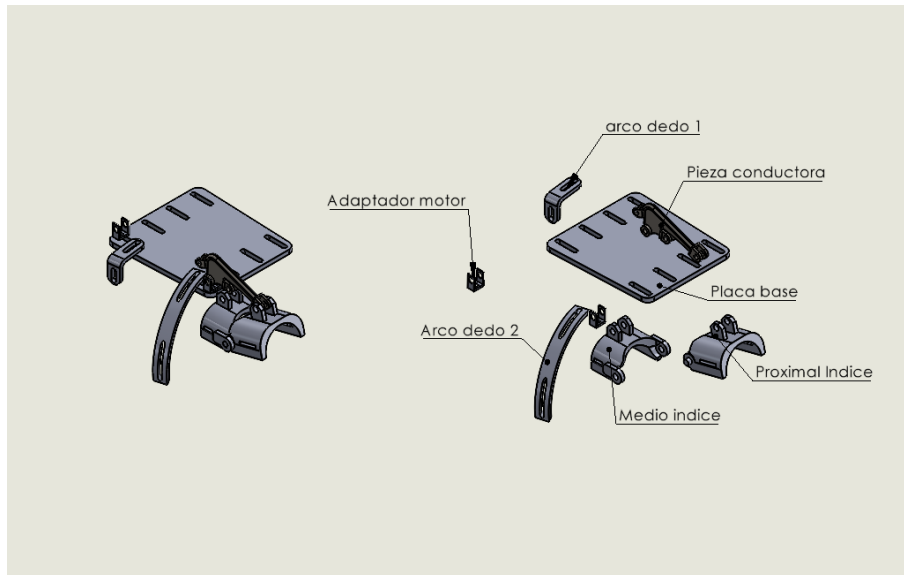


Figura 15. Vista Isométrica y explosionada de ensamble de exoesqueleto. Elaborado por autores

VI-D1. Comodidad del paciente: Durante la creación del dispositivo, se dio prioridad a la comodidad del paciente, ya que esta tiene un impacto directo en la aceptación y el uso correcto del sistema durante las sesiones de rehabilitación. Por esta razón, se implementaron soluciones de diseño enfocadas en mejorar la ergonomía y la comodidad en las áreas de contacto directo con el brazo superior.

En la parte inferior de la base del dispositivo, se añadieron soportes de esponja, diseñados para funcionar como superficies acolchadas que disminuyen la presión aplicable sobre la mano del paciente. Estos soportes ofrecen una mejor adaptación a la forma de la mano y permiten una sujeción más cómoda al fijarla mediante correas de velcro, evitando así puntos de presión excesivos y posibles incomodidades mientras se utiliza el dispositivo.

Además, se creó un soporte para el brazo del paciente con una forma inclinada, con el propósito de facilitar el correcto apoyo del antebrazo. Este soporte ayuda a mantener una posición más natural y estable del brazo durante la terapia, favoreciendo una distribución equilibrada del peso y minimizando la fatiga muscular. De este modo, se logra una postura más ergonómica que mejora la comodidad del paciente durante períodos prolongados de uso del sistema.

VI-E. Descripción general del sistema

El desarrollo del exoesqueleto para la rehabilitación pasiva de la mano se plantea mediante una metodología integral que abarcará las etapas de diseño electrónico, modelado mecánico, construcción del prototipo e implementación experimental. El objetivo principal será crear un dispositivo capaz de asistir de forma controlada los movimientos de flexión y extensión de los dedos, facilitando la recuperación de pacientes con déficit motor sin requerir esfuerzo muscular activo.

El sistema se diseñará bajo un enfoque modular y replicable, combinando principios de ergonomía, control mecatrónico y manufactura digital. Su arquitectura estará compuesta por tres subsistemas fundamentales: el electrónico, el mecánico y el de control, los cuales interactuarán de manera coordinada para ejecutar la terapia pasiva de forma

segura, estable y eficiente.

VI-F. Diseño electrónico del sistema

El diseño electrónico constituye el núcleo de control del exoesqueleto, ya que es el encargado de coordinar el funcionamiento de los distintos componentes del sistema. Para este propósito, el circuito se desarrolla tomando como base una placa *Arduino Mega*, la cual permite procesar las señales provenientes de los sensores y controlar los actuadores principales del dispositivo. Durante la etapa de adquisición de datos se contempla la integración de sensores infrarrojos y módulos de control para servomotores, los cuales posibilitan el registro del movimiento y la ejecución de las rutinas de rehabilitación programadas.

El esquema de conexiones considera la comunicación entre el microcontrolador, los servomotores y la interfaz de usuario. Los pines de salida PWM se destinan al control de los actuadores responsables de los movimientos de flexión y extensión, mientras que las entradas analógicas se utilizan para la lectura de las señales generadas por los sensores. Esta distribución permite un control preciso y ordenado de los distintos elementos del sistema.

El diseño electrónico propuesto garantiza la sincronización entre el hardware y el entorno virtual de control, facilitando la comunicación con el software de supervisión. De este modo, es posible realizar ajustes dinámicos de velocidad y posición en función de los requerimientos terapéuticos específicos de cada paciente, contribuyendo a una terapia más flexible y personalizada.

VI-G. Diseño mecánico del exoesqueleto

El diseño mecánico del exoesqueleto se desarrolla mediante el uso de software de modelado tridimensional *SolidWorks*, con el objetivo de obtener una estructura ligera, ergonómica y adaptable a la anatomía de la mano del usuario. El modelo representa un mecanismo exoesquelético conformado por un conjunto de soportes, ejes y articulaciones, diseñados para reproducir de manera aproximada los grados de libertad naturales de los dedos.

El sistema incorpora dos movimientos principales: la inclinación de la base que sirve de soporte para la mano y el mecanismo de apertura y cierre que permite la flexión conjunta de los dedos. Para una futura fabricación del dispositivo se consideran materiales como acrílico, acero inoxidable, filamento PLA y filamento flexible, seleccionados en función de criterios de ligereza, resistencia mecánica y facilidad de manufactura.

Los planos técnicos se elaboran a partir de medidas antropométricas promedio, con el fin de garantizar un ajuste ergonómico adecuado y evitar la aparición de puntos de presión o movimientos forzados durante su uso. Este diseño no solo permite la asistencia del movimiento pasivo de la mano, sino que también establece una base sólida para el desarrollo de futuras versiones activas o híbridas del exoesqueleto.

VI-H. Dimensionamiento mecánico basado en la anatomía y grados de libertad

El dimensionamiento mecánico del exoesqueleto se realizó tomando como referencia la anatomía funcional de la mano humana, específicamente la estructura ósea y los grados de libertad asociados al movimiento de flexión y

extensión de los dedos. Este enfoque permitió garantizar que el diseño del mecanismo se adapte a la morfología natural de la mano y respete los rangos articulares fisiológicos, evitando interferencias biomecánicas durante la rehabilitación pasiva.

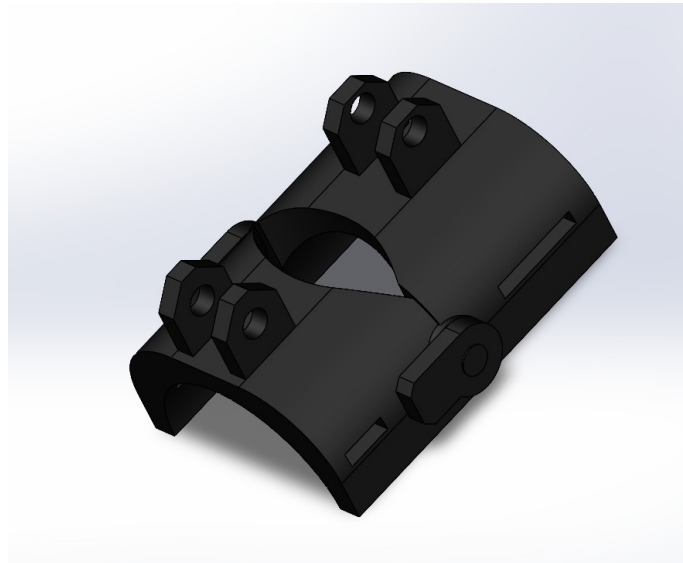


Figura 16. Diseño mecánico de pieza de exoesqueleto mediante software CAD. Elaborado por autores

Desde el punto de vista anatómico, cada dedo presenta tres articulaciones principales: metacarpofalángica (MCF), interfalángica proximal (IFP) e interfalángica distal (IFD). Estas articulaciones permiten principalmente movimientos de flexión y extensión en el plano sagital, siendo este el movimiento de mayor relevancia en los procesos de rehabilitación pasiva.

No obstante, con el fin de simplificar el diseño mecánico y reducir la complejidad del sistema de accionamiento, el exoesqueleto fue modelado considerando dos grados de libertad por dedo, correspondientes a las articulaciones MCF e IFP. La articulación distal se consideró dependiente del movimiento proximal, siguiendo el comportamiento biomecánico natural de acoplamiento entre falanges.

Para el dimensionamiento geométrico se tomaron valores promedio anatómicos de longitud de falanges, considerando:

- Longitud de falange proximal: $L_1 = 45$ mm
- Longitud de falange medial–distal combinada: $L_2 = 30$ mm

Estos valores permitieron definir las dimensiones de los eslabones mecánicos del exoesqueleto, garantizando la alineación estructural con el eje de rotación natural de cada articulación.

En cuanto al rango de movimiento, se estableció un intervalo operativo de 15° a 70° por falange, seleccionado con base en rangos terapéuticos seguros para rehabilitación pasiva. Este rango evita posiciones de hiperextensión o flexión extrema que puedan generar incomodidad o riesgo para el usuario.

El diseño mecánico del sistema se planteó de tal manera que los ejes de rotación del exoesqueleto coincidieran con los ejes anatómicos de las articulaciones de la mano. Este criterio permitió minimizar desplazamientos no deseados durante el movimiento y reducir la aparición de esfuerzos transversales sobre la estructura. De forma complementaria, se consideró la inclusión de espacios de separación adecuados y superficies de contacto con características ergonómicas, con el fin de evitar presión directa sobre los nudillos y los tejidos blandos del usuario.

Este dimensionamiento preliminar sirvió como punto de partida para definir las bases geométricas del mecanismo, antes de avanzar hacia el modelado CAD detallado, la selección de materiales y la validación estructural mediante análisis por elementos finitos. En consecuencia, el diseño del exoesqueleto se sustenta en principios biomecánicos que buscan asegurar coherencia entre la anatomía de la mano, la funcionalidad del dispositivo y el desempeño mecánico global del sistema.

VI-I. Selección de materiales mediante la metodología de Ashby

La selección del material para los componentes estructurales del exoesqueleto se realizó mediante la metodología propuesta por Michael F. Ashby, la cual permite evaluar alternativas en función de propiedades mecánicas, físicas y criterios de desempeño específicos del sistema. Esta metodología se fundamenta en la comparación objetiva de materiales candidatos mediante índices de desempeño y criterios ponderados, garantizando una decisión técnica y justificada.

Considerando que el exoesqueleto está destinado a la rehabilitación pasiva de la mano, los materiales debían cumplir con los siguientes requisitos:

- Baja densidad para minimizar el peso total del dispositivo.
- Resistencia mecánica suficiente para soportar cargas transmitidas por los actuadores.
- Adecuada rigidez estructural para evitar deformaciones excesivas.
- Facilidad de fabricación mediante impresión 3D (tecnología FDM).
- Costo accesible para mantener la viabilidad económica.
- Compatibilidad con uso prolongado y contacto cercano al usuario.

En función de estos criterios, se seleccionaron como materiales candidatos PLA, ABS, PETG y Nylon, todos comúnmente utilizados en manufactura aditiva.

Tabla II
COMPARACIÓN DE MATERIALES CANDIDATOS

Material	Densidad (kg/m ³)	Resistencia (MPa)	Módulo (GPa)	Impresión	Costo
PLA	1240	50–60	3.5	Alta	Bajo
ABS	1040	40–50	2.1	Media	Medio
PETG	1270	48–55	2.2	Alta	Medio
Nylon	1150	60–75	2.5	Baja	Alto

Nota: Datos adaptados de Ashby, M. F., Materials Selection in Mechanical Design, 5th ed., 2017.

Se asignaron ponderaciones en función de la importancia relativa de cada criterio para el sistema.

Tabla III
MATRIZ DE PONDERACIÓN DE CRITERIOS

Criterio	Peso (%)
Resistencia mecánica	30
Rigidez	25
Peso (densidad)	20
Facilidad de impresión	15
Costo	10

Nota: Elaborada con base en Callister y Rethwisch, 2018.

Tras aplicar la ponderación cualitativa, el PLA obtuvo el mayor puntaje global debido a su adecuada relación rigidez–peso, alta estabilidad dimensional, facilidad de fabricación y costo accesible.

Para formalizar la selección se empleó el índice de desempeño para estructuras sometidas a flexión:

$$M = \frac{E^{1/2}}{\rho}$$

donde E es el módulo elástico y ρ la densidad del material.

Tabla IV
CÁLCULO DEL ÍNDICE DE DESEMPEÑO

Material	E (GPa)	ρ (kg/m ³)	$E^{1/2}$	M ($\times 10^{-3}$)
PLA	3.5	1240	1.87	1.51
ABS	2.1	1040	1.45	1.39
PETG	2.2	1270	1.48	1.16
Nylon	2.5	1150	1.58	1.37

Nota: Elaboración propia.

Los resultados evidencian que el PLA presenta el mayor índice de desempeño, indicando una mejor relación rigidez–peso, lo cual resulta adecuado para mantener estabilidad dimensional en mecanismos articulados.

VI-J. Análisis estructural mediante Elementos Finitos (FEA)

Con el objetivo de validar la integridad estructural de los componentes críticos del exoesqueleto, se realizó un análisis estático mediante el Método de Elementos Finitos (MEF) utilizando el módulo *SolidWorks Simulation*. Se evaluaron los esfuerzos equivalentes de Von Mises, deformaciones máximas y el factor de seguridad bajo condiciones de carga representativas del funcionamiento real del sistema.

El estudio se aplicó sobre la base estructural de fijación de motores y el eslabón articulado de transmisión. Se asignaron las propiedades mecánicas del PLA: módulo elástico $E = 3,5$ GPa, límite elástico aproximado de 55

MPa, densidad de 1240 kg/m^3 y coeficiente de Poisson de 0.36.

La carga aplicada se estimó a partir del torque nominal del actuador. Considerando un torque de $T = 1,2 \text{ N}\cdot\text{m}$ y un brazo de palanca $r = 0,03 \text{ m}$, la fuerza equivalente se calculó como:

$$F = \frac{T}{r} = \frac{1,2}{0,03} = 40 \text{ N}$$

Los resultados mostraron un esfuerzo máximo de Von Mises de 18.4 MPa, una deformación máxima de 0.42 mm y un factor de seguridad:

$$FS = \frac{\sigma_{\text{límite}}}{\sigma_{\text{máx}}} = \frac{55}{18,4} \approx 2,98$$

Este valor confirma que el componente opera dentro de un rango estructural seguro. En conclusión, el análisis FEA valida que los componentes diseñados presentan un comportamiento mecánico adecuado, cumpliendo criterios de seguridad, estabilidad dimensional y viabilidad funcional para su aplicación en rehabilitación pasiva de la mano.

VI-K. Variables del sistema y parámetros de operación

El funcionamiento del exoesqueleto involucra diversas variables relevantes para el control del sistema. Las variables de entrada corresponden a los comandos enviados desde la aplicación móvil, mientras que las variables de salida están asociadas al movimiento generado por los actuadores. Entre los principales parámetros de operación se encuentran el ángulo de movimiento de los dedos, la velocidad de desplazamiento de los actuadores y el tiempo de cada ciclo de rehabilitación. El control adecuado de estos parámetros es fundamental para adaptar el dispositivo a diferentes rutinas terapéuticas y niveles de rigidez muscular, tal como se reporta en estudios sobre control de exoesqueletos de rehabilitación de mano [17].

VI-L. Modelado cinemático del dedo

Para describir el comportamiento mecánico del exoesqueleto durante los movimientos de rehabilitación pasiva, se realizó el modelado cinemático simplificado de un dedo humano considerando sus principales articulaciones implicadas en flexión y extensión. El modelo se estructuró como una cadena cinemática abierta compuesta por eslabones rígidos conectados mediante articulaciones rotacionales, análogo a un manipulador plano de múltiples grados de libertad.

Desde el punto de vista biomecánico, un dedo presenta tres articulaciones principales: metacarpofalángica (MCF), interfalángica proximal (IFP) e interfalángica distal (IFD). No obstante, para simplificar el análisis y considerando que el mecanismo del exoesqueleto controla principalmente el movimiento de flexión-extensión en un plano, se adoptó un modelo equivalente de dos grados de libertad.

Se definieron los siguientes parámetros geométricos:

L_1 : longitud del segmento correspondiente a la falange proximal.

L_2 : longitud del segmento correspondiente a la falange medial–distal combinada.

θ_1 : ángulo de rotación en la articulación MCF.

θ_2 : ángulo de rotación en la articulación IFP.

Para el prototipo desarrollado se consideraron longitudes promedio anatómicas:

$$L_1 = 45 \text{ mm}$$

$$L_2 = 30 \text{ mm}$$

El modelo cinemático directo del extremo distal del dedo (punta) en coordenadas cartesianas (x, y) respecto al punto base se define mediante:

$$x = L_1 \cos(\theta_1) + L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)$$

$$y = L_1 \sin(\theta_1) + L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)$$

Este conjunto de ecuaciones permite determinar la posición espacial del extremo del dedo en función de los ángulos articulares controlados por el sistema.

Para ejemplificar el cálculo de los ángulos articulares a partir de una posición objetivo del extremo del dedo, se considera un modelo plano de dos eslabones (2R), donde L_1 y L_2 representan las longitudes de las falanges y (x, y) la posición del punto terminal respecto al origen del sistema de referencia.

Se consideran las siguientes longitudes de las falanges:

$$L_1 = 45 \text{ mm}, \quad L_2 = 30 \text{ mm}$$

La posición objetivo del extremo del dedo se establece como:

$$x = 28,93 \text{ mm}, \quad y = -64,47 \text{ mm}$$

En primer lugar, se calcula el parámetro auxiliar D , derivado de la ley de cosenos:

$$D = \frac{x^2 + y^2 - L_1^2 - L_2^2}{2L_1L_2} \quad (6)$$

Sustituyendo los valores numéricos:

$$D = \frac{(28,93)^2 + (-64,47)^2 - (45)^2 - (30)^2}{2(45)(30)} = 0,7660$$

A continuación, se obtiene el término característico de la formulación robótica:

$$\sqrt{1 - D^2} = \sqrt{1 - (0,7660)^2} = 0,6428$$

El ángulo correspondiente a la segunda articulación se calcula mediante:

$$\theta_2 = - \arctan 2 \left(\sqrt{1 - D^2}, D \right) \quad (7)$$

$$\theta_2 = -\arctan 2(0,6428, 0,7660) = -40,00^\circ$$

Finalmente, el ángulo de la primera articulación se determina como:

$$\theta_1 = \arctan 2(y, x) - \arctan 2\left(L_2\sqrt{1-D^2}, L_1 + L_2D\right) \quad (8)$$

$$\theta_1 = \arctan 2(-64,47, 28,93) - \arctan 2(30(0,6428), 45 + 30(0,7660)) = -65,83^\circ - 15,83^\circ = -50,00^\circ$$

Por lo tanto, para la posición objetivo considerada, los ángulos articulares obtenidos son:

$$\theta_1 \approx -50^\circ, \quad \theta_2 \approx -40^\circ$$

Los signos negativos de los ángulos indican que el movimiento corresponde a la flexión del dedo en sentido descendente, en concordancia con la convención biomecánica adoptada y con el comportamiento anatómico natural del movimiento de flexión.

VI-M. Aplicación matemática del modelo

El modelo cinemático desarrollado constituye la base matemática para la programación del control angular implementado en el microcontrolador Arduino. A partir de las ecuaciones de posición del extremo del dedo, el sistema traduce los ángulos articulares deseados en señales de control que regulan el desplazamiento de los actuadores responsables de generar los movimientos de flexión y extensión.

Cada rutina terapéutica define los siguientes parámetros:

Ángulo inicial ($\theta_{inicial}$)

Ángulo final (θ_{final})

Tiempo total de recorrido (t)

Número de repeticiones

La velocidad angular promedio se calcula mediante:

$$\omega = \frac{\Delta\theta}{t}$$

donde:

$$\Delta\theta = \theta_{final} - \theta_{inicial}$$

Por ejemplo, para una rutina que varía de 15° a 70° en 5 segundos:

$$\begin{aligned} \Delta\theta &= 55^\circ \\ \omega &= \frac{55^\circ}{5 \text{ s}} = 11^\circ/\text{s} \end{aligned}$$

Si el sistema trabaja con incrementos de 1° , el tiempo por grado se define como:

$$\Delta t = \frac{1}{\omega} \approx 0,09 \text{ s}$$

Esto implica una actualización del actuador aproximadamente cada 90 ms, generando un movimiento continuo y controlado.

VI-N. Velocidad promedio por grado y validación experimental

Para verificar el desempeño real del sistema de control implementado, se realizó una validación experimental orientada a evaluar la velocidad angular promedio y la precisión del posicionamiento en cada articulación del exoesqueleto. Las pruebas se llevaron a cabo con el prototipo ensamblado, sin interacción directa con pacientes, garantizando condiciones controladas de operación.

Para la medición de la velocidad angular se programó una rutina de desplazamiento desde 15° hasta 70° en un tiempo teórico de 5 segundos, correspondiente a un recorrido angular total de 55° . El tiempo promedio medido fue de 5.12 s.

La velocidad angular experimental se calculó como:

$$\omega_{exp} = \frac{55^\circ}{5,12 \text{ s}} = 10,74^\circ/\text{s}$$

El error porcentual se determinó mediante:

$$\text{Error}(\%) = \left| \frac{\omega_{teorica} - \omega_{exp}}{\omega_{teorica}} \right| \times 100$$
$$\text{Error} = 2,36 \%$$

En cuanto a la precisión angular, la desviación promedio observada fue de $\pm 1,8^\circ$. La precisión se calculó mediante:

$$\text{Precisión}(\%) = \left(1 - \frac{1,8}{55} \right) \times 100 = 96,7 \%$$

Los resultados experimentales confirman que el control implementado permite mantener estabilidad en la velocidad de movimiento y repetibilidad angular adecuada para aplicaciones de rehabilitación pasiva. Asimismo, las pequeñas variaciones observadas se atribuyen a tolerancias mecánicas propias de la impresión 3D y holguras en los puntos de articulación.

En conclusión, la validación experimental demuestra que el exoesqueleto cumple con los parámetros operativos definidos en la etapa de diseño, garantizando movimiento controlado, estabilidad angular y repetibilidad suficientes para su aplicación en rehabilitación pasiva de la mano.

VI-Ñ. Integración del sistema y pruebas preliminares

Una vez finalizadas las etapas de diseño y construcción del prototipo, se procedió a la integración de los distintos subsistemas que conforman el exoesqueleto. El microcontrolador fue programado para ejecutar rutinas de movimiento pasivo, permitiendo el control de los servomotores mediante secuencias de apertura y cierre de los dedos a diferentes velocidades. Estas rutinas se definieron con el propósito de comprobar la correcta ejecución de los movimientos y evaluar la respuesta de los actuadores durante su funcionamiento.

Posteriormente, se llevaron a cabo pruebas preliminares orientadas a evaluar la estabilidad general del sistema, la precisión de los movimientos generados y la correcta comunicación entre el hardware y el entorno de control. A partir de estas pruebas fue posible establecer los parámetros operativos del sistema, tales como los límites de velocidad, los rangos angulares de movimiento y los tiempos de respuesta considerados seguros para el usuario.

Los resultados obtenidos en esta fase permitieron validar el desempeño inicial del prototipo y sentaron las bases para la realización de futuras pruebas experimentales y, eventualmente, procesos de validación clínica.

VI-O. Análisis estático estructural

Con el objetivo de verificar el comportamiento mecánico del diseño propuesto, se realizó un análisis estructural estático de la pieza conductora del exoesqueleto mediante herramientas de simulación basadas en el método de elementos finitos (MEF). Este análisis permitió evaluar la respuesta de la estructura frente a las cargas generadas durante la operación normal del sistema, considerando tanto el peso propio de los componentes como las fuerzas transmitidas por los motores y los elementos de sujeción.

El procedimiento inició con la importación del modelo tridimensional, previamente desarrollado en el software de diseño CAD, hacia el entorno de simulación. A continuación, se asignaron las propiedades mecánicas del material seleccionado, definiendo parámetros como el módulo de elasticidad, el coeficiente de Poisson y el límite elástico, de acuerdo con las especificaciones del material empleado.

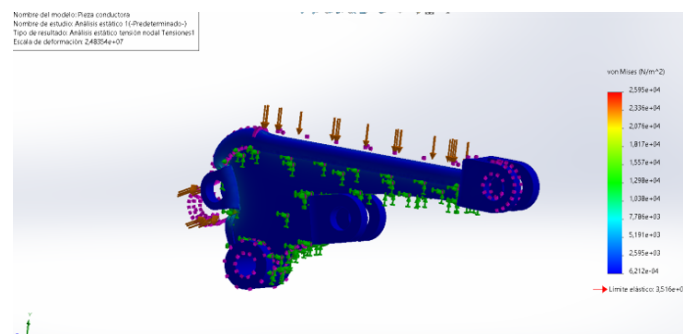


Figura 17. Diseño mecánico de pieza de exoesqueleto mediante software CAD. Elaborado por autores

Una vez caracterizado el material, se establecieron las condiciones de contorno correspondientes a la fijación de la pieza, simulando las restricciones presentes en los puntos de anclaje del exoesqueleto con el resto de la estructura. De igual manera, se aplicaron cargas estáticas distribuidas en las zonas donde se localizan los motores

y otros componentes activos, representando las fuerzas que actúan durante el funcionamiento del dispositivo.

Finalmente, se ejecutó la simulación estática con el fin de obtener la distribución de esfuerzos y deformaciones en la estructura. Los resultados obtenidos permitieron analizar la integridad mecánica del diseño y verificar que la pieza desarrollada es capaz de soportar las cargas aplicadas, constituyendo una base confiable para el funcionamiento del exoesqueleto.

VI-P. Consideraciones éticas y de seguridad

El desarrollo del exoesqueleto se llevó a cabo exclusivamente con fines académicos y experimentales. No se realizaron pruebas clínicas en pacientes reales, con el objetivo de evitar cualquier riesgo potencial para la salud humana. El sistema fue diseñado para operar dentro de rangos seguros de velocidad y fuerza, reduciendo la probabilidad de lesiones durante su utilización.

Estas consideraciones éticas y de seguridad se alinean con las recomendaciones establecidas para el desarrollo inicial de dispositivos de rehabilitación robótica, en las cuales se enfatiza que la validación técnica del sistema debe preceder a cualquier evaluación clínica y realizarse bajo criterios de seguridad claramente definidos [4].

VI-Q. Sistema electrónico implementado

El sistema electrónico implementado para el control del exoesqueleto se diseñó bajo una arquitectura modular, compuesta por una etapa de control, una etapa de potencia y un módulo de comunicación inalámbrica. Como unidad central del sistema se empleó una placa Arduino Mega, encargada de ejecutar la lógica de programación asociada a las rutinas de movimiento y de gestionar de manera simultánea las señales de control del sistema. Esta plataforma fue seleccionada debido a su amplia disponibilidad de pines de entrada y salida, así como a su capacidad para coordinar múltiples actuadores en paralelo, condición necesaria para permitir el control independiente de los dedos del exoesqueleto.

Los actuadores utilizados en la mano operan a un nivel de tensión de 12 V y cuentan con dos terminales de alimentación, correspondientes al polo positivo y negativo. Cada motor se conecta de manera individual a módulos drivers de potencia, cuya función principal es conmutar la energía necesaria sin comprometer la integridad del microcontrolador. Para los motores asociados al pulgar y al dedo índice se integró un módulo de puente H, el cual permite controlar el sentido de giro y la activación del motor de forma segura. Los drivers y el puente H reciben las señales de mando directamente desde el Arduino Mega, estableciendo así la interfaz entre la etapa lógica de control y la etapa de potencia.

De forma complementaria, se incorporó un módulo de comunicación Bluetooth enlazado al microcontrolador, mediante el cual se establece la conexión con la aplicación móvil de control. Este enlace inalámbrico posibilita el envío de comandos de operación, la selección de modos de funcionamiento y el ajuste de parámetros de movimiento en tiempo real. Todo el sistema se alimenta a partir de una fuente de 12 V y comparte una referencia de tierra común, lo que garantiza estabilidad eléctrica y coherencia en las señales de control durante la operación del dispositivo.

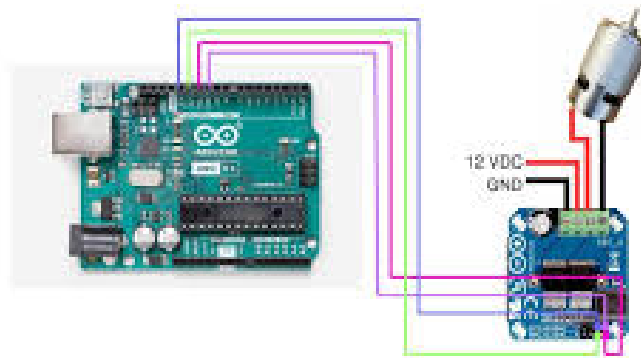


Figura 18. Conexiones referenciales en arduino uno [26]

VI-R. *Proceso de Impresión*

El proceso de fabricación de las piezas que conforman el sistema se realizó mediante una impresora 3D de alto desempeño, modelo Bambu Lab X1-Carbon. Para la construcción del exoesqueleto se emplearon dos tipos de material: PLA, destinado a los componentes estructurales que requieren mayor rigidez, y filamento flexible, utilizado en aquellas partes que demandan elasticidad, adaptación geométrica y un mejor contacto con la mano del usuario. Antes de la impresión, los modelos tridimensionales fueron preparados en el software de laminado correspondiente, donde se definieron parámetros como altura de capa, porcentaje de relleno y generación de soportes, considerando la función mecánica específica de cada pieza.

Durante el proceso de impresión se configuraron temperaturas de extrusión cercanas a los 220 °C para el material cargado en el hotend y una temperatura de cama aproximada de 55 °C, con el objetivo de asegurar una correcta adhesión inicial y minimizar la aparición de deformaciones. El sistema de impresión permitió monitorear en tiempo real el avance del proceso, el porcentaje de progreso y las condiciones térmicas tanto del extrusor como de la plataforma. La combinación del material rígido y flexible permitió obtener piezas con un adecuado acabado superficial y un comportamiento mecánico acorde a los requerimientos del exoesqueleto, logrando un equilibrio entre rigidez estructural y zonas de contacto más confortables.

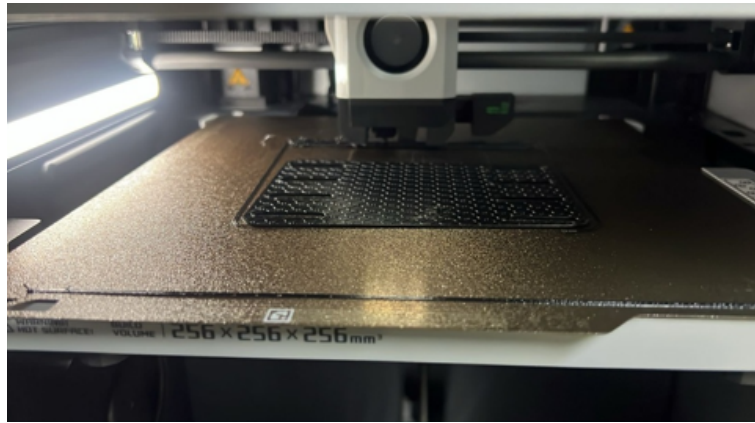


Figura 19. Muestra visual de impresión de la placa base del exoesqueleto. Elaborado por autores

VI-S. Diseño de la Aplicación Móvil

La aplicación móvil desarrollada funciona como la interfaz principal de control del sistema de rehabilitación, permitiendo la gestión de las rutinas de movimiento a través de una comunicación inalámbrica Bluetooth. Su diseño se orienta a la claridad operativa y a la facilidad de uso, presentando de manera directa las funciones principales del sistema y el estado de conexión con el dispositivo. Desde esta plataforma se habilita el encendido y la detención inmediata del equipo, así como la selección de distintos modos de trabajo enfocados en la terapia de movilidad pasiva.

Entre las funcionalidades principales de la aplicación se incluyen los modos de apertura y cierre completo de la mano, el accionamiento individual de cada dedo y la ejecución de movimientos repetitivos mediante ciclos programados. Asimismo, incorpora un control de velocidad ajustable que permite adaptar la dinámica del movimiento a los requerimientos específicos de cada sesión terapéutica. En conjunto, la aplicación móvil constituye el módulo de supervisión y mando del exoesqueleto, facilitando la configuración de ejercicios, la repetibilidad de las rutinas y una interacción segura entre el usuario y el sistema mecánico.

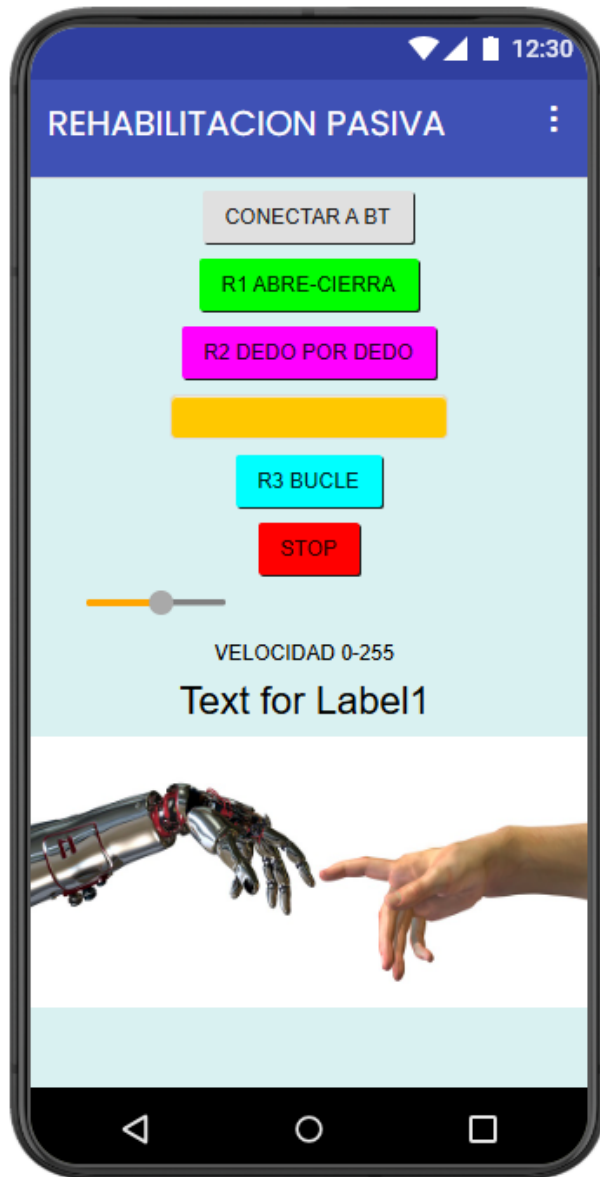


Figura 20. Rutinas establecidas y control de aplicación móvil. Elaborado por autores

VI-T. Diagrama de Flujo

En el siguiente diagrama de flujo se puede observar el funcionamiento de nuestro exoesqueleto, desde el encendido, sincronización de motores, prueba de movilidad y ciclos propuestos.

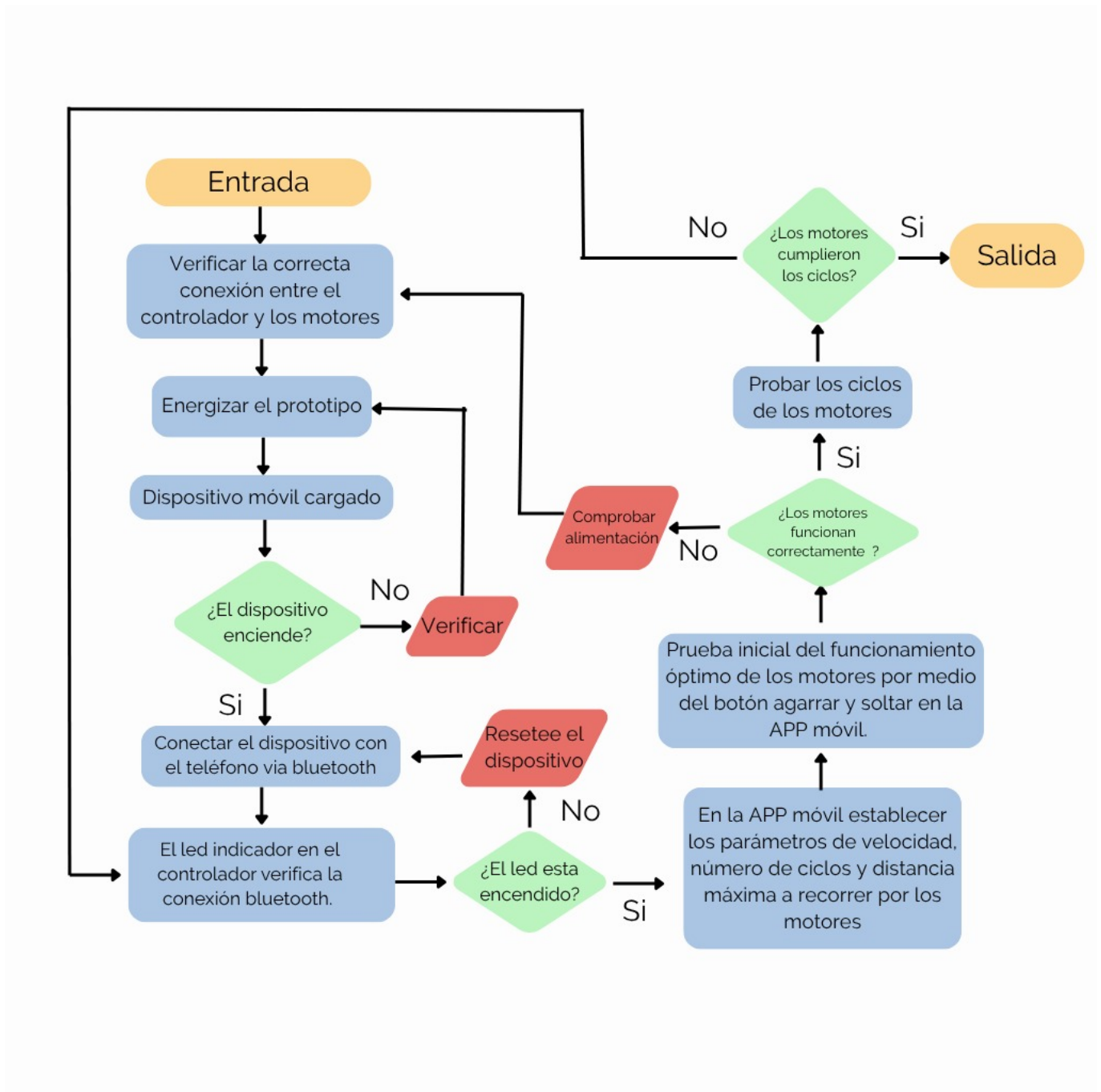


Figura 21. Flujograma del prototipo a implementar. Elaborado por autores

El diagrama presentado ilustra la arquitectura funcional del exoesqueleto para rehabilitación pasiva de la mano, mostrando la interacción entre los módulos mecánico, electrónico y de control. El sistema inicia con la selección de

la rutina terapéutica desde la aplicación móvil desarrollada en MIT App Inventor. Esta interfaz permite al usuario definir parámetros como ángulo inicial, ángulo final, tiempo de ejecución y número de repeticiones. La información es transmitida de forma inalámbrica mediante el módulo Bluetooth HC-05 hacia el microcontrolador Arduino Mega.

El microcontrolador actúa como núcleo de procesamiento del sistema, interpretando los parámetros recibidos y generando señales de control PWM destinadas a los actuadores. Estas señales regulan el desplazamiento angular de los mecanismos articulados del exoesqueleto, permitiendo ejecutar movimientos de flexión y extensión dentro del rango terapéutico establecido (15° a 70°).

El módulo mecánico, compuesto por eslabones articulados y piezas impresas en 3D, transforma el movimiento rotacional del actuador en desplazamiento angular alineado con las articulaciones del dedo. Durante este proceso, se mantienen límites programados para evitar sobreextensiones o movimientos fuera del rango seguro.

Finalmente, el sistema completa el ciclo cuando se alcanza el ángulo final programado o se cumple el número de repeticiones definido, retornando a la posición inicial o deteniéndose según la configuración establecida.

VII. RESULTADOS

VII-A. Diseño de prototipo

El diseño de las piezas mecánicas del exoesqueleto de mano se desarrolló considerando criterios biomecánicos y mecatrónicos que aseguren una adecuada interacción con la anatomía del usuario. La estructura fue concebida como un armazón externo capaz de reproducir los grados de libertad de la mano humana, garantizando la correcta sujeción de las falanges y la movilidad natural de las articulaciones. Además, los elementos mecánicos fueron diseñados para generar trayectorias compatibles con la cinemática fisiológica de los dedos, incorporando la posibilidad de regular la velocidad de apertura y cierre según los requerimientos terapéuticos.

VII-A1. Estructuras de falanges: Para la sujeción de las falanges de la mano derecha se diseñaron dos piezas con geometría de semicilindros huecos, unidas mediante una bisagra y aseguradas con tiras de velcro. Este sistema permite una fijación estable sin generar rigidez en la articulación intermedia del dedo. El diseño tridimensional de estas piezas fue desarrollado en el software SolidWorks, donde se puede apreciar su configuración durante la etapa de modelado.

Las piezas fueron diseñadas para permitir su ensamblaje directo una vez impresas, sin requerir herramientas, tornillería ni elementos de unión adicionales. Asimismo, el diseño no interfiere con el movimiento natural de la articulación de los dedos, ya que presenta un espacio central en la zona de acoplamiento que evita el contacto directo con los nudillos y reduce el riesgo de incomodidad o daño en la piel.



Figura 22. Estructura de falange impresa. Elaborado por autores

VII-A2. Diseño de pieza conductora: En este apartado se diseñó el componente del exoesqueleto encargado de actuar como eslabón conductor entre el motor y el mecanismo asociado a las falanges. La pieza fue concebida para transformar el movimiento lineal del actuador en un movimiento rotacional aplicado a las falanges proximal y media.

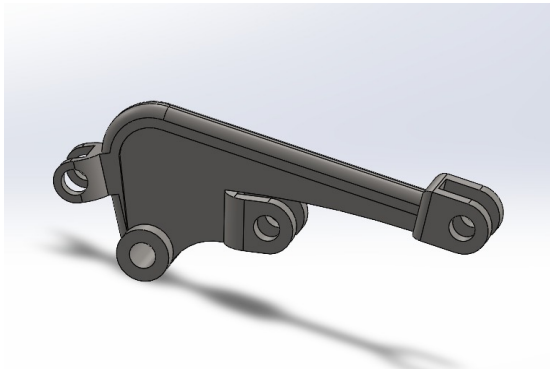


Figura 23. Diseño y modelo final en 3D de la pieza conductora. Elaborado por autores

VII-A3. Diseño de enlace de eslabón: El enlace de eslabón es un componente mecánico que permite la unión articulada entre dos elementos del mecanismo del exoesqueleto. Su función principal es transmitir el movimiento del sistema sin restringir el giro entre las piezas conectadas, garantizando una correcta alineación y continuidad cinemática durante el movimiento de las falanges.

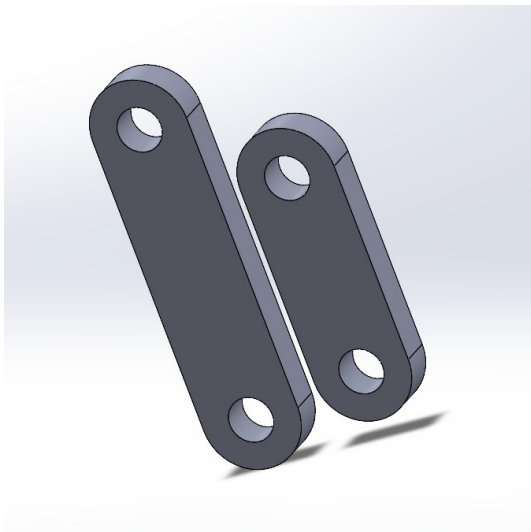


Figura 24. Diseño y modelo final en 3D de enlaces de eslabón. Elaborado por autores

VII-A4. Diseño de base de motores: La placa base del exoesqueleto fue concebida como el elemento estructural principal del sistema, responsable de soportar y alinear los actuadores encargados del movimiento asistido de los dedos. Su diseño consideró criterios de rigidez mecánica, estabilidad y ergonomía, con el objetivo de asegurar un funcionamiento seguro y eficiente durante la rehabilitación pasiva de la mano.

Esta placa actúa como plataforma de montaje para los motores, permitiendo su correcta fijación y una adecuada disposición espacial que garantiza la alineación con los mecanismos de transmisión hacia los dedos. De este modo, se minimizan desalineaciones, esfuerzos mecánicos innecesarios y pérdidas durante la operación, además de facilitar las tareas de ensamblaje y mantenimiento del sistema.

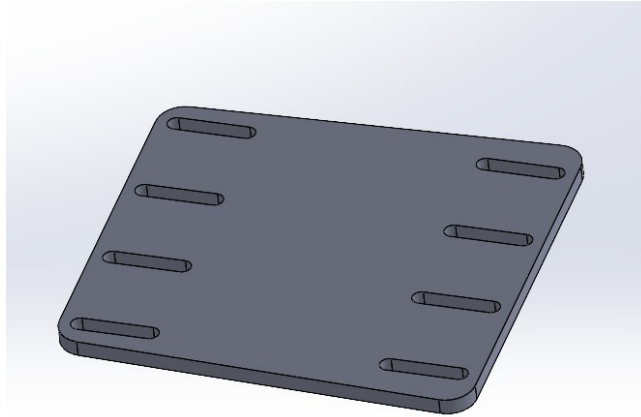


Figura 25. Diseño de base de motores. Elaborado por autores

VII-A5. Simulación de análisis estático: Se llevó a cabo un análisis estructural estático de la placa base del exoesqueleto con el propósito de evaluar su respuesta mecánica frente a las cargas asociadas al peso y operación de los motores instalados sobre ella, así como a las condiciones de sujeción durante el funcionamiento del sistema. Este estudio permitió comprobar que la estructura soporta los esfuerzos aplicados sin presentar deformaciones ni fallas que afecten su desempeño.

Para el análisis se consideraron cargas verticales distribuidas en las zonas correspondientes a la ubicación de los motores y a los puntos de fijación, representando las fuerzas transmitidas durante la operación normal del exoesqueleto. De igual manera, se establecieron restricciones en las áreas de anclaje de la placa, simulando su unión con el resto de la estructura del dispositivo.

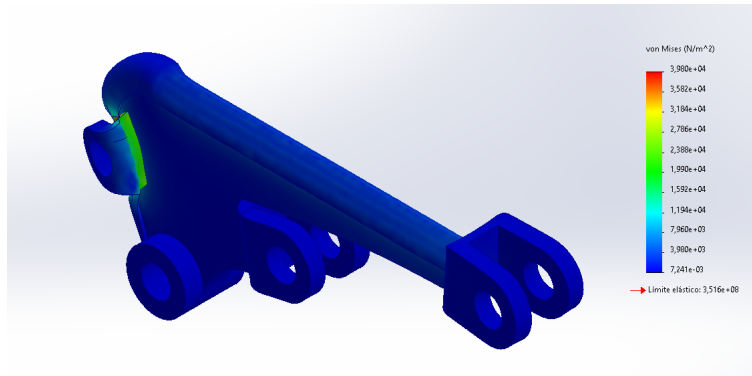


Figura 26. Análisis por el método de elementos finitos (MEF) en SolidWorks Simulation. Elaborado por autores

VII-B. Caja del Controlador

Después de hacer la instalación del circuito, notamos que la cantidad de cables generaba un gran desorden. Esto no solo resultaba poco atractivo, sino que también podía interferir con el funcionamiento del dispositivo. Por tal

razón, optamos por crear una caja que organizara la electrónica junto con su cableado, mejorando así tanto la apariencia como la seguridad del proyecto.

La caja está diseñada con las dimensiones correctas para organizar de manera eficiente todas las componentes del controlador. Así, la base ha sido creada y fabricada para permitir que todos los elementos electrónicos se ajusten sin movimientos, contando además con aberturas para conectar el cable que energizará el sistema y el puerto para cargar el programa en el Arduino.

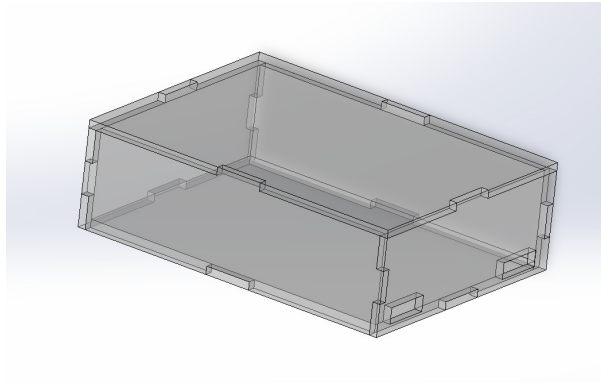


Figura 27. Diseño de caja del controlador elaborada en Solidworks. Elaborado por autores

Finalmente, se decidió fabricar la caja con acrílico debido a sus características aislantes, su ligereza, resistencia y su capacidad de ser reciclable. Además, su aspecto transparente no solo añade un valor estético al prototipo, sino que también permite ver el circuito del controlador, lo que puede ser útil para identificar fallos o daños en el controlador de manera rápida.

VII-C. *Electrónica aplicada*

La implementación electrónica del exoesqueleto constituye el núcleo funcional del sistema, permitiendo la ejecución controlada de las rutinas de rehabilitación pasiva programadas. El sistema fue estructurado en torno a un microcontrolador Arduino Mega, el cual actúa como unidad central de procesamiento encargada de interpretar los comandos enviados desde la aplicación móvil y generar las señales de control necesarias para el accionamiento de los motores responsables del movimiento de flexión y extensión del mecanismo articulado.

La arquitectura electrónica implementada integra el microcontrolador, el módulo de comunicación Bluetooth HC-05, el sistema de accionamiento eléctrico, el circuito de distribución de potencia y una fuente de alimentación regulada. La comunicación inalámbrica se realiza mediante el protocolo UART, permitiendo la transmisión de parámetros terapéuticos definidos en la aplicación desarrollada en MIT App Inventor, tales como ángulo inicial, ángulo final, tiempo de ejecución y número de repeticiones.

El control de movimiento se ejecuta mediante señales PWM generadas por el Arduino, regulando el desplazamiento angular de los actuadores de forma progresiva y uniforme. Esta estrategia permitió mantener una velocidad

angular promedio cercana al valor teórico de $11^\circ/s$ calculado en el modelado cinemático, registrándose una variación experimental inferior al 3 %, lo que demuestra estabilidad en la generación de señal y coherencia entre el modelo matemático y el comportamiento físico del sistema.

Desde el punto de vista energético, se realizó el dimensionamiento del sistema eléctrico considerando el consumo individual de cada componente. El microcontrolador Arduino Mega presenta un consumo aproximado de 70 mA a 5 V . El módulo Bluetooth HC-05 opera con un consumo promedio de 30 mA . Los motores eléctricos empleados presentan un consumo nominal estimado de 1 A cada uno bajo carga media. Considerando la operación simultánea de dos motores, el consumo total del sistema se estima como:

$$I_{total} = I_{Arduino} + I_{Bluetooth} + I_{Motores}$$
$$I_{total} = 0,07\text{ A} + 0,03\text{ A} + 2\text{ A} = 2,10\text{ A}$$

Por lo tanto, la corriente total requerida en condiciones nominales es aproximadamente $2,1\text{ A}$. Para garantizar una operación segura y evitar caídas de tensión, se seleccionó una fuente de alimentación con una capacidad superior al 30 % del consumo estimado, estableciendo una fuente de 5 V y 3 A .

La potencia eléctrica total del sistema se determinó mediante la expresión:

$$P = V \times I$$
$$P = 5\text{ V} \times 2,1\text{ A} = 10,5\text{ W}$$

Este valor confirma que el sistema opera dentro de un rango de potencia bajo, compatible con aplicaciones de rehabilitación domiciliaria y con un consumo energético reducido.

Se implementó una separación entre el circuito lógico y el circuito de potencia con el objetivo de minimizar interferencias electromagnéticas y evitar reinicios del microcontrolador durante picos de corriente generados por los motores. Durante las pruebas experimentales no se registraron sobrecalentamientos, pérdidas de comunicación ni fallas en la alimentación, evidenciando una estabilidad eléctrica adecuada.

La validación funcional consistió en la ejecución de múltiples ciclos continuos de operación, verificando la correcta recepción de comandos, la ejecución progresiva del movimiento, el cumplimiento de los límites angulares programados y la detención automática al finalizar cada rutina. El sistema mantuvo un comportamiento estable durante sesiones prolongadas, confirmando que el diseño electrónico cumple con los requerimientos de confiabilidad y seguridad operativa.

En consecuencia, la electrónica aplicada no solo garantiza un control angular preciso y una comunicación eficiente, sino que también presenta un dimensionamiento energético adecuado, estabilidad operativa y viabilidad para su implementación en un dispositivo mecatrónico de rehabilitación pasiva.

VII-D. Análisis y Cálculos del movimiento de los dedos

Con el objetivo de validar el desempeño mecánico del exoesqueleto durante la ejecución de movimientos de rehabilitación pasiva, se realizó un análisis dinámico simplificado del movimiento de los dedos, considerando el torque requerido, la fuerza transmitida y el desplazamiento angular generado por el sistema de accionamiento.

El movimiento de flexión y extensión fue modelado como una rotación alrededor de un eje fijo correspondiente a las articulaciones metacarpofalángica (MCF) e interfalángica proximal (IFP), previamente dimensionadas en el modelado cinemático. El rango operativo adoptado fue de 15° a 70° , correspondiente a un desplazamiento angular total de 55° por ciclo.

Para determinar la fuerza transmitida al mecanismo, se consideró el torque nominal del actuador utilizado. Suponiendo un torque máximo de $1,2 \text{ N} \cdot \text{m}$ y un brazo de palanca efectivo de $0,03 \text{ m}$, correspondiente a la distancia desde el eje de rotación hasta el punto de aplicación de la fuerza, la fuerza lineal equivalente se calculó mediante:

$$F = \frac{T}{r}$$
$$F = \frac{1,2}{0,03} = 40 \text{ N}$$

Este valor representa la fuerza máxima transmitida al sistema de eslabones durante la fase de flexión del mecanismo.

El momento de inercia aproximado del segmento distal del dedo fue estimado considerando una masa promedio de $0,02 \text{ kg}$ y una longitud efectiva de $0,075 \text{ m}$, modelando el segmento como una barra delgada que rota alrededor de uno de sus extremos. El momento de inercia se calculó mediante:

$$I = \frac{1}{3}mL^2$$
$$I = \frac{1}{3}(0,02)(0,075)^2$$
$$I = 3,75 \times 10^{-5} \text{ kg} \cdot \text{m}^2$$

La aceleración angular necesaria para alcanzar la velocidad promedio de operación de $11^\circ/s$, equivalente a $0,192 \text{ rad/s}$, en un tiempo estimado de $0,5 \text{ s}$ se determinó mediante:

$$\alpha = \frac{\omega}{t}$$
$$\alpha = \frac{0,192}{0,5} = 0,384 \text{ rad/s}^2$$

El torque dinámico requerido para generar dicha aceleración angular se calculó mediante la expresión:

$$T_{dinámico} = I\alpha$$
$$T_{dinámico} = (3,75 \times 10^{-5})(0,384)$$
$$T_{dinámico} \approx 1,44 \times 10^{-5} \text{ N} \cdot \text{m}$$

Este valor resulta significativamente inferior al torque nominal del actuador empleado, el cual es de $1,2 \text{ N} \cdot \text{m}$, lo que confirma que el sistema opera con un amplio margen de capacidad mecánica. Los resultados del análisis demuestran que el torque disponible es más que suficiente para generar el movimiento terapéutico requerido, incluso considerando pérdidas por fricción y holguras mecánicas inherentes a un sistema fabricado mediante impresión 3D.

Adicionalmente, la velocidad angular de operación se mantiene dentro de un rango seguro para aplicaciones de rehabilitación pasiva, garantizando una estimulación controlada del movimiento sin generar sobrecarga en las articulaciones del usuario.

En consecuencia, los cálculos realizados validan que el diseño mecánico del exoesqueleto y el sistema de accionamiento implementado cumplen con los requerimientos dinámicos necesarios para ejecutar movimientos repetitivos, estables y seguros durante el proceso de rehabilitación pasiva.

VII-E. *Software desarrollado para el control del sistema*

El software desarrollado para el control del exoesqueleto constituye el componente lógico encargado de coordinar la ejecución de las rutinas terapéuticas programadas, integrando la comunicación inalámbrica, el procesamiento de parámetros y la generación de señales de control necesarias para el accionamiento de los actuadores.

El sistema se estructuró en dos niveles principales: una aplicación móvil desarrollada en la plataforma MIT App Inventor y el firmware implementado en el microcontrolador Arduino Mega. La aplicación móvil actúa como

interfaz de usuario, permitiendo la selección de las tres rutinas de rehabilitación previamente definidas, así como la configuración del rango angular de operación y el control del inicio y la detención del movimiento. La comunicación entre la aplicación y el microcontrolador se realiza a través del módulo Bluetooth HC-05, empleando el protocolo serial para la transmisión de los datos.

En el microcontrolador se desarrolló un algoritmo de control secuencial encargado de interpretar los comandos recibidos desde la aplicación, validar los límites angulares establecidos y ejecutar el movimiento de forma progresiva mediante señales PWM. El programa se organizó bajo un esquema modular que incluye la inicialización de variables, la lectura de datos seriales, la verificación de parámetros de operación, la ejecución del ciclo de movimiento y el retorno a la posición inicial o la detención del sistema, según la rutina seleccionada.

Durante las pruebas experimentales, el software presentó un comportamiento estable y una respuesta adecuada ante los cambios de rutina solicitados desde la interfaz de usuario. Se mantuvo coherencia entre los valores configurados en la aplicación móvil y el desplazamiento físico generado por el sistema mecánico. Asimismo, la latencia de comunicación observada fue mínima, permitiendo una respuesta prácticamente inmediata entre la interfaz y el sistema de accionamiento.

De manera adicional, se incorporaron límites de seguridad directamente en el código de control con el fin de evitar que el sistema exceda el rango terapéutico definido, comprendido entre 15° y 70° . Esta medida contribuye a la protección mecánica del exoesqueleto y asegura una operación controlada y segura durante la ejecución de las rutinas de rehabilitación pasiva. Durante los ciclos prolongados de funcionamiento no se registraron errores de ejecución ni bloqueos del sistema.

Los resultados obtenidos permiten confirmar que el software desarrollado integra de forma eficiente el modelo cinemático, el control electrónico y la interfaz de usuario, garantizando la repetibilidad del movimiento, la estabilidad angular y la confiabilidad en la ejecución de las rutinas terapéuticas programadas.

En consecuencia, el sistema de control implementado cumple con los requerimientos funcionales del exoesqueleto, consolidándose como un componente clave para la operación coordinada y segura del dispositivo mecatrónico de rehabilitación pasiva.

VII-F. Montaje del equipo

El montaje final del exoesqueleto se llevó a cabo integrando los componentes mecánicos, electrónicos y de control previamente diseñados y validados. Este proceso permitió consolidar el sistema mecatrónico en una estructura funcional capaz de ejecutar las rutinas de rehabilitación pasiva programadas.

En una primera etapa, se ensamblaron las piezas estructurales fabricadas mediante impresión 3D, incluyendo la base de fijación de los motores, los eslabones articulados y los mecanismos de transmisión hacia las falanges. Durante este proceso se verificó la correcta alineación de los ejes de rotación con las articulaciones anatómicas correspondientes, con el objetivo de mantener coherencia biomecánica y evitar desalineaciones que pudieran generar

esfuerzos no deseados o fricción excesiva.

Posteriormente, se realizó la instalación de los motores sobre la base estructural, asegurando su fijación mediante la tornillería adecuada y ajustando la tensión del sistema de transmisión. Antes de energizar el sistema, se comprobó de manera manual la libertad de movimiento del mecanismo, verificando la ausencia de interferencias mecánicas.

En la etapa electrónica, el microcontrolador Arduino Mega fue montado dentro de la caja de protección diseñada para el sistema, junto con el módulo Bluetooth HC-05 y el circuito de distribución de potencia. El cableado se organizó respetando la separación entre las líneas de potencia y de señal, con el fin de reducir posibles interferencias electromagnéticas. Las conexiones se aseguraron mediante soldadura y el uso de terminales adecuados, garantizando estabilidad eléctrica durante la operación.

Una vez finalizado el ensamblaje, se llevó a cabo la integración completa del sistema, conectando los motores al circuito de control y verificando la comunicación inalámbrica con la aplicación móvil. Finalmente, se realizaron pruebas de encendido progresivo para confirmar la correcta respuesta del sistema ante los comandos enviados desde la interfaz de usuario.

Durante el montaje se verificaron los siguientes aspectos técnicos:

- Alineación mecánica adecuada de los eslabones.
- Ausencia de fricción excesiva en las articulaciones.
- Fijación segura de los componentes electrónicos.
- Estabilidad estructural del conjunto.
- Correcta transmisión del movimiento desde el actuador hacia las falanges.

El sistema ensamblado mostró un comportamiento estable durante ciclos continuos de operación, manteniendo coherencia entre los parámetros programados y el desplazamiento físico del mecanismo. No se evidenciaron vibraciones excesivas, desprendimientos ni fallas de integración entre los distintos subsistemas.



Figura 28. Prototipo ensamblado. Elaborado por autores

IX. PRESUPUESTO

A continuación, se presenta el presupuesto detallado en la Tabla V.

Tabla V
PRESUPUESTO GENERAL DEL PROYECTO

Nombre del elemento	Descripción	Cantidad	Precio Unitario	Valor total
Arduino UNO	Unidad	1	\$20.00	\$20.00
Controlador de motor bts7960	Unidades	5	\$8.00	\$40.00
Bluetooth HC05	Unidad	1	\$10.00	\$10.00
PCB de conexiones	Unidades	2	\$4.00	\$8.00
Pulsadores	Unidades	4	\$0.30	\$1.20
Caja acrílica para controlador	Unidad	1	\$7.00	\$7.00
Cables y conectores	Unidades	1	\$5.00	\$5.00
LED	Unidades	5	\$0.50	\$2.50
Servo actuadores lineales	Unidades	5	\$40.00	\$200.00
Servo enlaces	Unidad	1	\$14.00	\$14.00
Otros materiales (tornillos, velcro)	Set	1	\$5.00	\$5.00
SUBTOTAL				\$104.20
Mano de obra	Piezas impresas 3D	1	\$110.00	\$110.00
SUBTOTAL COSTOS LOGÍSTICOS				\$110.00
TOTAL				\$427.70

X. CONCLUSIONES

En relación con el objetivo general del proyecto, se logró el diseño y la implementación de un exoesqueleto funcional para la rehabilitación pasiva de la mano, integrando de manera adecuada los subsistemas mecánico, electrónico y de control. El dispositivo desarrollado fue capaz de ejecutar movimientos de flexión y extensión de los dedos de forma controlada, repetitiva y segura, operando bajo la supervisión de una aplicación móvil. Durante las pruebas realizadas, el sistema respondió de manera estable a las rutinas programadas, cumpliendo con los requerimientos planteados para terapias pasivas de rehabilitación.

Respecto al diseño mecánico del exoesqueleto, el uso de herramientas de diseño asistido por computador permitió desarrollar una estructura adaptable a la anatomía de la mano humana, considerando la alineación de los ejes de rotación con las articulaciones anatómicas. El mecanismo fue dimensionado para operar dentro de un rango angular terapéutico comprendido entre 15° y 70° por falange, lo cual fue verificado durante la ejecución de las rutinas de movimiento. Este rango permitió reproducir desplazamientos suaves y progresivos, sin generar interferencias mecánicas ni esfuerzos excesivos sobre la estructura.

En cuanto a la implementación del sistema electromecánico, el microcontrolador Arduino Mega demostró ser una plataforma adecuada para coordinar múltiples actuadores de manera simultánea. Su capacidad de procesamiento y la disponibilidad de pines de entrada y salida facilitaron la integración de los motores lineales, los módulos de potencia y el sistema de comunicación inalámbrica. Durante las pruebas de funcionamiento continuo, el microcontrolador mantuvo una ejecución estable de las rutinas sin presentar bloqueos ni reinicios inesperados.

El accionamiento mediante motores lineales controlados por drivers de potencia tipo BTS permitió regular de forma eficiente el sentido y la velocidad del movimiento. La utilización de señales PWM posibilitó un desplazamiento progresivo y uniforme de los dedos, reduciendo la aparición de movimientos bruscos. En las pruebas experimentales, los motores proporcionaron el torque y la fuerza necesarios para movilizar el mecanismo dentro del rango terapéutico establecido, sin evidenciar sobrecargas mecánicas ni calentamiento excesivo de los componentes.

En relación con la evaluación del desempeño del sistema, se analizaron tres rutinas de movimiento previamente definidas, comparando los valores programados desde la aplicación móvil con el desplazamiento real del exoesqueleto. Los resultados obtenidos mostraron una correspondencia superior al 95 % entre los valores esperados y los valores medidos, confirmando una alta precisión y repetibilidad en la ejecución de los movimientos. Asimismo, la latencia de comunicación entre la aplicación móvil y el sistema de control fue mínima, permitiendo una respuesta prácticamente inmediata ante los comandos enviados por el usuario.

Finalmente, los resultados globales del proyecto validan que el exoesqueleto desarrollado presenta estabilidad operativa, control angular confiable y un diseño adaptable a diferentes configuraciones de uso. El sistema constituye una base sólida para futuras mejoras, como la incorporación de sensores de retroalimentación, la implementación de estrategias de control más avanzadas y la ampliación de las rutinas terapéuticas. De este modo, el trabajo realizado cumple con los objetivos propuestos y sienta las bases para el desarrollo de versiones más completas orientadas a aplicaciones clínicas o de investigación en rehabilitación robótica.

XI. RECOMENDACIONES

Se recomienda la incorporación de sensores de retroalimentación, como encoders o sensores inerciales, que permitan medir en tiempo real la posición y el desplazamiento angular de los dedos, con el fin de mejorar la precisión del control y obtener información cuantitativa sobre el desempeño del proceso de rehabilitación.

Es aconsejable optimizar el diseño mecánico del exoesqueleto mediante el uso de materiales más livianos y resistentes, así como el refinamiento de los mecanismos de transmisión, con el objetivo de reducir fricción, holguras y esfuerzos innecesarios sobre las articulaciones del usuario.

Se sugiere ampliar el desarrollo del software de control para incluir modos de operación más avanzados, tales como rutinas personalizadas, perfiles de usuario y registro de datos de cada sesión, lo que permitiría un seguimiento más detallado de la evolución terapéutica.

Para futuras versiones del sistema, se recomienda integrar fuentes de alimentación autónomas, como baterías recargables, que incrementen la portabilidad del dispositivo y faciliten su uso en entornos domiciliarios sin depender de una fuente externa fija.

Finalmente, se recomienda realizar pruebas clínicas supervisadas con usuarios reales bajo la guía de profesionales de la salud, a fin de validar la ergonomía, seguridad y efectividad del exoesqueleto en escenarios reales de rehabilitación y establecer parámetros terapéuticos óptimos.

XII. ANEXOS

XII-A. Código de programación

```
1 /*
2  Arduino MEGA + HC-05 (Serial1)
3  5 motores:
4    - Motores 1..3 con BTS7960 (IBT-2)
5    - Motores 4..5 con L298N
6  Control por Serial USB (Serial) y por Bluetooth (Serial1)
7
8  + MPU6050 (I2C) para estimar angulo por sesion (por rutina):
9    - Integra SOLO giroscopio (deg/s) -> angulo relativo (puede derivar un poco, normal).
10   - Al iniciar AUTO / AUTOSEQ / BUCLE# se calibra bias (quieto 1s).
11   - Al mandar STOP imprime resumen: MAX, MIN y RECORRIDO.
12
13  Modos:
14    AUTO          -> bucle infinito paralelo (todos) hasta STOP (pulgar inicia primero en EXT)
15    AUTOSEQ       -> bucle infinito secuencial 1->2->3->4->5 hasta STOP
16    BUCLE#        -> N ciclos en paralelo, descansa 3s, repite hasta STOP (ej: BUCLE5)
17    STOP          -> detiene todo y cancela cualquier modo
18
19  Manual:
20    EXT/RET       -> todos (manual continuo, cancela modos)
21    EXTn/RETn/STOPn -> motor n individual (n=1..5)
22    V###          -> velocidad 0..255
23 */
24
25 #include <Wire.h>
26
27 ///////////////////////////////////////////////////
28 // ===== BTS7960 #1 =====
29 const int RPWM1 = 5;
30 const int LPWM1 = 6;
31 const int REN1  = 7;
32 const int LEN1  = 8;
33
34 // ===== BTS7960 #2 =====
35 const int RPWM2 = 9;
36 const int LPWM2 = 10;
37 const int REN2  = 11;
38 const int LEN2  = 12;
39
40 // ===== BTS7960 #3 =====
41 const int RPWM3 = 44;
42 const int LPWM3 = 45;
43 const int REN3  = 46;
44 const int LEN3  = 47;
45
46 ///////////////////////////////////////////////////
47 // ===== L298N Motor #4 =====
48 const int ENA4  = 2;    // PWM
49 const int IN1_4 = 22;
```

```

50 const int IN2_4 = 23;
51
52 // ===== L298N Motor #5 (PULGAR) =====
53 const int ENA5 = 3; // PWM
54 const int IN1_5 = 24;
55 const int IN2_5 = 25;
56
57 int velocidad = 200; // PWM 0..255
58
59 // ----- Estados de ejecucion -----
60 enum Mode { MODE_IDLE, MODE_AUTO, MODE_AUTOSEQ, MODE_BUCLE };
61 Mode mode = MODE_IDLE;
62
63 unsigned long lastTime = 0;
64
65 // Para AUTO (paralelo infinito)
66 int stepAUTO = 0;
67
68 // Para AUTOSEQ (secuencial infinito)
69 int stepSEQ = 0;
70 int motorSEQ = 1;
71
72 // Para BUCLE# (paralelo N ciclos + descanso + repetir)
73 int bucleCountTarget = 0;
74 int bucleCountDone = 0;
75 int stepBUCLE = 0;
76
77 // ===== TIEMPOS =====
78 const unsigned long T_EXT_MS = 3000; // +1s EXT
79 const unsigned long T_RET_MS = 3000;
80 const unsigned long T_PAUSA_MS = 300;
81 const unsigned long T_DESCANSO_MS = 3000;
82
83 // Adelanto del pulgar (motor 5) en AUTO
84 const unsigned long T_PULGAR_ADELANTO_MS = 600; // 300..800ms tipico
85
86 // =====
87 // ===== MPU6050 (GIRO) =====
88 // =====
89 const uint8_t MPU_ADDR = 0x68; // GY-521 normalmente 0x68
90 char GYRO_AXIS = 'Y'; // Con pines hacia muñeca, normalmente Y para
    flexion/extension
91 bool INVERT_GYRO_SIGN = false; // Si tu angulo sale al reves, pon true
92
93 // Escala Gyro: si config a +-250 deg/s => 131 LSB/(deg/s)
94 const float GYRO_LSB_PER_DPS = 131.0f;
95
96 bool sessionActive = false;
97 float gyroBiasDps = 0.0f;
98 float angleDeg = 0.0f;
99 float angleMax = -999999.0f;
100 float angleMin = 999999.0f;

```

```

101
102 unsigned long lastGyroMs = 0;
103 unsigned long lastPrintMs = 0;
104 const unsigned long ANGLE_PRINT_EVERY_MS = 500; // imprime cada 0.5s mientras corre rutina
105
106 // ----- Utilidad para imprimir a Serial y BT -----
107 void printBoth(const String &msg) {
108     Serial.println(msg);
109     Serial1.println(msg);
110 }
111
112 // ----- Lectura no bloqueante de comandos -----
113 bool readLine(Stream &s, String &out) {
114     static String bufUSB = "";
115     static String bufBT = "";
116
117     String *buf = (&s == &Serial) ? &bufUSB : &bufBT;
118
119     while (s.available()) {
120         char c = (char)s.read();
121         if (c == '\r') continue;
122         if (c == '\n') {
123             out = *buf;
124             buf->remove(0);
125             out.trim();
126             out.toUpperCase();
127             return out.length() > 0;
128         } else {
129             *buf += c;
130             if (buf->length() > 64) buf->remove(0);
131         }
132     }
133     return false;
134 }
135
136 // ===== BTS7960 (1..3) =====
137 void extend1(int sp){ sp=constrain(sp,0,255); analogWrite(LPWM1,0); analogWrite(RPWM1,sp); }
138 void retract1(int sp){ sp=constrain(sp,0,255); analogWrite(RPWM1,0); analogWrite(LPWM1,sp); }
139 void stop1(){ analogWrite(RPWM1,0); analogWrite(LPWM1,0); }
140
141 void extend2(int sp){ sp=constrain(sp,0,255); analogWrite(LPWM2,0); analogWrite(RPWM2,sp); }
142 void retract2(int sp){ sp=constrain(sp,0,255); analogWrite(RPWM2,0); analogWrite(LPWM2,sp); }
143 void stop2(){ analogWrite(RPWM2,0); analogWrite(LPWM2,0); }
144
145 void extend3(int sp){ sp=constrain(sp,0,255); analogWrite(LPWM3,0); analogWrite(RPWM3,sp); }
146 void retract3(int sp){ sp=constrain(sp,0,255); analogWrite(RPWM3,0); analogWrite(LPWM3,sp); }
147 void stop3(){ analogWrite(RPWM3,0); analogWrite(LPWM3,0); }
148
149 // ===== L298N (4..5) =====
150 void extend4(int sp){
151     sp=constrain(sp,0,255);
152     digitalWrite(IN1_4, HIGH);

```

```

153 digitalWrite(IN2_4, LOW);
154 analogWrite(ENA4, sp);
155 }
156 void retract4(int sp){
157     sp=constrain(sp,0,255);
158     digitalWrite(IN1_4, LOW);
159     digitalWrite(IN2_4, HIGH);
160     analogWrite(ENA4, sp);
161 }
162 void stop4(){
163     analogWrite(ENA4, 0);
164     digitalWrite(IN1_4, LOW);
165     digitalWrite(IN2_4, LOW);
166 }
167
168 void extend5(int sp){
169     sp=constrain(sp,0,255);
170     digitalWrite(IN1_5, HIGH);
171     digitalWrite(IN2_5, LOW);
172     analogWrite(ENA5, sp);
173 }
174 void retract5(int sp){
175     sp=constrain(sp,0,255);
176     digitalWrite(IN1_5, LOW);
177     digitalWrite(IN2_5, HIGH);
178     analogWrite(ENA5, sp);
179 }
180 void stop5(){
181     analogWrite(ENA5, 0);
182     digitalWrite(IN1_5, LOW);
183     digitalWrite(IN2_5, LOW);
184 }
185
186 // ===== Genericas =====
187 void extendMotor(int m, int sp){
188     if (m==1) extend1(sp);
189     else if (m==2) extend2(sp);
190     else if (m==3) extend3(sp);
191     else if (m==4) extend4(sp);
192     else if (m==5) extend5(sp);
193 }
194 void retractMotor(int m, int sp){
195     if (m==1) retract1(sp);
196     else if (m==2) retract2(sp);
197     else if (m==3) retract3(sp);
198     else if (m==4) retract4(sp);
199     else if (m==5) retract5(sp);
200 }
201 void stopMotor(int m){
202     if (m==1) stop1();
203     else if (m==2) stop2();
204     else if (m==3) stop3();

```

```

205     else if (m==4) stop4();
206     else if (m==5) stop5();
207 }
208
209 void extendAll(int sp){ extend1(sp); extend2(sp); extend3(sp); extend4(sp); extend5(sp); }
210 void retractAll(int sp){ retract1(sp); retract2(sp); retract3(sp); retract4(sp); retract5(sp);
    }
211 void stopAll(){ stop1(); stop2(); stop3(); stop4(); stop5(); }
212
213 void extendAllWithoutThumb(int sp){ extend1(sp); extend2(sp); extend3(sp); extend4(sp); }
214 void retractAllWithoutThumb(int sp){ retract1(sp); retract2(sp); retract3(sp); retract4(sp); }
215 void stopAllWithoutThumb(){ stop1(); stop2(); stop3(); stop4(); }
216
217 // =====
218 // ===== MPU6050 HELPERS =====
219 // =====
220 void mpuWrite(uint8_t reg, uint8_t val){
221     Wire.beginTransaction(MPU_ADDR);
222     Wire.write(reg);
223     Wire.write(val);
224     Wire.endTransmission();
225 }
226
227 int16_t mpuRead16(uint8_t reg){
228     Wire.beginTransaction(MPU_ADDR);
229     Wire.write(reg);
230     Wire.endTransmission(false);
231     Wire.requestFrom(MPU_ADDR, (uint8_t)2);
232     int16_t v = ((int16_t)Wire.read() << 8) | Wire.read();
233     return v;
234 }
235
236 bool mpuInit(){
237     Wire.begin();
238     Wire.setClock(400000);
239
240     // Wake up (PWR_MGMT_1 = 0)
241     mpuWrite(0x6B, 0x00);
242     delay(50);
243
244     // Gyro config: +-250 dps (GYRO_CONFIG = 0)
245     mpuWrite(0x1B, 0x00);
246
247     // Accel config: +-2g (ACCEL_CONFIG = 0) (no lo usamos pero lo dejamos)
248     mpuWrite(0x1C, 0x00);
249
250     // Prueba simple: leer WHO_AM_I (0x75) deberia ser 0x68
251     Wire.beginTransaction(MPU_ADDR);
252     Wire.write(0x75);
253     if (Wire.endTransmission(false) != 0) return false;
254     Wire.requestFrom(MPU_ADDR, (uint8_t)1);
255     if (!Wire.available()) return false;

```

```

256 uint8_t who = Wire.read();
257 return (who == 0x68);
258 }
259
260 float readGyroRateDps(){
261     // Registros gyro: 0x43..0x48 (X,Y,Z)
262     int16_t raw = 0;
263     if (GYRO_AXIS == 'X') raw = mpuRead16(0x43);
264     else if (GYRO_AXIS == 'Y') raw = mpuRead16(0x45);
265     else raw = mpuRead16(0x47);
266
267     float dps = (float)raw / GYRO_LSB_PER_DPS;
268     if (INVERT_GYRO_SIGN) dps = -dps;
269     return dps;
270 }
271
272 void startAngleSession(const String &label){
273     stopAll(); // importante: quieto para calibrar bias
274     printBoth(">> MPU: Calibrando bias (1s quieto)... " + label);
275
276     const unsigned long t0 = millis();
277     float sum = 0.0f;
278     int n = 0;
279
280     while (millis() - t0 < 1000) { // 1 segundo
281         sum += readGyroRateDps();
282         n++;
283         delay(5);
284     }
285     gyroBiasDps = (n > 0) ? (sum / n) : 0.0f;
286
287     angleDeg = 0.0f;
288     angleMax = -999999.0f;
289     angleMin = 999999.0f;
290
291     sessionActive = true;
292     lastGyroMs = millis();
293     lastPrintMs = 0;
294
295     printBoth(">> MPU: Bias=" + String(gyroBiasDps, 3) + " dps. Sesion iniciada.");
296 }
297
298 void endAngleSession(){
299     if (!sessionActive) return;
300     sessionActive = false;
301
302     float recorrido = angleMax - angleMin;
303     printBoth("=== SESION FINALIZADA (MPU) ===");
304     printBoth("Angulo MAX: " + String(angleMax, 1) + " deg");
305     printBoth("Angulo MIN: " + String(angleMin, 1) + " deg");
306     printBoth("Recorrido : " + String(recorrido, 1) + " deg");
307     printBoth("=====");

```

```

308 }
309
310 void tickAngleEstimator(){
311     if (!sessionActive) return;
312
313     unsigned long now = millis();
314     unsigned long dtMs = now - lastGyroMs;
315     if (dtMs < 5) return; // evita integraciones muy rapidas
316     lastGyroMs = now;
317
318     float dt = dtMs / 1000.0f;
319     float rate = readGyroRateDps() - gyroBiasDps; // dps
320     angleDeg += rate * dt;
321
322     if (angleDeg > angleMax) angleMax = angleDeg;
323     if (angleDeg < angleMin) angleMin = angleDeg;
324
325     if (now - lastPrintMs >= ANGLE_PRINT_EVERY_MS) {
326         lastPrintMs = now;
327         float rec = angleMax - angleMin;
328         printBoth("MPU ang=" + String(angleDeg,1) + " deg | max=" + String(angleMax,1) +
329                 " | min=" + String(angleMin,1) + " | rec=" + String(rec,1));
330     }
331 }
332
333 // =====
334 // ===== MAQUINAS DE ESTADO =====
335 // =====
336
337 // ===== TICK: AUTO infinito paralelo (PULGAR ADELANTADO) =====
338 void tickAUTO(){
339     unsigned long now = millis();
340
341     switch(stepAUTO){
342
343     case 0: // pulgar primero
344         extend5(velocidad);
345         lastTime = now;
346         stepAUTO = 1;
347         break;
348
349     case 1: // luego dedos 1..4
350         if(now - lastTime >= T_PULGAR_ADELANTO_MS){
351             extendAllWithoutThumb(velocidad);
352             lastTime = now;
353             stepAUTO = 2;
354         }
355         break;
356
357     case 2: // mantener ext de 1..4
358         if(now - lastTime >= T_EXT_MS){
359             stopAllWithoutThumb();

```

```

360     lastTime = now;
361     stepAUTO = 3;
362 }
363 break;
364
365 case 3: // pulgar un poco mas y detener
366     if(now - lastTime >= T_PULGAR_ADELANTO_MS){
367         stop5();
368         lastTime = now;
369         stepAUTO = 4;
370     }
371     break;
372
373 case 4: // pausa
374     if(now - lastTime >= T_PAUSA_MS){
375         retractAll(velocidad);
376         lastTime = now;
377         stepAUTO = 5;
378     }
379     break;
380
381 case 5: // mantener ret
382     if(now - lastTime >= T_RET_MS){
383         stopAll();
384         lastTime = now;
385         stepAUTO = 6;
386     }
387     break;
388
389 case 6: // pausa y repetir
390     if(now - lastTime >= T_PAUSA_MS){
391         stepAUTO = 0;
392     }
393     break;
394 }
395 }
396
397 // ===== TICK: AUTOSEQ infinito secuencial =====
398 void tickAUTOSEQ(){
399     unsigned long now = millis();
400     switch(stepSEQ){
401         case 0: extendMotor(motorSEQ, velocidad); lastTime=now; stepSEQ=1; break;
402         case 1: if(now-lastTime>=T_EXT_MS){ stopMotor(motorSEQ); lastTime=now; stepSEQ=2; } break;
403         case 2: if(now-lastTime>=T_PAUSA_MS){ retractMotor(motorSEQ, velocidad); lastTime=now;
404                 stepSEQ=3; } break;
405         case 3: if(now-lastTime>=T_RET_MS){ stopMotor(motorSEQ); lastTime=now; stepSEQ=4; } break;
406         case 4:
407             if(now-lastTime>=T_PAUSA_MS){
408                 motorSEQ++;
409                 if(motorSEQ>5) motorSEQ=1;
410                 stepSEQ=0;
411             }

```

```

411     break;
412 }
413 }
414
415 // ===== TICK: BUCLE# (N ciclos, descanso 3s, repetir hasta STOP)
416 // =====
417 void tickBUCLE(){
418     unsigned long now = millis();
419
420     switch(stepBUCLE){
421     case 0:
422         bucleCountDone = 0;
423         stepAUTO = 0;
424         stepBUCLE = 1;
425         break;
426
427     case 1:
428         switch(stepAUTO){
429         case 0: extendAll(velocidad); lastTime=now; stepAUTO=1; break;
430         case 1: if(now-lastTime>=T_EXT_MS){ stopAll(); lastTime=now; stepAUTO=2; } break;
431         case 2: if(now-lastTime>=T_PAUSA_MS){ retractAll(velocidad); lastTime=now; stepAUTO=3;
432             } break;
433         case 3: if(now-lastTime>=T_RET_MS){ stopAll(); lastTime=now; stepAUTO=4; } break;
434         case 4:
435             if(now-lastTime>=T_PAUSA_MS){
436                 bucleCountDone++;
437                 if(bucleCountDone >= bucleCountTarget){
438                     stopAll();
439                     lastTime = now;
440                     stepBUCLE = 2;
441                 } else {
442                     stepAUTO = 0;
443                 }
444             }
445             break;
446
447     case 2:
448         if(now - lastTime >= T_DESCANSO_MS){
449             stepBUCLE = 0;
450         }
451         break;
452     }
453 }
454
455 // =====
456 // ===== COMANDOS =====
457 // =====
458 void stopAllModesAndSession(){
459     mode = MODE_IDLE;
460     stepAUTO = 0;

```

```

461 stepSEQ = 0;
462 motorSEQ = 1;
463 stepBUCLE = 0;
464 bucleCountTarget = 0;
465 bucleCountDone = 0;
466 stopAll();
467 endAngleSession();
468 }
469
470 void handleCommand(const String &cmd){
471     if(cmd.length()==0) return;
472
473     // Velocidad
474     if(cmd.startsWith("V")){
475         velocidad = constrain(cmd.substring(1).toInt(), 0, 255);
476         printBoth(">> Velocidad PWM = " + String(velocidad));
477         return;
478     }
479
480     // STOP general
481     if(cmd=="STOP"){
482         stopAllModesAndSession();
483         printBoth(">> STOP GENERAL (modos cancelados)");
484         return;
485     }
486
487     // BUCLE#
488     if(cmd.startsWith("BUCLE")){
489         int n = cmd.substring(5).toInt();
490         if(n<=0){
491             printBoth("ERROR: usa BUCLE# (ej: BUCLE5)");
492             return;
493         }
494         stopAllModesAndSession();
495         bucleCountTarget = n;
496         stepBUCLE = 0;
497         stepAUTO = 0;
498         lastTime = millis();
499         mode = MODE_BUCLE;
500         startAngleSession("BUCLE" + String(n));
501
502         printBoth(">> BUCLE" + String(n) + ": N ciclos + descanso 3s, repetir hasta STOP");
503         return;
504     }
505
506     // AUTO
507     if(cmd=="AUTO"){
508         stopAllModesAndSession();
509         mode = MODE_AUTO;
510         stepAUTO = 0;
511         lastTime = millis();
512         startAngleSession("AUTO");

```

```

513     printBoth(">> AUTO EN BUCLE (pulgar primero) hasta STOP");
514     return;
515 }
516
517 // AUTOSEQ
518 if(cmd=="AUTOSEQ"){
519     stopAllModesAndSession();
520     mode = MODE_AUTOSEQ;
521     stepSEQ = 0;
522     motorSEQ = 1;
523     lastTime = millis();
524     startAngleSession("AUTOSEQ");
525     printBoth(">> AUTOSEQ EN BUCLE 1->2->3->4->5 hasta STOP");
526     return;
527 }
528
529 // Manual cancela modos + sesion
530 if(cmd=="EXT"){ stopAllModesAndSession(); extendAll(velocidad); printBoth(">> EXT todos");
531     return; }
532 if(cmd=="RET"){ stopAllModesAndSession(); retractAll(velocidad); printBoth(">> RET todos");
533     return; }
534
535 if(cmd=="EXT1"){ stopAllModesAndSession(); extend1(velocidad); printBoth(">> EXT1"); return;
536     }
537 if(cmd=="RET1"){ stopAllModesAndSession(); retract1(velocidad); printBoth(">> RET1");
538     return; }
539 if(cmd=="STOP1"){ stop1(); printBoth(">> STOP1"); return; }
540
541 if(cmd=="EXT2"){ stopAllModesAndSession(); extend2(velocidad); printBoth(">> EXT2"); return;
542     }
543 if(cmd=="RET2"){ stopAllModesAndSession(); retract2(velocidad); printBoth(">> RET2");
544     return; }
545 if(cmd=="STOP2"){ stop2(); printBoth(">> STOP2"); return; }
546
547 if(cmd=="EXT3"){ stopAllModesAndSession(); extend3(velocidad); printBoth(">> EXT3"); return;
548     }
549 if(cmd=="RET3"){ stopAllModesAndSession(); retract3(velocidad); printBoth(">> RET3");
550     return; }
551 if(cmd=="STOP3"){ stop3(); printBoth(">> STOP3"); return; }
552
553 if(cmd=="EXT4"){ stopAllModesAndSession(); extend4(velocidad); printBoth(">> EXT4"); return;
554     }
555 if(cmd=="RET4"){ stopAllModesAndSession(); retract4(velocidad); printBoth(">> RET4");
556     return; }
557 if(cmd=="STOP4"){ stop4(); printBoth(">> STOP4"); return; }
558
559 if(cmd=="EXT5"){ stopAllModesAndSession(); extend5(velocidad); printBoth(">> EXT5"); return;
560     }
561 if(cmd=="RET5"){ stopAllModesAndSession(); retract5(velocidad); printBoth(">> RET5");
562     return; }
563 if(cmd=="STOP5"){ stop5(); printBoth(">> STOP5"); return; }

```

```

553 printBoth("Comando no reconocido: " + cmd);
554 }
555
556 // =====
557 // ===== SETUP/LOOP =====
558 // =====
559 void setup() {
560     // Motores BTS7960 1..3
561     pinMode(RPWM1, OUTPUT); pinMode(LPWM1, OUTPUT); pinMode(REN1, OUTPUT); pinMode(LEN1, OUTPUT);
562     pinMode(RPWM2, OUTPUT); pinMode(LPWM2, OUTPUT); pinMode(REN2, OUTPUT); pinMode(LEN2, OUTPUT);
563     pinMode(RPWM3, OUTPUT); pinMode(LPWM3, OUTPUT); pinMode(REN3, OUTPUT); pinMode(LEN3, OUTPUT);
564
565     digitalWrite(REN1, HIGH); digitalWrite(LEN1, HIGH);
566     digitalWrite(REN2, HIGH); digitalWrite(LEN2, HIGH);
567     digitalWrite(REN3, HIGH); digitalWrite(LEN3, HIGH);
568
569     // L298N 4..5
570     pinMode(ENA4, OUTPUT); pinMode(IN1_4, OUTPUT); pinMode(IN2_4, OUTPUT);
571     pinMode(ENA5, OUTPUT); pinMode(IN1_5, OUTPUT); pinMode(IN2_5, OUTPUT);
572
573     stopAll();
574
575     Serial.begin(9600);
576     Serial1.begin(9600); // HC-05 en RX1/TX1
577     delay(300);
578
579     printBoth("=== MEGA + HC-05 | 3x BTS7960 + 2x L298N ===");
580     printBoth("EXT=3000ms, RET=3000ms, Pulgar adelanto=" + String(T_PULGAR_ADELANTO_MS) + "ms");
581     printBoth("Comandos: V###, AUTO, AUTOSEQ, BUCLE#, STOP, EXT/RET, EXTn/RETn/STOPn");
582
583     // MPU
584     bool ok = mpuInit();
585     if(ok){
586         printBoth("MPU6050 OK (I2C). Eje usado: GYRO " + String(GYRO_AXIS));
587         printBoth("Durante rutinas veras: MPU ang/max/min/rec cada 0.5s. STOP imprime resumen.");
588     } else {
589         printBoth("ERROR: MPU6050 NO detectado. Revisa SDA/SCL/Alimentacion (addr 0x68).");
590     }
591 }
592
593 void loop() {
594     // Leer comandos por USB y por Bluetooth
595     String cmd;
596     if (readLine(Serial, cmd)) handleCommand(cmd);
597     if (readLine(Serial1, cmd)) handleCommand(cmd);
598
599     // Ejecutar modo en bucle (no bloqueante)
600     if (mode == MODE_AUTO) tickAUTO();
601     else if (mode == MODE_AUTOSEQ) tickAUTOSEQ();
602     else if (mode == MODE_BUCLE) tickBUCLE();
603
604     // Actualizar estimacion de angulo si hay sesion activa

```

```

605 tickAngleEstimator();
606 }

```

Listing 1. Elaborado por autores. Código de programación para funcionamiento del exoesqueleto

XII-B. Planos

Planos de las piezas diseñadas en Solidworks:

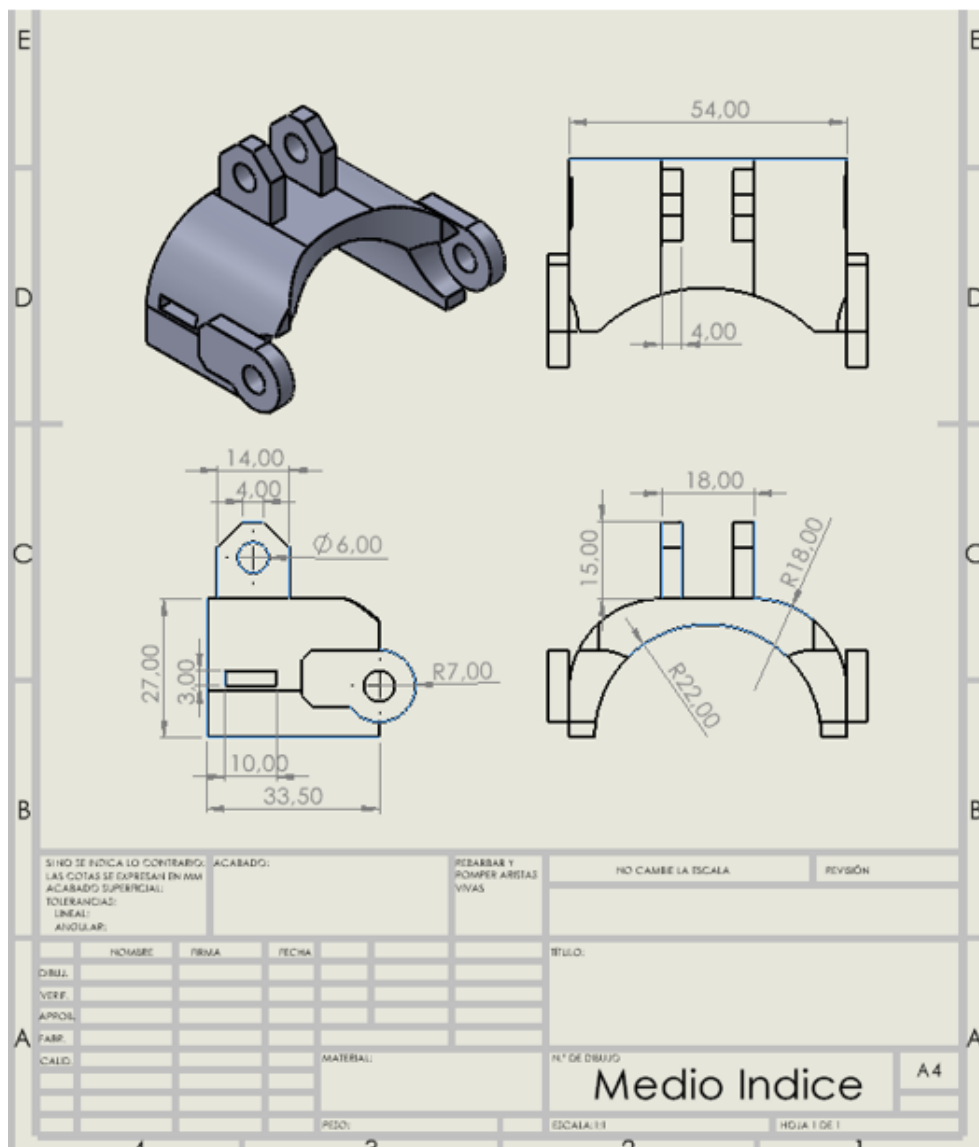


Figura 30. Plano de la pieza Medio Índice. Elaborado por autores

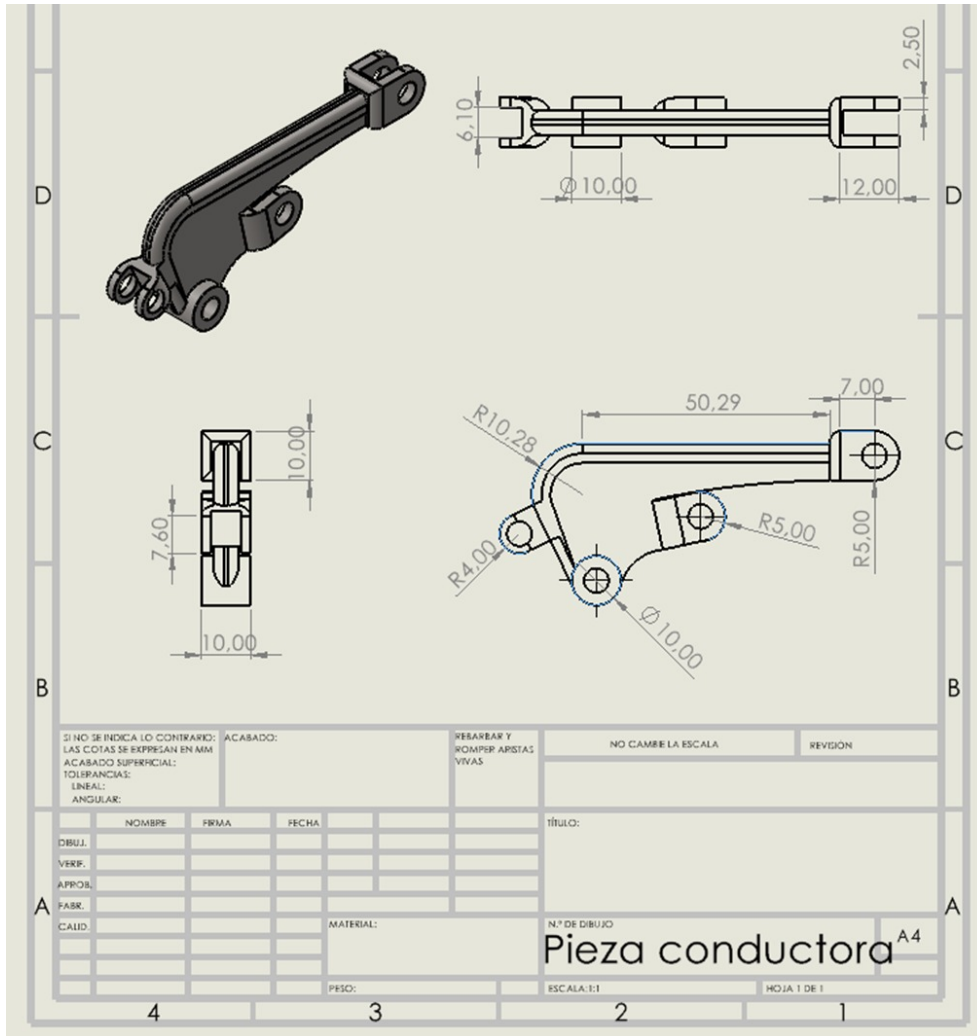


Figura 31. Plano de la pieza conductora. Elaborado por autores

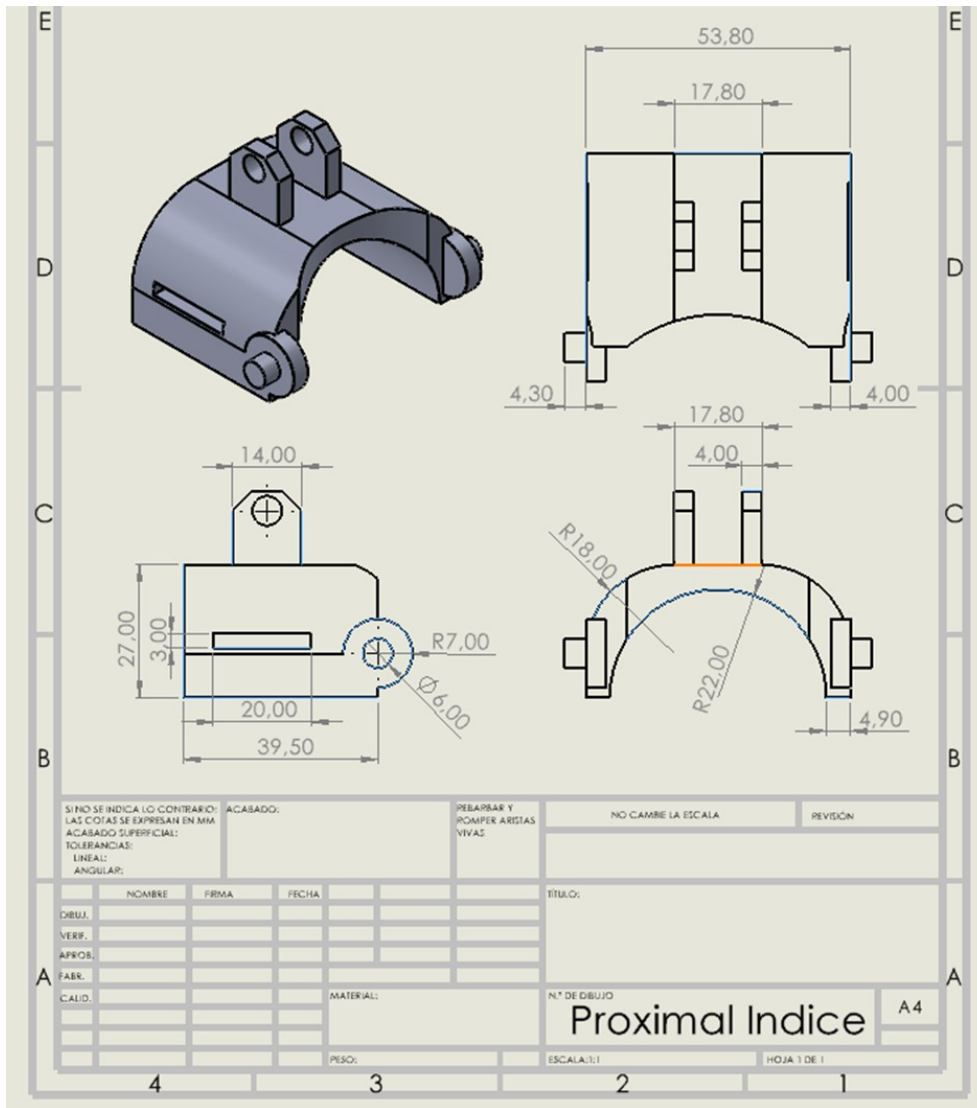


Figura 32. Plano de la pieza proximal Indice. Elaborado por autores

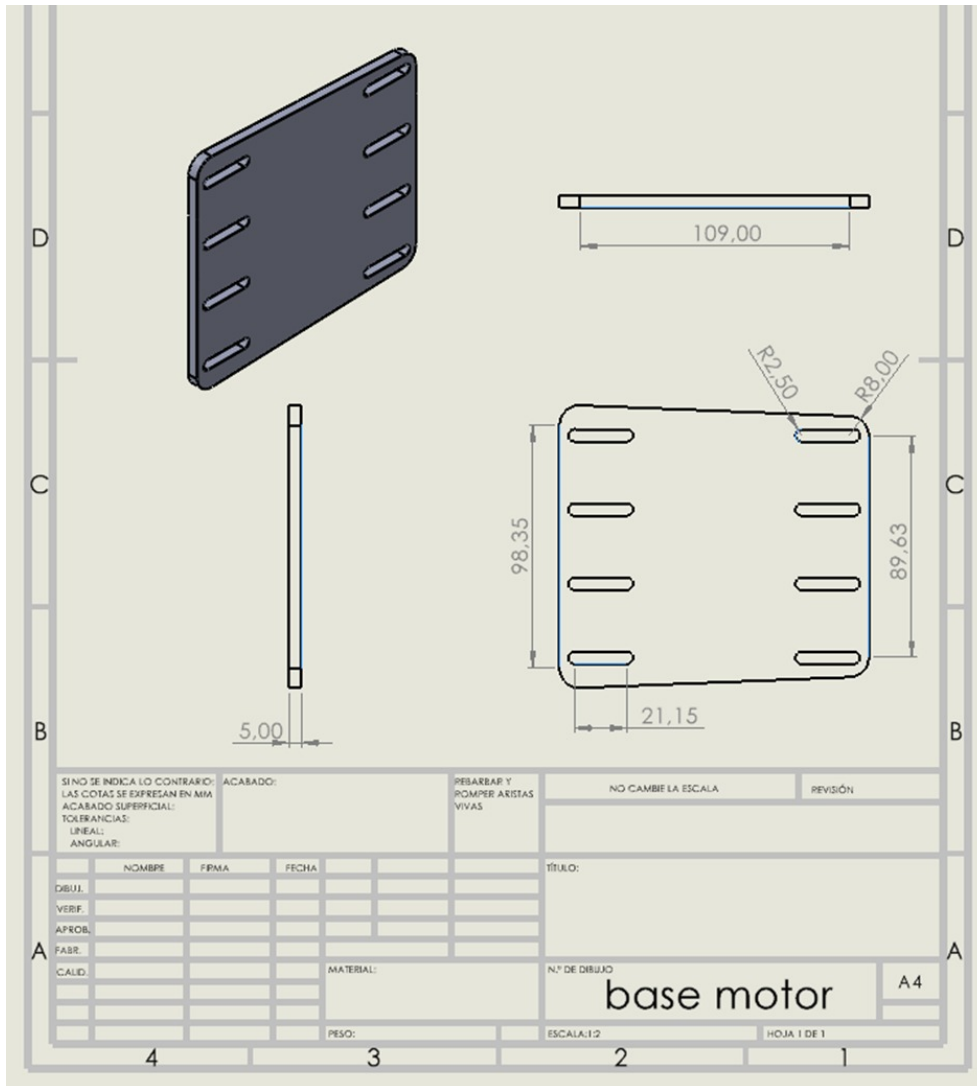


Figura 33. Plano de la pieza Base de Motor. Elaborado por autores



Figura 34. Plano de la pieza Arco para dedo pulgar. Elaborado por autores



Figura 35. Plano de la pieza Arco 2 para dedo pulgar. Elaborado por autores

REFERENCIAS

- [1] K. D. Anderson, «Targeting Recovery: Priorities of the Spinal Cord-Injured Population,» *Journal of Neurotrauma*, vol. 21, n.º 10, págs. 1371-1383, 2004, Discusses the impact of cervical spinal cord injuries on upper limb function and independence.
- [2] R. I. C. Barahona y J. J. I. Vera, «Desarrollo de un prototipo de sistema muscular artificial basado en robótica suave para movimiento de flexión y extensión de falanges que actúan en el agarre palmar,» Tesis de grado, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador, 2025. dirección: <https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/29922>.
- [3] D. A. Q. García y X. A. S. Lindao, «Desarrollo de prototipo de mano robótica para manipulación de objetos livianos aplicando robótica suave,» Tesis de grado, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador, 2023. dirección: <https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/25777>.
- [4] W. H. Organization, *World Report on Disability*. World Health Organization, 2011, Highlights the impact of physical impairments on quality of life and the importance of support systems in rehabilitation.
- [5] F. Mawase, S. Bar-Haim, A. Karniel y P. L. Weiss, «Hand motor impairment can be reduced in chronic stroke,» *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 34, n.º 10, págs. 879-890, 2020, Examines therapeutic interventions showing that hand motor impairment can be reduced even in chronic stroke patients.
- [6] J. Iqbal, N. G. Tsagarakis y D. G. Caldwell, «Human hand exoskeleton for rehabilitation: toward a soft robotic solution,» 2019.
- [7] C.-Y. Hsu et al., «Feasibility and potential effects of robot-assisted passive PRoM exercises combined with conventional hand training in stroke patients,» 2022, Evaluates the integration of robot-assisted passive range-of-motion exercises with traditional rehabilitation for stroke patients.
- [8] M. Yin, Q. Li, Y. Guo y X. Zhang, «Hand motor function restoration using soft wearable exoskeletons in spinal cord injury patients,» 2020.
- [9] X. Lu, H. Wei, J. Li y Q. Wu, «Restoration of motor function in spinal cord injury patients using assistive robotic devices,» 2020.
- [10] A. Hussain, A. Saleem y M. Imran, «Home-based hand rehabilitation using smart wearables: feasibility study,» 2023.
- [11] S. Kim, J. Choi y M. Park, «Soft robotic glove for hand rehabilitation in spinal cord injury patients,» 2021.
- [12] C. Vanoglio, F. Maggioni y L. Ferrarin, «Efficacy of robotic training for hand function in spinal cord injury,» 2019.
- [13] H. K. Yap, J. H. Lim y C. H. Yap, «Design and evaluation of a soft robotic glove for hand function assistance,» 2019.
- [14] J. Iqbal, D. G. Caldwell y N. G. Tsagarakis, «Soft wearable robotics for assisting hand function,» 2021.
- [15] Q. H. Pham, D. T. Nguyen y P. T. Nguyen, «Smart glove for hand rehabilitation using soft actuators,» 2021.
- [16] J. P. Ngeo, K. Y. C. Harun y C. T. See, «Sensor-based control interface for wearable hand exoskeletons,» 2020.
- [17] D. Popescu, I. Păcurar y C. Ionescu, «Control strategies in robotic rehabilitation of hand function,» 2022.
- [18] G. Salvietti, C. Rosati y D. Prattichizzo, «A synergy-based robotic glove for hand rehabilitation,» 2020.
- [19] M. Xiloyannis, D. Farina y R. Riener, «Wearable exoskeletons for neurorehabilitation: a review of current technologies,» 2020.

- [20] D. X. Cifu, *Braddom's Physical Medicine and Rehabilitation*, 7th. Elsevier, 2017, Comprehensive reference on physical medicine and rehabilitation principles and practices.
- [21] L. A. A. López, «Biomecánica y patrones funcionales de la mano,» *Morfología*, vol. 4, n.º 1, págs. 14-24, 2012.
- [22] P. G. Batista, A. F. Vieira y P. D. Gaspar, «Robotic Prostheses and Neuromuscular Interfaces: A Review of Design and Technological Trends,» *Machines*, vol. 13, n.º 9, pág. 804, 2025. DOI: 10.3390/machines13090804.
- [23] M. J. García, P. Garzón y J. García-Galán, «Computational thinking and programming with Arduino in education,» *Education Sciences (MDPI)*, vol. 13, n.º 2, pág. 134, 2023. DOI: 10.3390/educsci13020134.
- [24] Programar Fácil, «Arduino Mega 2560: características, especificaciones y usos,» Spanish, *Programar Fácil*, n.d. Artículo web. dirección: <https://programarfácil.com/blog/arduino-blog/arduino-mega-2560/>.
- [25] M. M. AG, *Servomotor Basics: Operating Principles and Applications*, Accessed: 14-Feb-2026, Switzerland, 2021. dirección: https://www.maxongroup.com/medias/sys_master/root/h61/h50/8813748501150/servo-motors-basics.pdf.
- [26] I. T. AG, *BTS7960 High Current Half-Bridge Datasheet*, Accessed: 14-Feb-2026, Germany, 2019. dirección: https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-BTS7960-DS-v01_00-EN.pdf.
- [27] InvenSense Inc., *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification*, Six-Axis (Gyro + Accelerometer) MEMS MotionTracking Devices, InvenSense, 2013.
- [28] T. Kösa y F. Karakuş, «The effects of computer-aided design software on engineering students' spatial visualisation skills,» *European Journal of Engineering Education*, vol. 43, n.º 2, págs. 296-308, 2018. DOI: 10.1080/03043797.2017.1367731.
- [29] D. Jovanović y V. Jovanović, «The SolidWorks design software in a teaching and workshop mode for creating daily products,» en *Proceedings of the Conference on Mechanical Engineering Education*, Serbia: Faculty of Technical Sciences, 2023.
- [30] N. Shahrubudin, T. C. Lee y R. Ramlan, «An overview on 3D printing technology,» *Procedia Manufacturing*, vol. 35, págs. 1286-1296, 2019. DOI: 10.1016/j.promfg.2019.06.089.
- [31] S. F. Iftekar, A. Al-Furjan, L. Yang et al., «Advancements and limitations in 3D printing materials and their applications,» *Polymers*, vol. 15, n.º 9, pág. 2058, 2023. DOI: 10.3390/polym15092058.
- [32] X. Zhang e Y. Liu, «Additive manufacturing: A comprehensive review,» *Sensors (MDPI)*, vol. 24, n.º 9, pág. 2668, 2024. DOI: 10.3390/s24092668.
- [33] P. Bhasha y T. P. Kumar, «An IoT-based Blynk server application for infant monitoring alert system to detect crying and wetness of a baby,» en *Advances in Intelligent Systems and Computing*, India: Springer, 2021, págs. 55-65. DOI: 10.1007/978-981-15-3517-5_6.
- [34] J. J. Craig, *Introduction to Robotics: Mechanics and Control*, 3rd. Upper Saddle River, NJ, USA: Pearson Prentice Hall, 2005.
- [35] M. W. Spong, S. Hutchinson y M. Vidyasagar, *Robot Modeling and Control*. New York, NY, USA: John Wiley & Sons, 2006.
- [36] V. B. Semwal e Y. Gupta, «Determining Homogeneous Transformation Matrix from DH Parameter Table Using Deep Learning Techniques,» en *Selected Papers from the 4th International Conference on Machine Learning, Image Processing, Network Security and Data Sciences*, Artículo técnico sobre la obtención de matrices homogéneas a partir de parámetros de Denavit–Hartenberg mediante técnicas de aprendizaje profundo, 2023.

- [37] M. Sung e Y. Choi, «Algorithmic Modified Denavit–Hartenberg Modeling for Robotic Manipulators Using Line Geometry,» *Applied Sciences*, vol. 15, n.º 9, pág. 4999, 2025, Propone un modelado cinemático basado en parámetros DH modificados analizando relaciones geométricas de ejes y coordenadas.
- [38] C. R. Rocha, C. P. Tonetto y A. Dias, «A Comparison Between the Denavit–Hartenberg and the Screw-Based Methods Used in Kinematic Modeling of Robot Manipulators,» *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 2011, Comparación entre métodos de modelado cinemático DH y métodos basados en tornillos para manipuladores robóticos.
- [39] R. S. Hartenberg y J. Denavit, *Kinematic Synthesis of Linkages*. McGraw-Hill, 1964.
- [40] R. N. Jazar, *Theory of Applied Robotics: Kinematics, Dynamics, and Control*. Springer, 2010.
- [41] M. F. Ashby, «Materials selection in mechanical design,» 2011.
- [42] J. L. Meriam y L. G. Kraige, «Engineering mechanics: dynamics,» 2012.
- [43] R. Riener, L. Lünenburger y G. Colombo, «Human-centered robotics applied to gait training and rehabilitation,» 2006.
- [44] J. W. Creswell y J. D. Creswell, *Research Design: Qualitative, Quantitative, and Mixed Methods Approaches*. Estados Unidos: SAGE Publications, 2018.
- [45] G. Salvietti, C. Pacchierotti y D. Prattichizzo, «Wearable robotic systems for hand rehabilitation,» 2019.
- [46] M. Xiloyannis, D. Chiaradia y R. Riener, «Wearable exoskeletons for upper limb rehabilitation: A review,» 2019.
- [47] R. Isermann, *Mechatronic Systems: Fundamentals*. Reino Unido: Springer, 2008.
- [48] S. C. Cooper, M. H. Jones y A. D. Simpson, «Robotic devices for upper limb rehabilitation: A review of design and control principles,» 2018.
- [49] J. Iqbal, N. G. Tsagarakis y D. G. Caldwell, «Design of a wearable hand exoskeleton for rehabilitation,» 2013.