

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

TEMA:

"DESARROLLO DE UN EXOESQUELETO REHABILITADOR PASIVO DE UNA MANO PARA PERSONAS CON LESIONES CEREBROVASCULARES"

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

Línea de investigación: Salud y bienestar integral

AUTOR:

Armando Joel Realpe Chiles

DIRECTOR:

Msc. Fernando Vinicio Valencia Aguirre

Ibarra – Ecuador 2026

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
DIRECCIÓN DE BIBLIOTECA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO	
APELLIDOS Y NOMBRES:	Realpe Chiles Armando Joel

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Desarrollo de un exoesqueleto rehabilitador pasivo de una mano para personas con lesiones cerebrovasculares
AUTOR (ES):	Realpe Chiles Armando Joel
FECHA: DD/MM/AAAA	11/06/2026
SOLO PARA TRABAJOS DE GRADO	
PROGRAMA:	■ **PREGRADO** ☐ **POSGRADO**
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
DIRECTOR /ASESOR:	Msc. Fernando Vinicio Valencia Aguirre PhD. Brizeida Nohemi Gamez Aparicio

2. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 11 días del mes de junio de 2026

EL AUTOR:

Validar únicamente en FirmaEC.
Firmado electrónicamente por:
ARMANDO JOEL REALPE CHILES

.....

Nombre: Armando Joel Realpe Chiles

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

Ibarra, 11 de junio de 2026

Msc. Fernando Vinicio Valencia Aguirre

DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

CERTIFICA:

Haber revisado el presente informe final del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que se ajusta a las normas vigentes de la Universidad Técnica del Norte; en consecuencia, autorizo su presentación para los fines legales pertinentes.

Validar únicamente en FirmaEC.
Firmado electrónicamente por:
FERNANDO VINICIO VALENCIA AGUIRRE

(f)……

Msc. Fernando Vinicio Valencia Aguirre
C.C.: 1003188669

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

APROBACIÓN DEL COMITÉ CALIFICADOR

El Comité Calificado del trabajo de Integración Curricular "DESARROLLO DE UN EXOESQUELETO REHABILITADOR PASIVO DE UNA MANO PARA PERSONAS CON LESIONES CEREBROVASCULARES" elaborado por Armando Joel Realpe Chiles, previo a la obtención del título de INGENIERO EN MECATRÓNICA, aprueba el presente informe de investigación en nombre de la Universidad Técnica del Norte:

Validar únicamente en FirmaEC.
Firmado electrónicamente por:
FERNANDO VINICIO VALENCIA AGUIRRE

(f)……

Msc. Fernando Vinicio Valencia Aguirre
C.C.: 1003188669

Validar únicamente en FirmaEC.
Firmado electrónicamente por:
BRIZEIDA NOHEMI GAMEZ APARICIO

(f)……

PhD. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio
C.C.: 1758387383

DEDICATORIA

Quiero dedicar este trabajo principalmente a Dios por darme la fortaleza para superar los momentos difíciles y brindarme la oportunidad de alcanzar una de mis metas más importantes de la vida.

A mi padre, Armando Realpe, por ser un ejemplo de esfuerzo, responsabilidad y perseverancia, por apoyarme en toda mi formación académica, por enseñarme a trabajar con dedicación y por motivarme siempre a seguir adelante. Cada uno de sus consejos han fortalecido el carácter y personalidad que hoy tengo.

A mi madre Delia Chiles, por su amor incondicional, su paciencia y su apoyo constante. Gracias por estar presente y pendiente en cada paso de este camino, por animarme cuando más lo necesitaba y por confiar siempre en mí. Su cariño, comprensión y sacrificio han sido una fuente de inspiración para alcanzar este logro.

Mis padres son el pilar fundamental de todos mis logros y siempre se los dedicaré con orgullo, felicidad y gratitud inmensa.

Finalmente, me dedico este trabajo a mí mismo, por no rendirme ante las dificultades, por mantener la disciplina y el compromiso durante estos años de estudio, y por seguir adelante a pesar de los desafíos que se presentaron en el camino. Este logro representa el resultado del esfuerzo, la dedicación y la perseverancia invertidos para cumplir una meta que durante mucho tiempo fue un sueño y que no fue nada sencillo.

"Cada paso dado con esfuerzo y constancia acerca a la meta que un día parecía imposible, pero se llega al objetivo"

AGRADECIMIENTO

Expreso un inmenso agradecimiento a la Universidad Técnica del Norte por brindarme una adecuada formación académica y profesional como también facilitarme las instalaciones y recursos necesarios durante mi carrera universitaria

De la misma manera, agradezco a mis tutores de este trabajo, Msc. Fernando Valencia y PhD. Brizeida Gamez por los consejos, los conocimientos y los pilares fundamentales para llevar a cabo un proyecto exitoso. Agradezco toda la orientación tan profesional y amigable que me brindaron en cada etapa.

De la misma manera extiendo mi gratitud a cada uno de los docentes por compartir sus conocimientos y aportar a mi crecimiento como ingeniero.

Agradezco a mis amigos y compañeros de aula por todos los consejos y apoyo moral en toda mi etapa académica y personal.

RESUMEN

Se presenta el diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto rehabilitador pasivo para la mano, orientado a personas que sufren las consecuencias motoras de un accidente cerebrovascular (ACV). El exoesqueleto permite realizar movimientos de flexión y extensión en los dedos de manera pasiva, repetitiva y constante durante el tiempo determinado por el paciente o el fisioterapeuta. En el proceso de diseño se presentaron dos alternativas de solución, considerando las especificaciones técnicas de diseño y el funcionamiento esperado, lo que permitió hacer una comparación y seleccionar el diseño más viable y efectivo. Por otra parte, con la ayuda del software SolidWorks se realizó un análisis de elementos finitos con el objetivo de determinar los esfuerzos a los cuales estará sometido el prototipo durante el funcionamiento. De igual manera, se obtuvieron las diferentes trayectorias de los dedos principales, índice y pulgar, mediante programación en Python y el complemento MediaPipe para conseguir un movimiento natural. Asimismo, se realizaron cálculos necesarios de los componentes electrónicos que se utilizaron. La estructura ligera y resistente del exoesqueleto fue obtenida mediante impresión 3D con materiales ABS y PLA+. Un microcontrolador Arduino Nano es el cerebro de todo el funcionamiento del dispositivo. El dispositivo cuenta con un sistema de control mediante una aplicación Android, facilitando su uso. Finalmente, el resultado es un dispositivo portátil, paramétrico, ergonómico, liviano y funcional. El exoesqueleto permite realizar movimientos básicos de flexión y extensión a diferentes velocidades según el nivel de lesión; de esta manera, se obtiene una mejora en la rehabilitación de las personas con secuelas de un ACV en la mano.

Palabras clave: exoesqueleto, mano, ACV, flexión y extensión, MediaPipe, rehabilitación

ABSTRACT

The design and construction of a passive rehabilitative hand exoskeleton prototype, aimed at individuals suffering from the motor consequences of a stroke, is presented. The exoskeleton enables passive, repetitive, and constant flexion and extension finger movements for a duration determined by the patient or physical therapist. During the design process, two alternative solutions were proposed based on technical specifications and expected performance, allowing for a comparison to select the most viable and effective design. Furthermore, a finite element analysis (FEA) was conducted using SolidWorks software to determine the stresses the prototype will experience during operation. Similarly, the trajectories of the main digits—the index finger and thumb—were obtained through Python programming and the MediaPipe framework to achieve natural movement. Necessary calculations for the electronic components used were also performed. The lightweight and resilient structure of the exoskeleton was fabricated via 3D printing using ABS and PLA+ materials. An Arduino Nano microcontroller serves as the core of the device's operation. Additionally, the device features a control system managed through an Android application, facilitating ease of use. Ultimately, the result is a portable, parametric, ergonomic, lightweight, and functional device that allows basic flexion and extension movements at varying speeds depending on the severity of the injury, thereby improving rehabilitation for individuals with stroke-induced hand impairment.

Keywords: Exoskeleton, Hand, Stroke, Flexion and Extension, MediaPipe, Rehabilitation

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA ii
CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR iii
APROBACIÓN DEL COMITÉ CALIFICADOR iv
DEDICATORIA v
AGRADECIMIENTO vi
RESUMEN vii
ABSTRACT viii
ÍNDICE DE CONTENIDOS ix
ÍNDICE DE FIGURAS xii
ÍNDICE DE TABLAS xv
CAPÍTULO 1: EL PROBLEMA 1
1.1 Planteamiento del problema 1
1.2 Objetivos 3
1.2.1 General 3
1.2.2 Específicos 3
1.3 Alcance y delimitación 3
1.4 Justificación 4
CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO 6
2.1 Antecedentes 6
2.1.1 Exo Glove 6
2.1.2 HandSOME II 7
2.1.3 Assinton – Finger 7
2.1.4 ExPro 8
2.1.5 RELab tenoexo 9
2.1.6 Gloreha 10
2.1.7 HandEXOS 10
2.1.8 ExoHand Festo 11
2.1.9 IPARKO 12
2.1.10 Hand of Hope 13
2.2 Bases teóricas 13
2.2.1 Accidentes cerebrovasculares 14
2.2.1.1 Consecuencias de un ACV 14
2.2.1.2 Hemiplejia 15

2.2.1.3 Hemiparesia 16
2.3 Aspectos biomecánicos de la mano 17
2.3.1 Anatomía de la mano 17
2.3.1.1 Partes de la mano 17
2.3.1.2 Músculos 20
2.3.2 Fisiología de la mano 20
2.3.2.1 Movimientos de los dedos 21
2.3.2.2 Tipos de agarre 24
2.3.3 Antropometría de la mano 25
2.4 Proceso de rehabilitación de la mano 26
2.4.2 Terapia farmacológica 29
2.5 Métodos de adquisición de trayectoria de los movimientos de la mano 30
2.5.1 Videogrametría con marcadores 30
2.5.2 Sistema Vicon 30
CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO 32
3.1 Modelo de Investigación 32
3.2 Diseño de la Investigación 32
CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y ANÁLISIS 38
4.1 Especificaciones del sistema 38
4.2 Planteamiento de alternativas de solución 39
4.2.1 Primera alternativa de solución 40
4.2.2 Segunda alternativa de solución 41
4.3 Selección de la alternativa más adecuada 43
4.4 Selección de material 44
4.5 Sistemas de accionamiento giratorio 46
4.5.1 Selección de actuador 47
4.6 Trayectorias del dedo índice y pulgar de la mano 48
4.6.1 Trayectoria Natural 48
4.6.1.1 Dedo índice 49
4.6.1.2 Dedo pulgar 50
4.7 Características del diseño seleccionado 51
4.7.1 Caja de control electrónico 52
4.7.2 Módulo de soporte de antebrazo con sistema de vibración 53
4.7.3 Módulo elevador de la mano y sistema de accionamiento 55
4.7.3.1 Sistema de elevación y soporte de la mano 57

4.7.3.2 Sistema de ajuste longitudinal de la mano 57
4.7.4 Sistema de transmisión mediante sistema de bielas y barras 58
4.7.4.1 Configuración del sistema de bielas 59
4.7.4.2 Sistema de dedales y sujeción del dedo 59
4.7.4.3 Funcionamiento del sistema de transmisión 60
4.8 Análisis de elementos finitos (FAE) de las barras del sistema de movimiento 61
4.8.1 Análisis estático Barra Engranaje (1) 62
4.8.2 Análisis estático Biela (2) 64
4.8.3 Análisis estático Eslabón 1 (3) 65
4.8.4 Análisis estático Agarre 1 (4) 66
4.8.5 Análisis estático Dedal (5) 67
4.9 Elementos electrónicos del sistema 68
4.9.1 Microcontrolador Arduino Nano 69
4.9.2 Módulo Bluetooth HC-05 69
4.9.3 Servomotor MG90S 69
4.9.3.1 Cálculos matemáticos para accionamiento de dedo pulgar 70
4.9.4 Servomotor de alto torque DS3230 71
4.9.4.1 Cálculos matemáticos 72
4.9.5 Fuente de alimentación conmutada de 5 V 10 A 73
4.10 Diseño electrónico 74
4.10.1 Programación 75
4.10.2 Interfaz gráfica de control 77
4.11 Construcción del prototipo 79
4.12 Pruebas de funcionamiento 88
4.13 Resultados criterios de estudio y evaluación del dispositivo 90
CONCLUSIONES 92
RECOMENDACIONES 94
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 95
ANEXOS 98

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 2. 1 Modelo robótico de guante Exo-GLovy Poly II [9] 6
Fig. 2. 2 Exoesqueleto HandSOME II [10] 7
Fig. 2. 3 Movimientos del Assiston Finger: (a) Extensión y (b) Flexión [11] 8
Fig. 2. 4 Exoesqueleto de rehabilitación ExPro [12] 9
Fig. 2. 5 Modelo RELab tenoexo [13] 9
Fig. 2. 6 Guante robótico de rehabilitación de articulaciones de la mano Gloreha [15] 10
Fig. 2. 7 Exoesqueleto de dedo índice HandEXOS [16] 11
Fig. 2. 8 Guante con sistema robótico ExoHand Festo [17] 12
Fig. 2. 9 IPARKO modelo de rehabilitación de dedos [18] 12
Fig. 2. 10 Dispositivo para rehabilitación de mano Hand of Hope 13
Fig. 2. 11 Tipos de ACV: a) ACV isquémico, y b) ACV hemorrágico [20] 14
Fig. 2. 12 Zonas afectadas por hemiplejía [5] 16
Fig. 2. 13 Porcentajes de daño por hemiparesia 17
Fig. 2. 15 Huesos del carpo 18
Fig. 2. 16 Parte del metacarpo 19
Fig. 2. 17 Falanges de la mano 19
Fig. 2. 18 Articulaciones de los dedos 21
Fig. 2. 19 Rango de Movimiento con respecto a la MCP [25] 22
Fig. 2. 20 Rango de flexión IFP [25] 22
Fig. 2. 21 Rango de flexión - extensión en la IFP [25] 23
Fig. 2. 22 Movimiento de oposición del pulgar [24] 23
Fig. 2. 23 Ángulos de abducción – aducción 24
Fig. 2. 24 Tipos de agarre de la mano: (a) Gancho, (b) Precisión, (c) Cilíndrico, (d) lateral, (e) esférico, y (f) Palmar 25
Fig. 2. 25 Medición de la mano 26
Fig. 2. 26 Rehabilitación activa de los dedos de la mano [29] 27
Fig. 2. 27 Rehabilitación pasiva de los dedos de la mano: a) Exoesqueleto Glovy Poly II y b) Rehabilitación con asistencia de fisioterapeuta 28
Fig. 2. 28 Pinza: Ejercicio de motricidad fina 28
Fig. 2. 29 Rehabilitación mediante motricidad gruesa 29

Fig. 2. 30 Marcadores en la mano y dedos [33] 30
Fig. 2. 31 Trayectoria adquirida con el sistema Vicon [34] 31

Fig. 3. 1 Diagrama de flujo del desarrollo de exoesqueleto de mano 33

Fig. 4. 1 Alternativa de solución Nro.1: a) vista frontal, b) vista izquierda, c) vista superior, d) vista isométrica 40
Fig. 4. 2 Alternativa 2 42
Fig. 4. 3 Detección de puntos de la mano con Mediapipe Hands 49
Fig. 4. 4 Puntos de la trayectoria del dedo índice 49
Fig. 4. 5 Trayectoria del dedo índice 50
Fig. 4. 6 Puntos de la trayectoria del dedo pulgar 50
Fig. 4. 7 Trayectoria del dedo pulgar 51
Fig. 4. 8 *Modelo completo del exoesqueleto rehabilitador de mano* 51
Fig. 4. 9 Caja de Control Electrónico 52
Fig. 4. 10 Módulo de soporte de antebrazo con sistema de vibración 54
Fig. 4. 11 Módulo elevador de la mano y sistema de accionamiento 55
Fig. 4. 12 Sistema de engranajes 56
Fig. 4. 13 Base estructural del módulo elevador de la mano 58
Fig. 4. 14 Sistema de transmisión mediante bielas y dedales hacia los dedos 59
Fig. 4. 15 Diseño del dedal del exoesqueleto 60
Fig. 4. 16 Carga aplicada de 6,9 N en la mano 62
Fig. 4. 17 Análisis estático barra engranaje: (a) Esfuerzo von Mises, (b) Desplazamiento max - min y (c) Factor de seguridad 63
Fig. 4. 18 Análisis estático Biela: (a) Esfuerzo von Mises, (b) Desplazamiento max - min y (c) Factor de seguridad 64
Fig. 4. 19 Análisis estático Eslabón 1: (a) Esfuerzo von Mises, (b) Desplazamiento max - min y (c) Factor de seguridad 65
Fig. 4. 20 Análisis estático Agarre 1: (a) Esfuerzo von Mises, (b) Desplazamiento max - min y (c) Factor de seguridad 66
Fig. 4. 21 Análisis estático dedal: (a) Esfuerzo von Mises, (b) Desplazamiento max - min y (c) Factor de seguridad 68

Fig. 4. 22 Servo motor MG90S 70
Fig. 4. 23 Servo DS3230 30KG 72
Fig. 4. 24 Esquema de conexión del sistema electrónico del exoesqueleto 74
Fig. 4. 25 Diagrama de flujo de funcionamiento 76
Fig. 4. 26 Código de control del dispositivo 77
Fig. 4. 27 Diseño de la interfaz gráfica de control en MIT App Inventor 78
Fig. 4. 28 Levantamiento antropométrico de la mano en las personas 80
Fig. 4. 29 Diseño: a) Interfaz Aplicación b) Vista isométrica, c) Vista derecha, d) Vista superior, e)Vista frontal 85
Fig. 4. 30 Sistema electrónico ensamblada 87
Fig. 4. 31 Exoesqueleto ensamblado 88
Fig. 4. 32 Límite de extensión de los dedos 89
Fig. 4. 33 Límite de flexión de dedos 90

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2. 1 Características de las falanges de la mano 20
Tabla 2. 2 Clasificación de los tipos de agarre 25

Tabla 4. 1 Componentes solución Nro. 1 41
Tabla 4. 2 Componentes solución Nro. 2 42
Tabla 4. 3 Comparación de alternativas de solución al desarrollo del prototipo de exoesqueleto 43
Tabla 4. 4 Propiedades físicas y mecánicas del material PLA 45
Tabla 4. 5 Propiedades Físicas y Mecánicas del ABS 45
Tabla 4. 6 Comparación de actuadores rotacionales eléctricos 46
Tabla 4. 7 Comparación de accionamientos 47
Tabla 4. 8 Componentes de la caja de control 53
Tabla 4. 9 Componentes del módulo de soporte de antebrazo 54
Tabla 4. 10 Componentes del módulo elevador y sistema de ajuste longitudinal 55
Tabla 4. 11 Características de engranajes 56
Tabla 4. 12 Componentes del sistema de movimiento del exoesqueleto de rehabilitación. 60
Tabla 4. 13 Factor de seguridad de piezas 68
Tabla 4. 14 Especificaciones del servomotor MG90S 70
Tabla 4. 15 Especificaciones del servomotor DS3230 72
Tabla 4. 16 Medidas recopiladas del dedo meñique 81
Tabla 4. 17 Medidas recopilas de dedo anular 81
Tabla 4. 18 Medidas recopiladas dedo medio 82
Tabla 4. 19 Medidas recopiladas dedo índice 82
Tabla 4. 20 Medidas recopiladas dedo pulgar 83
Tabla 4. 21 Medida recopilada de la Palma 83
Tabla 4. 22 Resultado de criterios de estudio 91

CAPÍTULO 1: EL PROBLEMA

1.1 Planteamiento del problema

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), cerca del 16% de la población en el mundo presenta algún tipo de discapacidad. En las últimas décadas, los índices estadísticos reflejan un aumento de personas con discapacidad motriz, debido a varios factores como accidentes cerebrovasculares, traumatismos o agentes neurológicos [1]. Las personas que padecen una discapacidad motriz, al pasar el tiempo, pueden enfrentar muchos desafíos en la vida diaria, limitando la participación en la sociedad; por lo tanto, este suceso conlleva un impacto negativo en el estado emocional, la salud mental y el bienestar general de la persona [2].

En este contexto, los accidentes vasculares (ACV) representan una de las principales causas de muerte y discapacidad a nivel mundial, afectando a millones de personas cada año. El ACV es considerado como la segunda causa de muerte en el mundo; también, se ubica como el tercer factor contribuyente de discapacidad [3].

En el mundo, aproximadamente el 80% de las personas que tienen un ACV experimentan algún tipo de lesión en las extremidades superiores, y únicamente el 18% de aquellas obtiene una recuperación adecuada en un tiempo prolongado de 12 meses [3]. Según el Instituto Nacional de Estadística y Censos del Ecuador, en el año 2023 se registraron 2470 personas con algún tipo de lesión cerebrovascular [4].

Dos de las principales secuelas de un ACV son la hemiplejía y la hemiparesia. Se trata de un trastorno que afecta la movilidad completa o parcial a un lado del cuerpo, sea izquierdo o derecho. Las personas que padecen hemiplejía o hemiparesia presentan una elevada fatiga muscular, pérdida de coordinación en los movimientos y dificultad de agarrar objetos, teniendo complicaciones

severas para el desarrollo de las actividades cotidianas [5]. En Ecuador, el Consejo Nacional de Discapacidades (CONADIS) no muestra una base de datos de la estadística de personas que padezcan hemiplejía o hemiparesia, sin embargo, señala que, hasta enero del 2023, aproximadamente 221.000 personas cuentan con discapacidad física que involucra la parálisis parcial o total del movimiento del medio cuerpo [6].

De la extremidad superior del cuerpo humano, la mano es una de las partes fundamentales y con mayor frecuencia de uso en la vida cotidiana, siendo uno de los miembros con una alta incidencia de sufrir una lesión, daño o accidente, generando inmovilidad temporal o permanente de la misma. A nivel biomecánico, el comportamiento de la mano se rige por la integridad de la cadena cinética que comprende los huesos, músculos y articulaciones, desde la muñeca hasta las falanges distales [7]. Cualquier variación en esta cadena puede comprometer los patrones de movimiento, impactando en la funcionalidad de la mano para tareas de precisión y fuerza [2].

Cuando el paciente no puede llevar a cabo los movimientos por sí mismo, se emplea la rehabilitación pasiva. Se trata de una recuperación enfocada en los movimientos de las extremidades superiores o inferiores del paciente de manera repetitiva y constante. Los movimientos son realizados por un dispositivo o un fisioterapeuta, generando una fuerza independiente, es decir, sin la respectiva participación del paciente [8]. La rehabilitación pasiva es la más usada cuando la persona tiene una limitación y debilidad para desarrollar el movimiento autónomo.

En muchos de los casos, tanto de hemiplejía como de hemiparesia, es fundamental el uso de exoesqueletos para una rehabilitación pasiva, para mejorar, recuperar y fortalecer la extremidad superior del paciente. La disponibilidad de dispositivos rehabilitadores pasivos en Ecuador es muy

escasa, afectando a los profesionales de fisioterapia o afines, ya que estos dispositivos son herramientas para desarrollar adecuadamente terapias para la extremidad del miembro superior.

De acuerdo con lo anterior, la carrera de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte propone el desarrollo de un exoesqueleto enfocado a la rehabilitación pasiva de personas con hemiplejía o hemiparesia.

1.2 Objetivos

1.2.1 General

Desarrollar un exoesqueleto rehabilitador pasivo de una mano para personas con hemiplejía o hemiparesia.

1.2.2 Específicos

- Determinar los parámetros biomecánicos de la mano
- Diseñar un prototipo paramétrico para rehabilitación pasiva, basado en la antropometría de la mano
- Construir el prototipo de exoesqueleto rehabilitador de la mano.
- Validar el funcionamiento.

1.3 Alcance y delimitación

El presente proyecto tiene como propósito el diseño y construcción de un exoesqueleto rehabilitador pasivo de la mano para personas adultas, teniendo en cuenta los métodos y técnicas desarrolladas por los profesionales de rehabilitación. Para ello se inicia con el estudio de los parámetros biomecánicos y la descripción de las trayectorias funcionales de la mano haciendo énfasis en el movimiento prensil de la misma. Con base en lo anterior se diseña un prototipo ajustable de acuerdo con la antropometría del miembro, de un rango limitado de personas adultas

con la ayuda de programas de diseño. Igualmente, se emplean software de programación para el funcionamiento de los diferentes componentes electrónicos. Finalmente, se construye el prototipo y se realizan las respectivas pruebas de funcionamiento.

1.4 Justificación

El desarrollo de un exoesqueleto rehabilitador pasivo para miembro superior para personas con lesiones a consecuencia de un ACV se fundamenta en los siguientes ámbitos. En el aspecto económico, se pretende desarrollar un dispositivo rehabilitador pasivo de mano en el Ecuador, que sea accesible para los centros de rehabilitación, consultorios de fisioterapia, particulares o afines con recursos limitados. Adicionalmente, la facilidad de construcción y los materiales que se utilizan permiten la producción en varias regiones del país si lo requieren. Cabe destacar que esto reduce significativamente los costos de importación y logística.

En el ámbito de la salud, ayuda a mejorar el proceso de rehabilitación para personas con limitaciones funcionales en la mano. El desarrollo de un exoesqueleto rehabilitador pasivo no solo busca apresurar el tiempo de rehabilitación, sino que también optimiza el correcto funcionamiento para los movimientos básicos de la mano. Se espera que el dispositivo sea lo más ajustable al usuario considerando la cinemática de la mano para asegurar que la trayectoria durante las terapias de rehabilitación sea la más natural posible. De la misma forma, se pretende que este dispositivo ayude a la autoestima y la calidad de vida de las personas.

En la investigación, el proyecto extiende un campo de investigaciones y mejoras vinculadas con el proceso de rehabilitación de la mano, que logran ayudar a las personas que padecen hemiplejía o hemiparesia; de esta manera, se puede obtener terapias más eficientes y con el menor tiempo posible de interrupciones.

En el aspecto social, el dispositivo está orientado a mejorar la calidad de vida de las personas que padecen alguna limitación en las funciones básicas de la mano, lo que permite restablecer la capacidad y técnica para realizar las actividades cotidianas. Es decir, que la rehabilitación pasiva es un proceso efectivo para promover la inclusión social tanto familiar como laboral de estas personas afectadas.

De esta forma se puede contribuir con este tipo de dispositivos rehabilitadores a los diferentes centros especializados buscando la efectividad en la rehabilitación de la persona.

.

CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO

En este capítulo se explican los conceptos teóricos y antecedentes que son de gran importancia para comprender detalles, características y parámetros para el nuevo diseño de prototipo de exoesqueleto rehabilitador de mano.

2.1 Antecedentes

Los exoesqueletos enfocados a la rehabilitación de la mano son cada vez perfeccionados e innovados en aspectos biomecánicos, tecnológicos, electrónicos, materiales ligeros y programas de control eficientes a tiempo real, beneficiando al usuario de una recuperación motriz más rápida.

2.1.1 Exo Glove

Se trata de un guante con un sistema robótico de pinza diseñado a base de materiales poliméricos, siendo flexible y necesario para todas las personas que tienen un daño en la médula espinal. El guante tiene un sistema de control mediante actuadores para accionar el movimiento de los dedos, siendo funcional para desarrollar el movimiento de agarre. Cabe destacar que el ExoGlove cuenta con un diseño ajustable de acuerdo con la diferencia de antropometría de la mano de las personas [9], la **Fig. 2. 1** ilustra el dispositivo robótico de rehabilitación.



Fig. 2. 1 *Modelo robótico de guante Exo-GLovy Poly II [9]*

2.1.2 HandSOME II

El dispositivo HandSOME II es un exoesqueleto de asistencia rehabilitadora para las personas que son afectadas por un accidente cerebrovascular (ACV) y tienen deficiencia en la movilidad de los dedos. El funcionamiento se basa en 11 actuadores flexibles para ayudar a proporcionar una fuerza en todos los dedos de la mano con el objetivo de recuperar la función motora de esta parte y desarrollar las actividades cotidianas sin anomalías [10]. El dispositivo, ilustrado en la **Fig. 2. 2** muestra un diseño ergonómico, portátil y sutil.

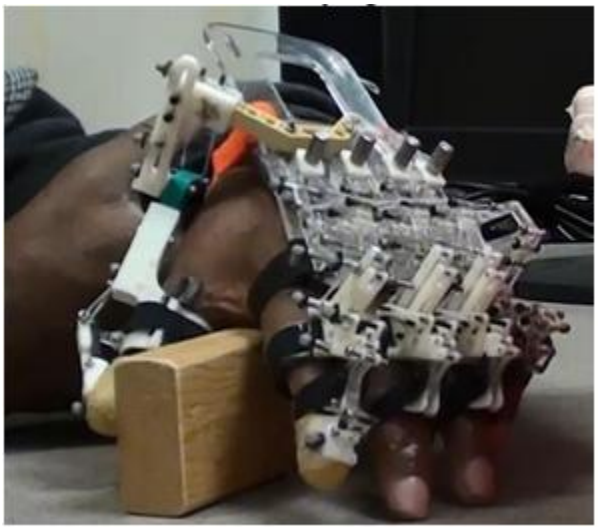


Fig. 2. 2 *Exoesqueleto HandSOME II [10]*

2.1.3 Assinton – Finger

En la **Fig. 2. 3** se muestra el exoesqueleto robótico de mano con un sistema parcialmente accionado en los tendones de los dedos, ya que los movimientos principales de flexión y extensión se desarrollan dentro de un rango específico sin causar daños. La función de este dispositivo es minimizar las tensiones musculares mediante el uso de actuadores, ya que tiene un lineamiento mecánico y automático de ejes para las tres articulaciones de cada uno de los dedos [11]. El dispositivo tiene esquema autoajustable en el sistema de control de acuerdo con las señales de tensión y movimiento que se reciben del usuario.

(a)

(b)

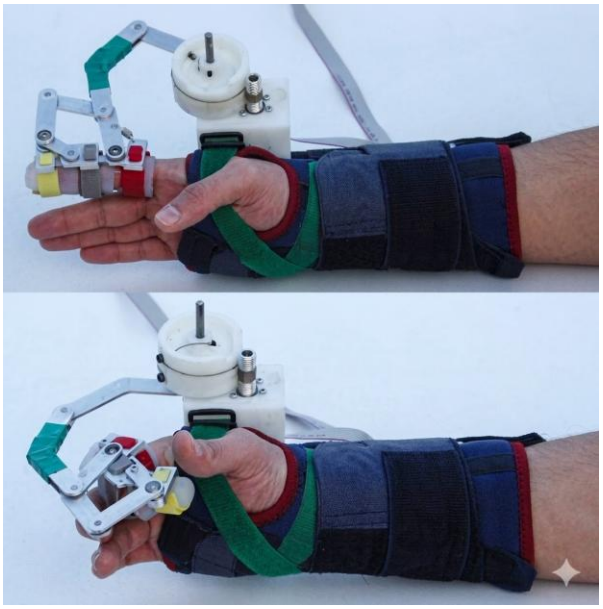


Fig. 2. 3 *Movimientos del Assiston Finger: (a) Extensión y (b) Flexión [11]*

2.1.4 ExPro

Es un modelo mecánico de exoesqueletos que cuenta con 3 GDL en su diseño para brindar asistencia de rehabilitación en el miembro superior de la persona. El sistema de funcionamiento se controla por una Raspberry Pi y una interfaz visual para recibir y enviar señales de accionamiento a los servomotores que proporcionan los respectivos movimientos. Expro cuenta con una recopilación de base de datos en Python de acuerdo con el tipo de movimiento, el ángulo de desplazamiento y el número de repeticiones que el usuario requiere [12]. En la **Fig. 2. 4** se muestra el dispositivo.

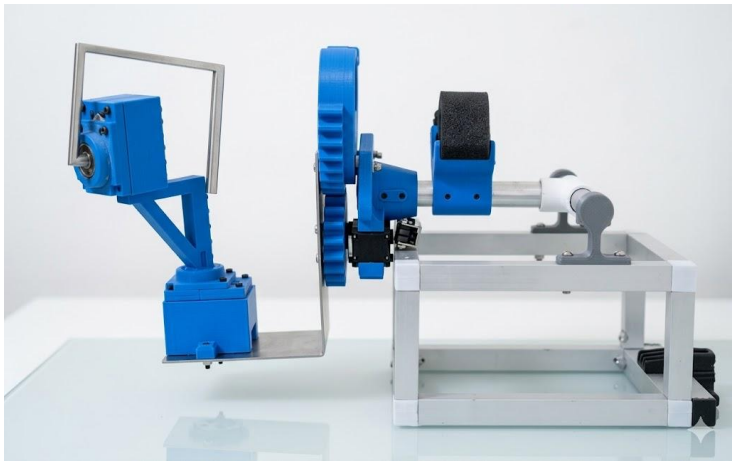


Fig. 2. 4 *Exoesqueleto de rehabilitación ExPro [12]*

2.1.5 RELab tenoexo

El exoesqueleto con sistema robótico Relab tenoexo es un dispositivo de rehabilitación enfocado a los movimientos de la mano de las personas que tienen problemas debido a daños en la zona espinal. Aquel dispositivo cuenta con actuadores y motores DC para representar los movimientos de agarre de manera repetitiva y controlada [13]. La **Fig. 2. 5** ilustra el dispositivo que tiene como propósito ser un artefacto transportable y de poco peso para facilitar el desarrollo de varias actividades rutinarias.



Fig. 2. 5 *Modelo RELab tenoexo [13]*

2.1.6 Gloreha

El guante robótico Gloreha ayuda a la rehabilitación de las principales articulaciones con problemas neuromusculares o lesiones de la mano, específicamente para casos de parálisis temporal o permanente. Este dispositivo cuenta con un sistema de pistones o actuadores lineales para realizar los movimientos de agarre y presión de objetos con cada uno de los dedos. A su vez, brinda una ergonomía, comodidad y desplazamientos naturales al usuario siendo ajustable al tamaño de una de las manos que favorecen de gran manera a la circulación del flujo sanguíneo[14]. En la **Fig. 2. 6** se ilustra el guante Gloreha.

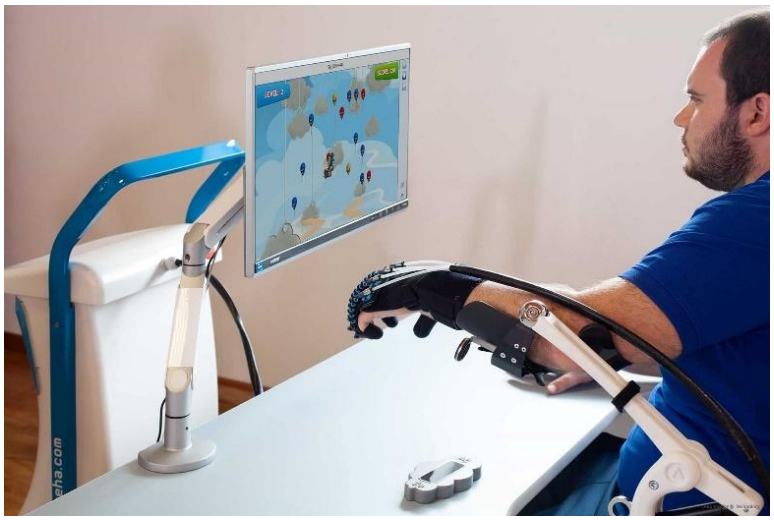


Fig. 2. 6 *Guante robótico de rehabilitación de articulaciones de la mano Gloreha [15]*

2.1.7 HandEXOS

El HandEXOS es un exoesqueleto relevante para el dedo índice que tiene limitaciones de movilidad como consecuencia de un ACV. La función de este dispositivo es desarrollar el movimiento flexión-extensión del dedo, logrando que la red neuronal y el cerebro tengan la capacidad de adaptarse a las nuevas anomalías; de esta manera, la rehabilitación es beneficiosa. Cuenta con un sistema de poleas, motores y una estructura ligera que está dividida para cada una de las articulaciones del dedo y, a su vez, todos los componentes se conectan por un cable de tensión o

bowden donde se aplica la fuerza necesaria para el funcionamiento. Este exoesqueleto está diseñado con 3 sensores electrónicos que permiten identificar la cantidad de fuerza de interacción aplicada[16]. La **Fig. 2. 7** indica el exoesqueleto comercial HandEXOS.

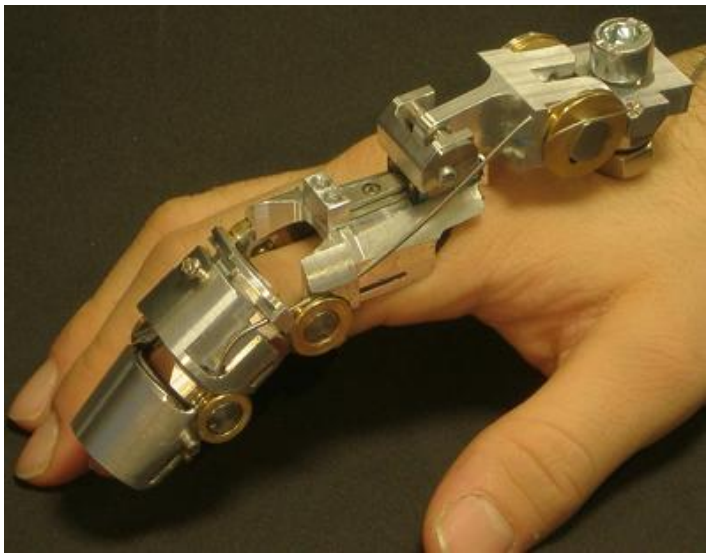


***Fig. 2.** 7 Exoesqueleto de dedo índice HandEXOS [16]*

2.1.8 ExoHand Festo

Es un exoesqueleto con estructura ergonómica tipo guante robótico que se enfoca en los movimientos activos y pasivos de los dedos, empleando una fuerza específica y determinada de acuerdo con el daño o la limitación que tenga el paciente y decisiones de terapias físicas. El funcionamiento de este dispositivo se basa en una señal electroencefalográfica (EEG) que se transmite, mide y recibe desde la cabeza del paciente, misma que se asocia con la neuroplasticidad. Este modelo es una fusión de la inteligencia del ser humano con los diversos ámbitos de la robótica industrial. En el enfoque de la rehabilitación, se utiliza como una órtesis, permitiendo la regeneración neuronal entre el cerebro y la mano [17]. En la **Fig. 2. 8** se muestra el modelo del exoesqueleto.



Fig. 2. 8 *Guante con sistema robótico ExoHand Festo [17]*

2.1.9 IPARKO

Este dispositivo es un diseño mejorado y recopilado de PARKO, mejorado en la estructura y sistema de control más fácil de manipular, para la rehabilitación de los músculos extensores de los dedos que se afectan por un ACV y que, como consecuencia, padecen una lesión de tipo hemipléjico con un nivel grave de rehabilitación. IPARKO cuenta con varios soportes para cada dedo y sensores palmares para determinar y aplicar la fuerza necesaria para lograr la extensión de los dedos [18]. La **Fig. 2. 9** muestra el modelo IPARKO.

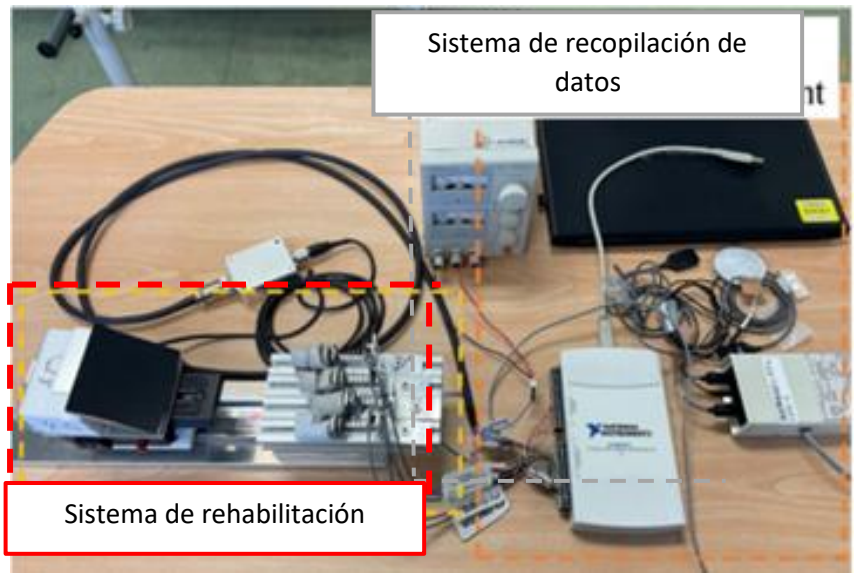


Fig. 2. 9 *IPARKO modelo de rehabilitación de dedos [18]*

2.1.10 Hand of Hope

En la **Fig. 2. 10** se muestra un exoesqueleto que está enfocado a rehabilitar la mano de las personas que tienen un daño cerebral o de la médula espinal, y en muchos casos a personas que sufren de artritis. El funcionamiento de este dispositivo se basa en varios sensores electromiográficos (EMG) que detectan el movimiento o propósito del paciente donde se analizan y envían al guante robótico para que realice el respectivo movimiento en la mano; es decir, se controla por impulsos que el mismo paciente otorga. Adicionalmente, el control de este dispositivo es flexible y sencillo para todos los usuarios, obteniendo beneficios para el proceso de rehabilitación. Es un diseño innovador y tecnológico, ya que utiliza juegos dinámicos que ayudan a recuperar la zona afectada en menor tiempo [19].



Fig. 2. 10 *Dispositivo para rehabilitación de mano Hand of Hope*

2.2 Bases teóricas

En este segmento se investigan diferentes aspectos teóricos fundamentales de la mano que son esenciales para diseñar correctamente el exoesqueleto y asistir eficientemente en la rehabilitación de la mano.

2.2.1 Accidentes cerebrovasculares

El accidente cerebrovascular (ACV) es la segunda causa de muerte en el mundo y también es una de las principales consecuencias para adquirir una discapacidad motriz. En términos médicos, un ACV es una lesión en el cerebro que interrumpe el flujo sanguíneo, provocando la pérdida de las funciones cerebrales[3]. Hay dos tipos principales de accidentes cerebrovasculares, el isquémico y el hemorrágico. El ACV isquémico se produce por una obstrucción de la circulación sanguínea, teniendo una incidencia de casos más común del 80%. En contraste, el ACV hemorrágico, que representa el 15% de incidencia, ocurre por la ruptura de un vaso sanguíneo provocando sangrado en el cerebro [20]. La **Fig. 2. 11** ilustra los tipos de ACV



(a) (b)

Fig. 2. 11 *Tipos de ACV: a) ACV isquémico, y b) ACV hemorrágico [20]*

2.2.1.1 Consecuencias de un ACV

El accidente cerebrovascular tiene consecuencias que varían de nivel de acuerdo con la ubicación de la zona afectada del cerebro, velocidad de intervención y gravedad de la lesión (daño). Las principales secuelas son las siguientes:

- **Déficit neurológico. –** Incapacidad de hablar (afasia) y dificultad de realizar movimientos.

- **Discapacidad motora. –** Parálisis total (hemiplejia) o parcial (hemiparesia) en extremidades o un lado del cuerpo.
- **Alteraciones cognitivas. –** Pérdida de memoria, dificultad de concentración.
- **Problemas emocionales. –** Trastornos de estrés, ansiedad, depresión y mentalidad negativa.
- **Trastornos sensoriales. –** Sensibilidad baja en el cuerpo.

Las consecuencias en personas adultas en un rango de edad de 40 a 75 años tienen un alto nivel de gravedad debido a la insuficiencia de defensas, vitaminas y desgaste físico en el cuerpo. Después de un ACV, una de las lesiones más significativas y repetitivas es la parálisis muscular que básicamente afecta a un solo lado del cuerpo (hemiplejia o hemiparesia) y es muy frecuente que la discapacidad motora se presente en las extremidades, ya sean superiores o inferiores [3]. Cabe destacar que un incremento de las estadísticas de que una persona experimente un ACV crónico o grave se debe al aumento de la edad.

La rehabilitación para este tipo de consecuencias se basa en dispositivos con funcionamiento de movimientos repetitivos y rehabilitación muscular; sin embargo, se toma en cuenta que las terapias específicamente para la rehabilitación de las manos son complejas y continuas, ya que la mano cuenta con una cantidad considerable de articulaciones, músculos y huesos que necesitan un tratamiento específico [20].

2.2.1.2 Hemiplejia

Es una lesión como consecuencia de un ACV, provocando una parálisis total de un lado del cuerpo, sea izquierdo o derecho. Este acontecimiento está caracterizado por alteraciones en la tensión muscular que se pueden presentar de dos maneras, ya sea como flacidez (hipotonía) o rigidez (espasticidad) [5]. En este caso, la espasticidad es más común que se presente en menor tiempo, teniendo complicaciones tempranas de alto nivel para desarrollar las actividades cotidianas y

movimientos normales del cuerpo, específicamente en las extremidades. Sin embargo, no se descarta que al principio se presente la flacidez en la zona muscular, como se indica en la **Fig. 2. 12**.

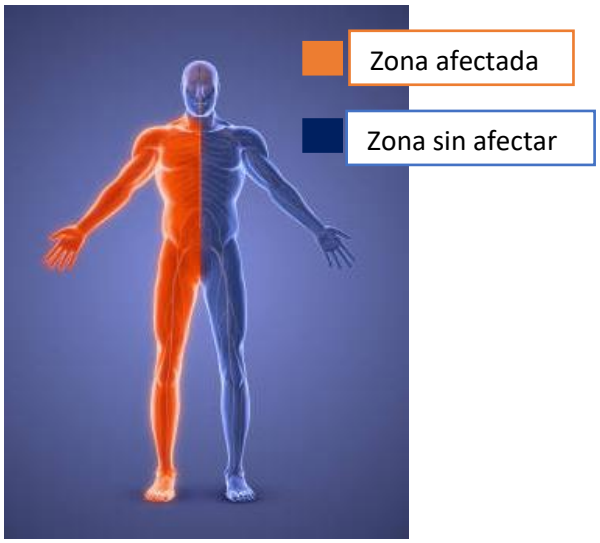


Fig. 2. 12 *Zonas afectadas por hemiplejía [5]*

2.2.1.3 Hemiparesia

Otra consecuencia del ACV es que la hemiparesia se caracteriza por ser una secuela de un accidente cerebrovascular o daños cerebrales traumáticos que genera la debilidad motriz parcial en un lado específico del cuerpo [21]. Por lo general, una persona que padece de esta lesión contrae alteraciones en el sistema nervioso. En la etapa inicial, el síntoma principal es la debilidad muscular; esto indica flacidez (hipotonía) en las extremidades, ya sean izquierda o derecha. Cabe destacar que esta lesión tiene la capacidad de desarrollar el respectivo movimiento de la zona afectada, pero con una pequeña reducción de intensidad y fuerza [20], tal como se muestra en la **Fig. 2. 13**.

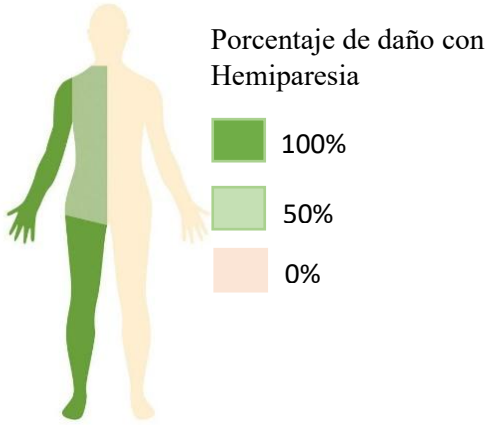


Fig. 2. 13 *Porcentajes de daño por hemiparesia*

2.3 Aspectos biomecánicos de la mano

La biomecánica de la mano se enfoca en el análisis y estudio de cada uno de los movimientos, cargas y estructuras anatómicas que permiten obtener el funcionamiento de esta parte. La mano es considerada una de las partes más complejas y versátiles del cuerpo humano, ya que facilita el desarrollo de varias actividades motoras. Cabe destacar que la biomecánica abarca aspectos anatómicos, fisiológicos, antropométricos y cinemáticos que son esenciales para la construcción de exoesqueletos y procesos de rehabilitación.

2.3.1 Anatomía de la mano

La mano humana es una de las partes fundamentales para el desarrollo de diferentes actividades rutinarias que tiene una composición compleja de huesos, músculos, ligamentos, nervios y vasos sanguíneos. Aquella parte del cuerpo humano cuenta con 27 huesos, distribuidos en tres regiones principales: carpo, metacarpo y falanges [22].

2.3.1.1 Partes de la mano

- **Carpo**

Esta parte está compuesta por ocho huesos (Fig. 15) distribuidos en dos hileras horizontales (proximal y distal) 4 huesos por cada una, que son la base fundamental de la muñeca y la mano.

En la hilera proximal se encuentran los huesos: escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme, en cambio, en la hilera distal se encuentran: trapecio, trapezoide, grande y ganchoso [22].

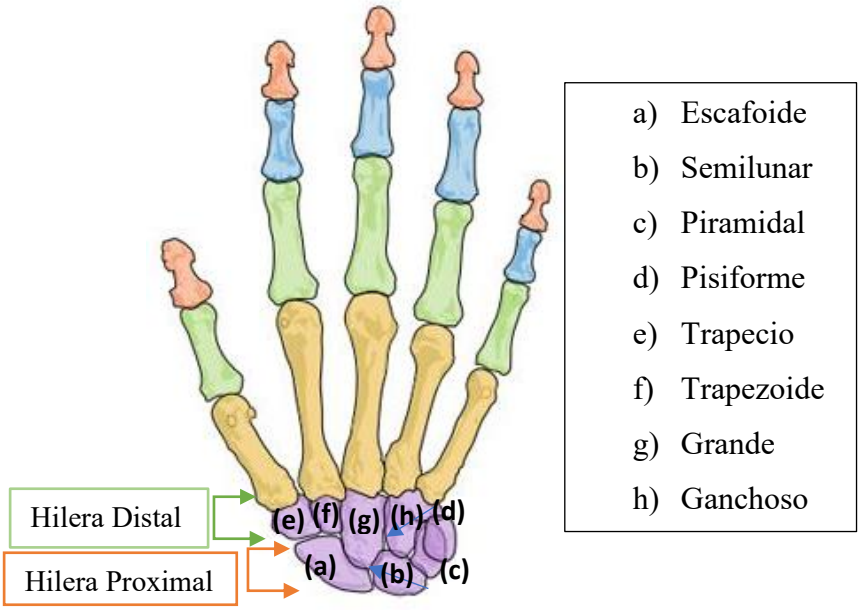


Fig. 2. 14 *Huesos del carpo*

Cabe destacar que la funcionalidad principal de esta parte es realizar los movimientos principales como flexión y extensión, abducción y aducción de la muñeca. Por otro lado, es un soporte para la transmisión de fuerzas en el aspecto mano – antebrazo.

- **Metacarpo**

Está compuesto por 5 huesos largos que van en la zona media de la mano, es decir, dan formación al esqueleto de la palma. Cada metacarpiano está compuesto por una base proximal que se conecta con los huesos de la segunda hilera del carpo y algunos metacarpianos cercanos, un cuerpo cóncavo en la zona media de la palma y una cabeza convexa distal que se conecta con cada falange. Los huesos metacarpianos están enumerados comenzando desde el dedo pulgar hasta el dedo meñique tal como se muestra en la **Fig. 2. 15**.

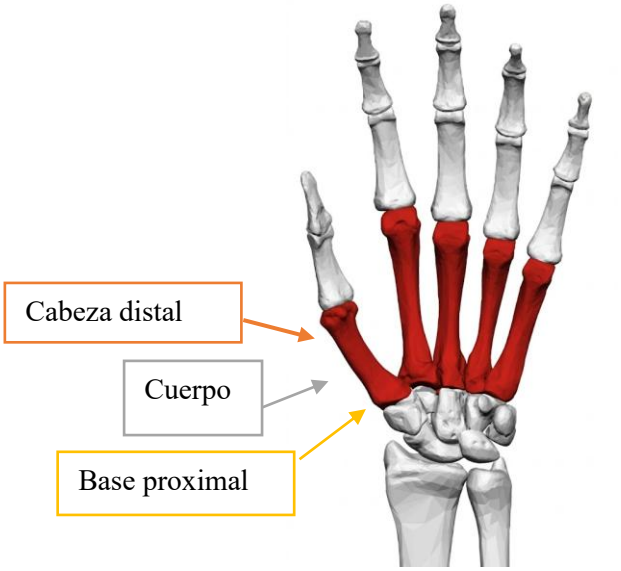


Fig. 2. 15 *Parte del metacarpo*

- **Falanges**

Las falanges son fundamentales en la estructura ósea de la mano, ya que permiten desarrollar una infinidad de funciones esenciales y necesarias. Esta parte está compuesta por 14 huesos distribuidos en 3 segmentos por cada dedo y únicamente el dedo pulgar cuenta con dos segmentos. Los dedos se componen de tres falanges: proximal, medial y distal [22] (Ver **Fig. 2. 16**). En la **Tabla 2. 1** se indican las características principales de cada falange.

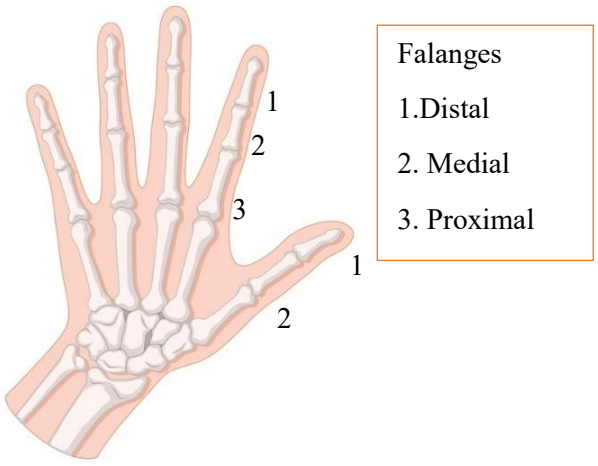


Fig. 2. 16 *Falanges de la mano*

Tabla 2. 1 *Características de las falanges de la mano*

Falange	Características
Proximal	• Cercana al metacarpo • Más larga
Medial	• Más corta que la proximal • Base y cabeza de articulación • El pulgar no cuenta con esta falange.
Distal o Ungueal	• Lejana al metacarpo • Más pequeña de todas • Curvatura en zona frontal

2.3.1.2 Músculos

La mano cuenta con numerosos músculos que se dividen en dos tipos: intrínsecos (dentro de la mano) y extrínsecos (del antebrazo). Permiten numerosos movimientos y acciones para el desarrollo de las actividades cotidianas de las personas.

- **Músculos extrínsecos. –** Estos músculos por lo general están ubicados en el antebrazo donde se introducen los tendones tanto en la mano como en los dedos. Cabe destacar que este músculo está enfocado en la eficiencia del movimiento flexión-extensión [23].
- **Músculos intrínsecos. –** Son los responsables de realizar los movimientos más finos y precisos controlando la fuerza con la que los realizan, ya que están ubicados específicamente en el interior de la mano. Los músculos principales que intervienen en los movimientos son: lumbricales, interóseos y aductores y oponentes del pulgar [23].

2.3.2 Fisiología de la mano

El estudio de la fisiología de la mano permite analizar el comportamiento, la función y los movimientos que puede desarrollar. El comportamiento de los movimientos está en base a la

interacción coordinada y organizada de los diferentes músculos, tendones, articulaciones, ligamentos, vasos sanguíneos y el sistema nervioso que compone la mano.

2.3.2.1 Movimientos de los dedos

Los dedos de la mano realizan diferentes movimientos como flexión – extensión, abducción – aducción y oposición considerando una articulación por cada falange como punto fijo para el desplazamiento. Aquellas articulaciones son: metacapofalángica (MCP), interfalángica proximal (IFP) e interfalángica distal (IFD) [24] (Ver **Fig. 2. 17**).

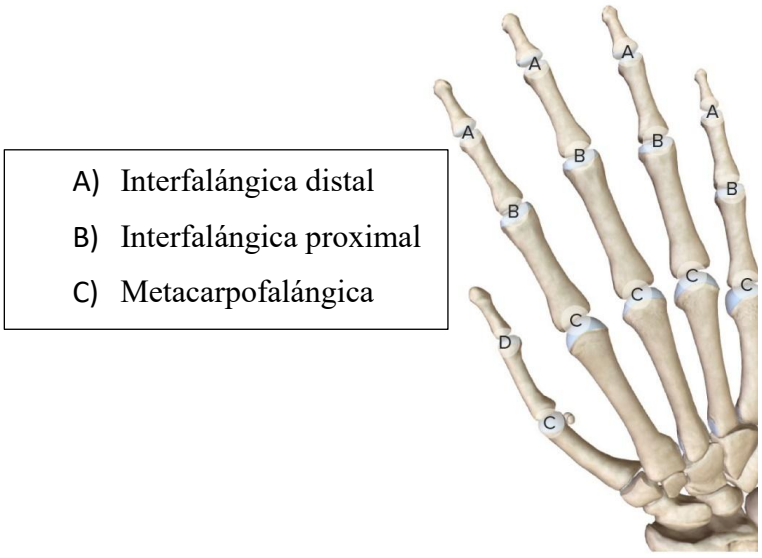


Fig. 2. 17 *Articulaciones de los dedos*

- **Rango de flexión – extensión en la MCP**

En los dos movimientos se va a formar un arco, para ello se toma en cuenta a la MCP como posición cero, en base a este punto se determina que para la flexión se desplaza 90° y para la extensión un rango de 30° a 45° [24] (ver **Fig. 2. 18**).

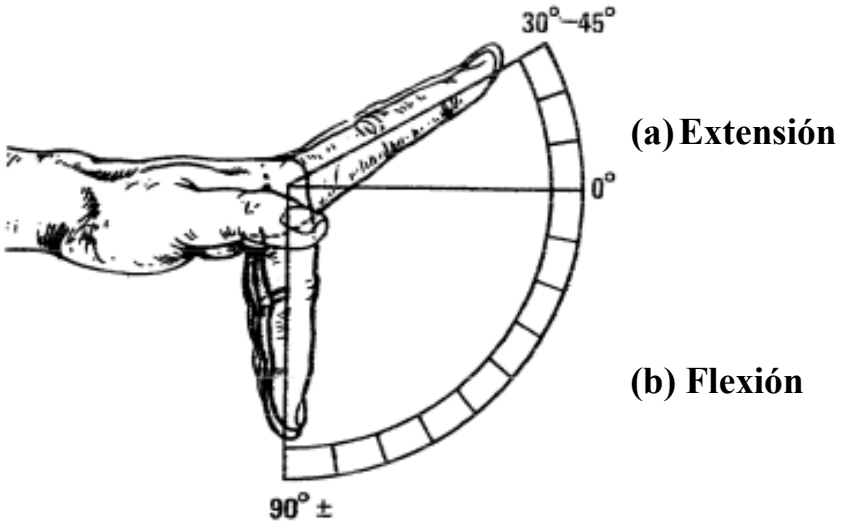


Fig. 2. 18 *Rango de Movimiento con respecto a la MCP [25]*

- **Rango de flexión en la IFP**

La IFD solo permite flexión de los dedos con un ángulo de 100° con relación a la posición cero. (ver **Fig. 2. 19**)

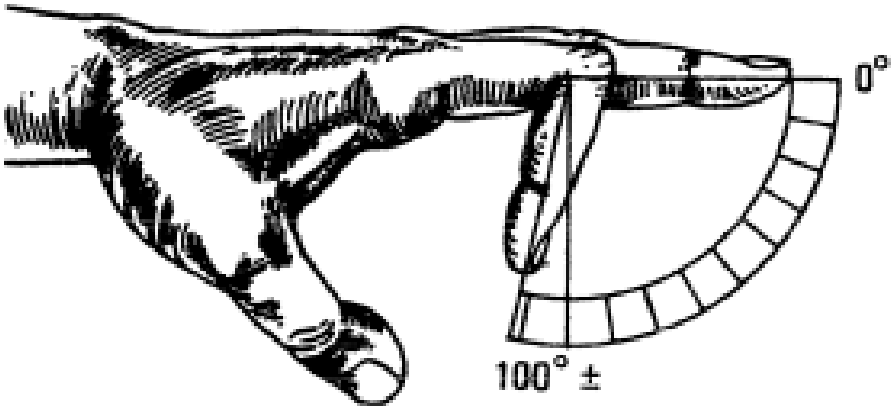


Fig. 2. 19 *Rango de flexión IFP [25]*

- **Rango de flexión – extensión en la IFD**

Esta articulación permite que los dedos tengan un ángulo de flexión de 90° a 100° y un ángulo de extensión de 0 a 10° tomando como referencia para los dos movimientos la posición cero de la mano [24], tal como se observa en la **Fig. 2. 20**.

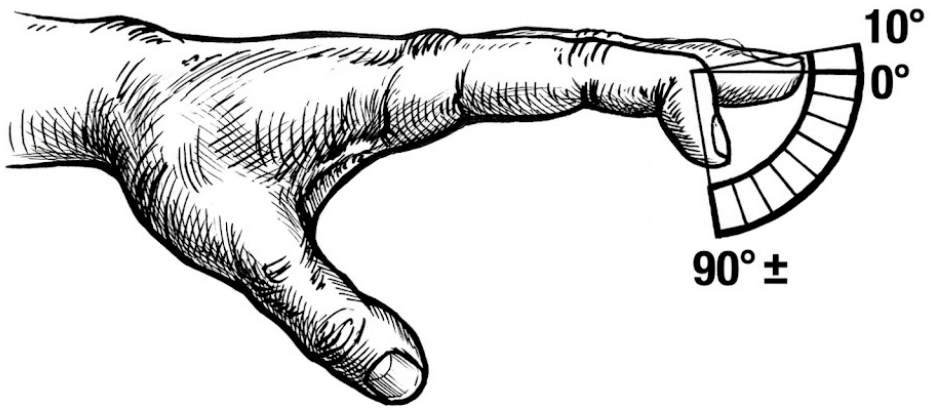


Fig. 2. 20 *Rango de flexión - extensión en la IFP [25]*

- **Oposición del pulgar**

La oposición del pulgar, a diferencia de los otros movimientos, se mide en cm y no en grados, siendo una medida normal cuando la parte suave del pulgar alcanza la base del meñique y anormal si la medida es menor a 8 cm [24]. En la **Fig. 2. 21** se muestra el movimiento mencionado.



Fig. 2. 21 *Movimiento de oposición del pulgar [24]*

- **Abducción y aducción de los dedos**

Este movimiento se basa en separar (abducción) los dedos con referencia a un eje central de la mano, alcanzando un ángulo máximo de 20° de separación. La aducción es el regreso a la posición cero de los dedos con el eje central [24] (ver **Fig. 2. 22**).

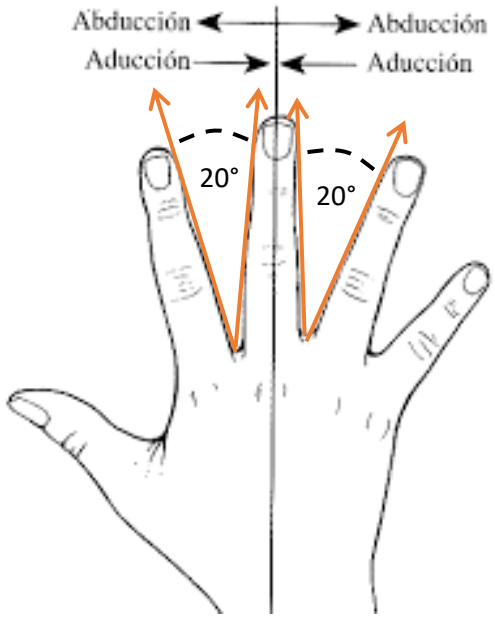


Fig. 2. 22 *Ángulos de abducción – aducción*

2.3.2.2 Tipos de agarre

Los tipos de agarre de la mano se clasifican según la función, coordinación e interacción de los dedos, palma y pulgar. La clasificación es mediante agarres de fuerza, agarres de precisión y agarres combinados (precisión y fuerza). Por tanto, existen 6 tipos principales de agarre con la mano [26] (ver **Fig. 2. 23**).

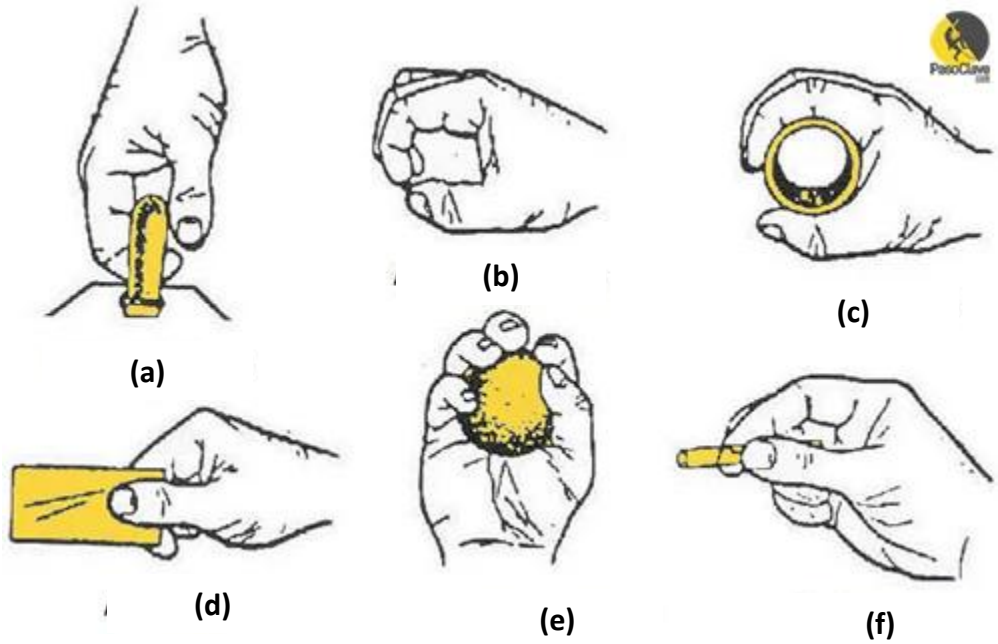


Fig. 2. 23 *Tipos de agarre de la mano: (a) gancho, (b) precisión, (c) cilíndrico, (d) lateral, (e) esférico, y (f) palmar*

En la **Tabla 2. 2** se muestra la clasificación de los tipos de agarre según la función.

Tabla 2. 2 *Clasificación de los tipos de agarre*

Tipos de agarre de la mano		
Clasificación	Agarre	Descripción
Agarre de precisión	Pinza	Uso del pulgar y el índice
	Prensión	Uso del pulgar y todos los dedos
Agarre de fuerza	Cilíndrico	Envolver toda la mano alrededor del objeto cilíndrico.
	Esférico	Prensión uniforme alrededor del objeto redondo con los dedos.
Agarre Mixto	Palma	Los dedos presionan un objeto contra la palma sin incluir el pulgar.
	Gancho	Los dedos se flexionan para agarrar objetos colgantes.

2.3.3 Antropometría de la mano

La antropometría de la mano se enfoca en medir y analizar las dimensiones y proporciones de la mano humana (ver **Fig. 2. 24**), como el largo de los dedos y el tamaño de la palma. Este análisis es esencial y necesario para realizar diseños de dispositivos y herramientas paramétricas de las manos de las personas, mejorando en un porcentaje alto la comodidad y eficacia [27]. En ámbitos de la robótica y la mecatrónica, es realmente necesaria para desarrollar varios dispositivos de asistencia como exoesqueletos, férulas y prótesis; de esta manera se ayuda a las personas con discapacidades motoras a causa de un ACV.

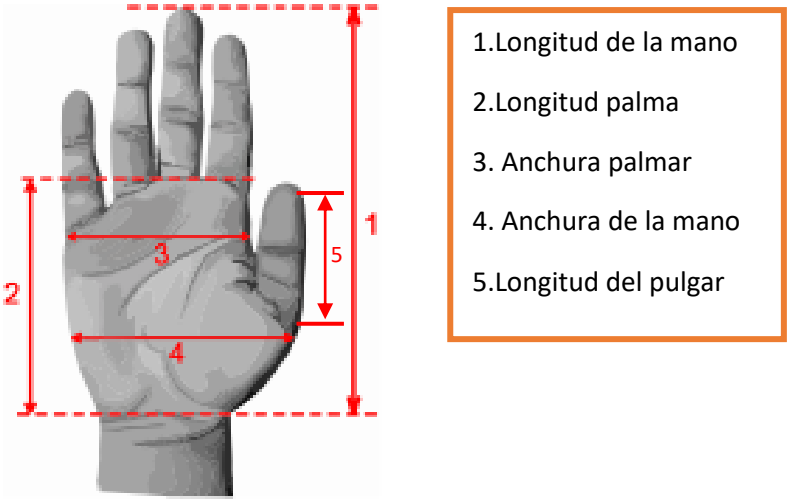


Fig. 2. 24 *Medición de la mano*

2.4 Proceso de rehabilitación de la mano

La rehabilitación funcional es un sistema multidisciplinario para ayudar a recuperar la funcionalidad, flexibilidad, movilidad y fuerza de la mano después de una lesión de tipo ACV. El proceso de rehabilitación para los pacientes está destinado de acuerdo con la gravedad de la lesión, ya que puede ser rehabilitado con tratamientos físicos de forma activa o pasiva y también mediante rehabilitación farmacológica. La mano, por poseer varios componentes, requiere tratamientos de estimulación repetitiva y sincronizada para lograr tratar la hemiplejia o hemiparesia.

2.4.1 Terapia física en la mano

Este tratamiento se basa en realizar movimientos de la mano y los dedos para recuperar en un porcentaje considerable la movilidad y poder desarrollar de mejor manera las actividades motoras. Aquel tratamiento cuenta con dos tipos de rehabilitación: activa y pasiva.

- **Rehabilitación activa. –** Los movimientos son realizados voluntariamente por el paciente permitiendo el fortalecimiento de los músculos de la mano a través de ejercicios específicos [28]. (ver **Fig. 2. 25**)

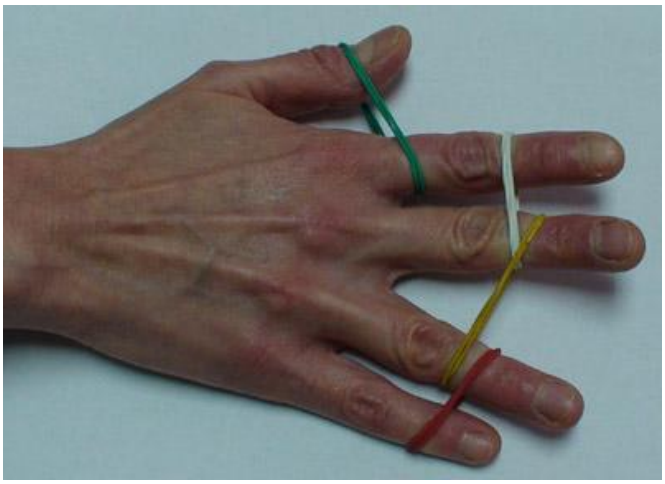


Fig. 2. 25 *Rehabilitación activa de los dedos de la mano [29]*

- **Rehabilitación pasiva. –** El paciente requiere de una ayuda externa ya sea de un fisioterapeuta o dispositivos rehabilitadores para realizar los movimientos en la parte afectada (ver **Fig. 2. 26**). Los exoesqueletos son dispositivos diseñados para ayudar en este tipo de rehabilitación sobre todo en etapas iniciales cuando el movimiento de la mano está limitado (hemiplejia o hemiparesia) y con dificultad de moverse por sí mismo [28].



(a) (b)

Fig. 2. 26 *Rehabilitación pasiva de los dedos de la mano: a) Exoesqueleto Glovy Poly II y b) Rehabilitación con asistencia de fisioterapeuta*

En este tipo de rehabilitación se llevan a cabo varios ejercicios que tienen por objetivo estimular la motricidad de la mano. Existen dos tipos de motricidad:

Fina. – Es la estimulación y coordinación de la mano para realizar movimientos que requieren precisión y control de fuerza para ejecutarlos. El dedo índice y el pulgar son los encargados de realizar estos movimientos, ya que tienen un mejor control para manipular los objetos que son pequeños [30]. La **Fig. 2. 27** indica la motricidad fina.

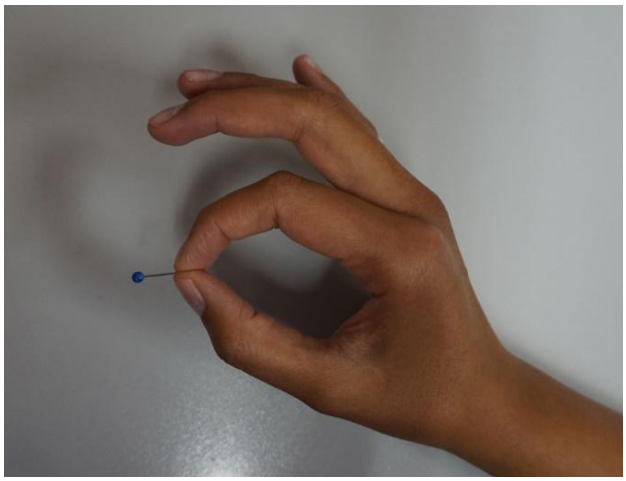


Fig. 2. 27 *Pinza: Ejercicio de motricidad fina*

Gruesa. – Esta motricidad se basa en desarrollar movimientos globales de la mano como la flexión – extensión y en casos específicos abducción – aducción de los dedos [31]. En la **Fig. 2. 28** se muestra la intervención de la motricidad gruesa en personas adultas.

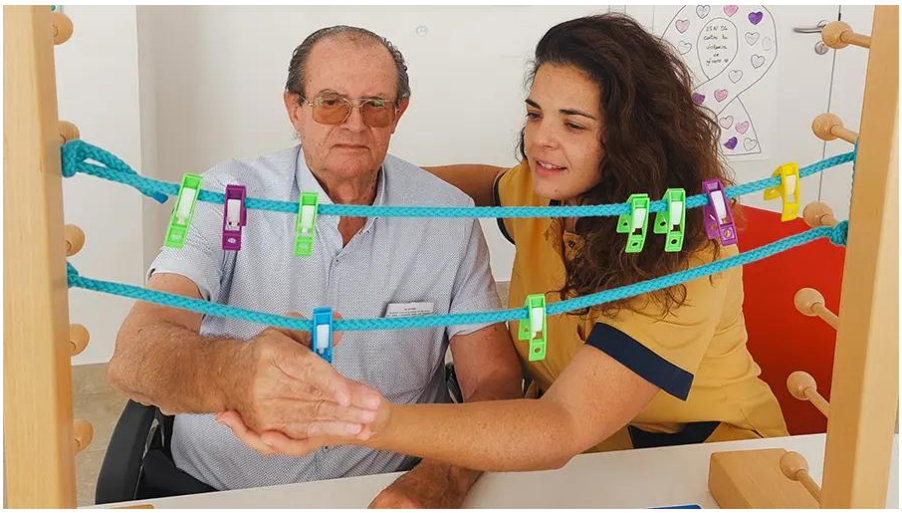


Fig. 2. 28 *Rehabilitación mediante de motricidad gruesa*

2.4.2 Terapia farmacológica

El uso de medicamentos en personas que sufren un ACV y como consecuencia padecen hemiplejia o hemiparesia es esencial y necesario para ayudar a controlar algunos síntomas neurológicos, como rigidez muscular, dolores musculares y control motriz.

Existen medicamentos para cada anomalía en el interior del cuerpo, es decir, hay fármacos que ayudan a equilibrar la actividad nerviosa y contracciones anormales, además, hay suplementos farmacológicos propios para la circulación cerebral que pueden ser suministrados de diferente manera, como es el caso de la botulínica, que es administrada en la zona muscular de la parte afectada y así recupera en un porcentaje el funcionamiento de la mano [32].

2.5 Métodos de adquisición de trayectoria de los movimientos de la mano

Los sistemas de adquisición de trayectoria permiten registrar y analizar su cinemática mediante sensores ópticos, inerciales o electromagnéticos. Estas técnicas son clave en rehabilitación, robótica y biomecánica para evaluar precisión, rango de movimiento y patrones de desplazamiento.

2.5.1 Videogrametría con marcadores

La medición del movimiento de la mano es fundamental en diversas áreas, pero su complejidad radica en la gran cantidad de grados de libertad que posee. Es importante que el método empleado no afecte la funcionalidad de la mano, por lo que la videogrametría con marcadores pasivos se presenta como una alternativa adecuada. Aunque ampliamente utilizada en estudios de marcha, su aplicación en la mano sigue siendo limitada. Este trabajo propone un enfoque basado en video e incorpora 29 marcadores reflectantes para calcular los ángulos de rotación. Su repetibilidad se evalúa mediante un experimento de agarre, obteniendo un error de 2.3 [33]. En la **Fig. 2. 29** se muestra el método de videogrametría.



Fig. 2. 29 *marcadores en la mano y dedos [33]*

2.5.2 Sistema Vicon

El sistema Vicon es una tecnología de captura de movimiento de alta precisión que emplea cámaras infrarrojas para rastrear marcadores reflectantes y reconstruir movimientos en 3D. Su software analiza estos datos en tiempo real, facilitando estudios biomecánicos, rehabilitación y el desarrollo de exoesqueletos.

Este sistema captura imágenes térmicas y analiza movimientos con gran precisión. Se basa en tecnología de imagen térmica para reconstrucción 3D [34].

En el ámbito de la rehabilitación, estos sistemas facilitan el estudio de la cinemática de la mano, ayudando a evaluar la movilidad, detectar problemas circulatorios y mejorar la terapia mediante retroalimentación visual. Su integración en un exoesqueleto pasivo permite registrar el movimiento, comparar la funcionalidad con una mano sana y monitorear la evolución del paciente.

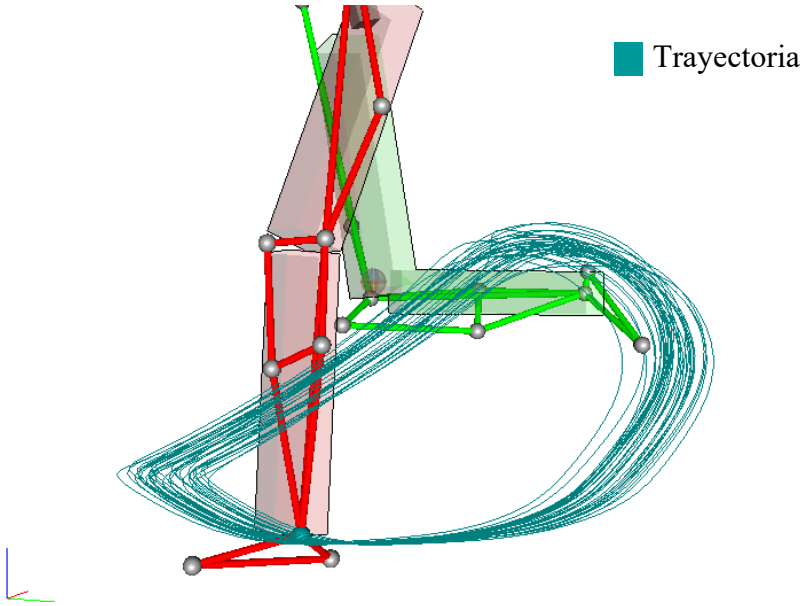


Fig. 2. 30 *Trayectoria adquirida con el sistema Vicon [34]*

CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO

En este capítulo se brinda una adecuada descripción minuciosa de la metodología utilizada en el desarrollo de un exoesqueleto rehabilitador pasivo de mano, diseñada para generar rehabilitación en personas con lesiones cerebrovasculares.

3.1 Modelo de Investigación

El presente trabajo de titulación tiene un modelo de investigación aplicada, ya que el objetivo principal es resolver un problema que se identifica en la sociedad. Se plantea una solución que proporciona un dispositivo de rehabilitación pasiva de la mano para personas que tengan lesiones de accidentes cerebrovasculares (ACV) como hemiplejia o hemiparesia. Además, se emplea investigación documental, ya que la información se obtiene de fuentes confiables como artículos científicos, revistas y libros (Medicina e Ingeniería). El trabajo emplea una investigación de campo en diferentes centros de rehabilitación de tipo público o privado con el objetivo de realizar entrevistas a los profesionales de aquella área (fisioterapia) para obtener la información adecuada para los procesos de diseño y construcción del exoesqueleto.

Para la construcción del dispositivo, se emplea una investigación descriptiva y experimental, detallando las respectivas variables del objeto de estudio y las pruebas necesarias para la validación de este.

3.2 Diseño de la Investigación

En este apartado se presentan los procesos realizados para llevar a cabo la investigación. Se explican las actividades necesarias para el desarrollo del exoesqueleto rehabilitador de la mano. Las etapas y actividades están organizadas según los objetivos estipulados mediante un diagrama de flujo (ver **Fig. 3. 1**) de la metodología para el desarrollo del exoesqueleto.

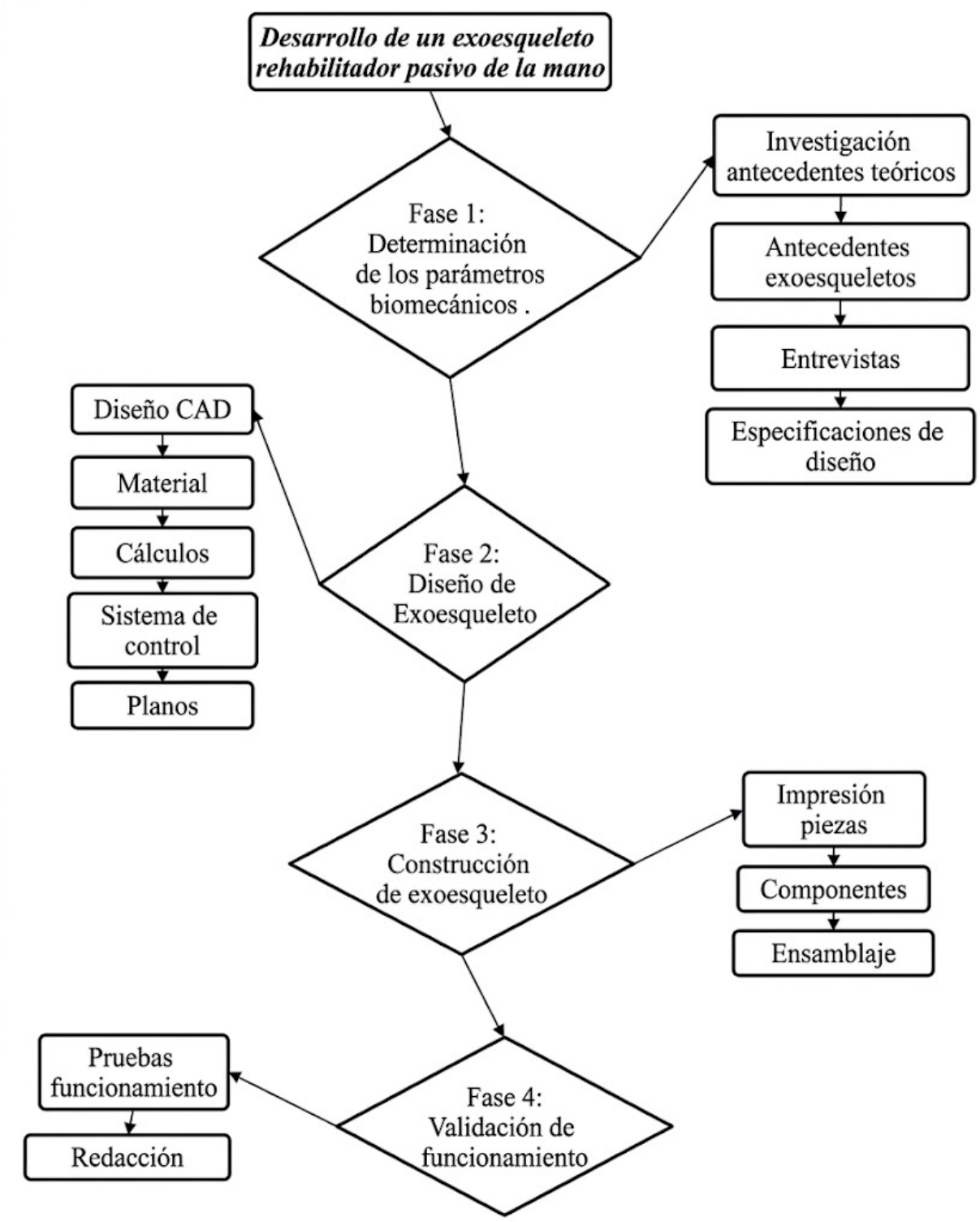


Fig. 3. 1 *Diagrama de flujo del desarrollo de exoesqueleto de mano*

3.2.1 Fase 1: Determinación de los parámetros biomecánicos de la mano.

En esta etapa se presentan las diferentes actividades donde se describen y se determinan los diferentes parámetros biomecánicos que permiten entender de una manera adecuada el diseño a desarrollar.

Actividad 1: Investigación de antecedentes anatómicos, fisiológicos y biomecánicos de las manos y tipos de rehabilitación

Se recopila y se analiza la información sobre la parte anatómica y el funcionamiento fisiológico de la mano humana. Del mismo modo, se investiga la cinemática y se determina la trayectoria de la parte estudiada. A su vez, se comprenden las necesidades específicas que un dispositivo exoesqueleto debe contener para una rehabilitación mejor y efectiva, a través de una revisión minuciosa de los diferentes métodos y enfoques de rehabilitación de las manos.

Actividad 2: Revisión sobre modelos existentes de exoesqueletos.

Se realiza una revisión total de los antecedentes y estudios previos de exoesqueletos rehabilitadores existentes para identificar las características más representativas, tales como tecnología, diseño, materiales y restricciones de aquellos dispositivos. De esta manera se tiene una mejor visión para el diseño del nuevo prototipo del exoesqueleto rehabilitador de mano.

Actividad 3: Elaboración de entrevistas a profesionales de fisioterapia.

Se llevan a cabo varias entrevistas a profesionales de fisioterapia y rehabilitación para obtener información e identificar las necesidades específicas para el desarrollo y uso de los dispositivos en las personas con hemiplejia o hemiparesia.

Actividad 4: Especificaciones de sistemas a diseñar.

Con base en la información obtenida en las actividades previas, se determinan los parámetros necesarios para realizar un diseño que sea técnico, paramétrico y funcional.

3.2.2 Fase 2: Diseño del prototipo paramétrico para rehabilitación pasiva, basado en la antropometría de la mano.

En esta fase, de acuerdo con la información recopilada en la Fase 1, se realiza el diseño del exoesqueleto para la posterior construcción.

Actividad 1: Diseño CAD – CAM paramétrico.

Se plantea un prototipo de diseño paramétrico de exoesqueleto utilizando SolidWorks. Por lo tanto, el diseño paramétrico permitirá ajustar o cambiar las dimensiones del modelo en base a la antropometría de la mano de cada usuario para que sea un modelo adaptable y preciso.

Actividad 2: Selección de material.

Se escoge un material que cumpla con los requisitos y características de ergonomía y funcionamiento, para ello se analizan las propiedades como:

- Resistencia Mecánica
- Ligereza
- Compatibilidad biológica (alergias)
- Procesabilidad
- Costo

Actividad 3: Cálculos analíticos de los elementos.

Se realizan los cálculos matemáticos necesarios para validar el diseño del exoesqueleto. La validación consiste en calcular:

- Esfuerzos y deformaciones
- Factor de seguridad
- Torque en articulaciones

Actividad 4: Diseño de sistema de control.

Se diseña un sistema para el control y guía de los movimientos de la mano durante el transcurso del uso del dispositivo para la rehabilitación. Aquello está basado en el número de componentes electrónicos que se utilizan para el funcionamiento.

Actividad 5. Desarrollo de planos mecánicos.

Se elaboran los diferentes planos técnicos y detallados de cada uno de los componentes del exoesqueleto y el ensamblaje completo del dispositivo.

3.2.3 Fase 3: Construcción del prototipo del exoesqueleto rehabilitador de la mano.

Se procede a la construcción y ensamblaje de todos los componentes del exoesqueleto rehabilitador pasivo de mano, permitiendo así validar el respectivo funcionamiento mecánico y ergonomía del dispositivo.

Actividad 1: Construcción de componentes y estructura.

Se fabrican las respectivas piezas y la estructura del dispositivo a través de los planos previamente realizados en el respectivo proceso de fabricación para cada componente.

Actividad 2: Integración de elementos mecánicos.

Se integran todos los componentes mecánicos del exoesqueleto, como ejes, sistemas de separación, barras, asegurando un adecuado montaje y su respectivo funcionamiento con base en el diseño planteado.

Actividad 3: Ensamblaje de componentes

Se ensambla todo el mecanismo del exoesqueleto, como la parte mecánica y la parte electrónica, y se realiza la respectiva programación para el funcionamiento adecuado en los movimientos representativos.

3.2.4 Fase 4: Validación del funcionamiento.

La última fase se centra en realizar las pruebas correspondientes para la validación del dispositivo. Se corrigen los errores en el funcionamiento.

Actividad 1: Realización de pruebas de funcionamiento y ajustes.

Se evalúa el prototipo mediante las respectivas pruebas a diferentes personas para validar el funcionamiento, precisión y ergonomía del dispositivo. De modo que dicha evaluación

permite realizar las correcciones necesarias para optimizar y mejorar el rendimiento del sistema.

Actividad 2: Redacción del documento

Se redacta el documento final escrito con toda la información recopilada y necesaria.

CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y ANÁLISIS

4.1 Especificaciones del sistema

En este capítulo se describen las especificaciones técnicas y funcionales de control consideradas en el diseño y desarrollo del prototipo de un exoesqueleto rehabilitador enfocado en personas con lesiones cerebrovasculares y secuelas motoras. Estas especificaciones consideran criterios biomecánicos, ergonómicos, funcionales y económicos, con el fin de garantizar un dispositivo viable, accesible y orientado a procesos de rehabilitación del miembro superior.

Funcionamiento: El sistema debe permitir la flexión y extensión de los dedos de la mano, incluyendo índice, medio, anular, meñique y pulgar, respetando las trayectorias funcionales naturales de la mano humana. El exoesqueleto debe estar orientado a la rehabilitación pasiva, proporcionando el movimiento de manera repetitiva y controlada, especialmente en pacientes con limitaciones severas de movilidad derivadas de ACV y secuelas motoras. Debe permitir la configuración de diferentes niveles de rehabilitación, ajustando el rango de movimiento y velocidad, de acuerdo con la evolución del paciente. El control del exoesqueleto se realiza mediante una aplicación, desde la cual se seleccionan los modos de funcionamiento y niveles de rehabilitación.

Materiales: La estructura del prototipo debe estar fabricada con materiales livianos y resistentes, adecuados para soportar esfuerzos mecánicos repetitivos durante sesiones prolongadas de rehabilitación. Se utilizan ABS y PLA para la impresión 3D. Los materiales en contacto directo con el usuario deben ser hipoalérgicos y de fácil limpieza. Los componentes seleccionados deben facilitar la fabricación local, reduciendo costos de importación y mantenimiento.

Diseño y ergonomía: El diseño del exoesqueleto debe basarse en los parámetros biomecánicos de la mano, asegurando una correcta alineación entre el dispositivo y las articulaciones. De la misma

forma, el sistema debe ser ajustable, permitiendo su adaptación a diferentes tamaños de mano de las personas. Además, debe ser lo más ligero posible, evitando que genere dolor o lesiones en los pacientes. Finalmente, el dispositivo debe ser fácil de colocar y retirar.

Dimensiones: El prototipo está diseñado para adaptarse a manos adultas con longitudes aproximadas entre 18 y 20 cm, conforme a criterios antropométricos establecidos en la fase de diseño.

Seguridad: Los componentes utilizados para el funcionamiento del prototipo no deben presentar ningún riesgo de lesión o dolor para el usuario.

Peso: El prototipo debe ser ligero, evitando sobrecarga en la muñeca o en la zona distal de la mano.

Mecanismo de asistencia: El exoesqueleto utiliza un mecanismo electromecánico, basado en servomotores, para generar el movimiento pasivo de los dedos.

Los dedos, tanto el índice como el medio, el anular y el meñique, son accionados mediante un sistema de bielas y barras, permitiendo un movimiento sincronizado y repetitivo. El dedo pulgar cuenta con un accionamiento independiente, facilitando un movimiento básico de oposición. Se destaca que el sistema incorpora limitaciones mecánicas de recorrido, con el fin de proteger al usuario durante las sesiones de rehabilitación.

Costo y accesibilidad: El prototipo debe ser económicamente accesible al público, orientado a centros de rehabilitación. Por otro lado, los materiales y componentes deben estar disponibles en el mercado local, favoreciendo su replicabilidad y mantenimiento.

4.2 Planteamiento de alternativas de solución

Durante la fase de diseño del exoesqueleto rehabilitador de mano se analizan distintas alternativas de solución, considerando criterios biomecánicos, funcionales, ergonómicos y de viabilidad técnica. Las soluciones propuestas tienen como objetivo facilitar el movimiento de flexión y extensión de

los dedos de la mano durante el proceso de rehabilitación, manteniendo un diseño adaptable a la antropometría del usuario y un costo accesible.

4.2.1 Primera alternativa de solución

En la **Fig. 4. 1** se muestra la primera alternativa de un exoesqueleto de mano electromecánico, diseñado para la rehabilitación pasiva y asistida por una mano. El dispositivo está conformado por una estructura rígida que se fija al antebrazo del usuario, sobre la cual se integra el sistema mecánico encargado de generar el movimiento de flexión y extensión de los dedos.

El sistema de sujeción permite una correcta adaptación al antebrazo del paciente, garantizando estabilidad durante el uso y alineación adecuada entre el mecanismo y las articulaciones de la mano. Sobre esta base se monta el conjunto de accionamiento, compuesto por servomotores de alto torque que transmiten el movimiento a los dedos mediante un sistema de bielas y enlaces mecánicos.

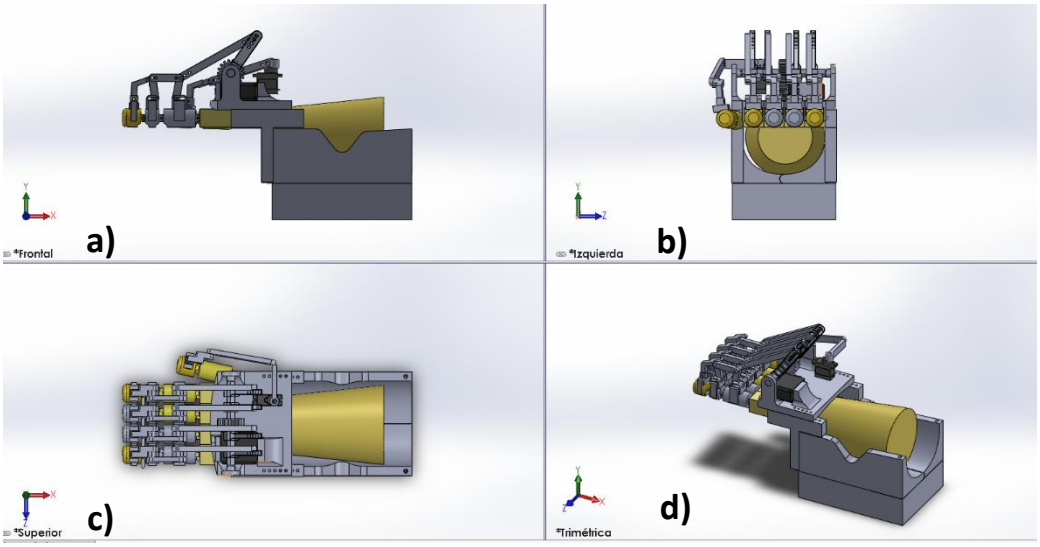


Fig. 4. 1 *Alternativa de solución Nro.1: a) vista frontal, b) vista izquierda, c) vista superior, d) vista isométrica*

Los dedos como índice, medio, anular y meñique son accionados de forma conjunta mediante un mecanismo sincronizado, lo que permite reproducir un patrón de movimiento similar al cierre y

apertura natural de la mano. El pulgar cuenta con un mecanismo independiente, lo que posibilita un movimiento básico de oposición, fundamental para ejercicios de rehabilitación funcional.

El diseño del exoesqueleto permite ajustarse a manos con una longitud comprendida entre 15 y 23 cm, mediante la correcta ubicación de los elementos mecánicos y la geometría del soporte. El sistema incorpora limitaciones mecánicas de recorrido, que previenen movimientos excesivos y protegen la integridad del usuario durante la terapia.

La fuerza, velocidad y rango de movimiento del sistema son controlados electrónicamente a través de una aplicación, lo que permite configurar diferentes niveles de rehabilitación, adaptándose al estado funcional del paciente y a la progresión del tratamiento.

En la **Tabla 4. 1** se detallan los principales componentes electrónicos y mecánicos que conforman la alternativa de solución Nro. 1.

Tabla 4. 1 *Componentes solución Nro. 1*

No.	Elemento	Cantidad	Material
1	Base de sujeción al antebrazo	1	PLA
2	Soporte estructural principal	1	PLA
3	Sistema de bielas y barras de transmisión	5	ABS
4	Soporte de dedos	5	ABS
5	Microcontrolador	1	Arduino Nano
6	Fuente de alimentación	1	5v 10A
7	Servomotor	2	MG30kg

4.2.2 Segunda alternativa de solución

La **Fig. 4. 2** muestra una alternativa de solución basada en un sistema mecánico pasivo, diseñada para la rehabilitación funcional de una sola mano. Esta propuesta se fundamenta en el uso de elementos flexibles y sistemas de guiado para los dedos, con el objetivo de facilitar el movimiento de flexión y extensión mediante la aplicación de fuerzas controladas.

El dispositivo está compuesto por un sistema de sujeción que permite su adaptación anatómica al antebrazo del usuario, proporcionando estabilidad durante su uso. La estructura integra un sistema de soporte palmar y un conjunto de tubos flexibles conectados a dedales, los cuales guían el movimiento de los dedos durante los ejercicios de rehabilitación.

El mecanismo de resistencia está basado en el uso de elementos elásticos, cuya tensión puede ser ajustada mediante un sistema regulador ubicado en la base del dispositivo. Este sistema permite modificar la fuerza aplicada durante el movimiento de los dedos, adaptándose a diferentes niveles de rehabilitación.

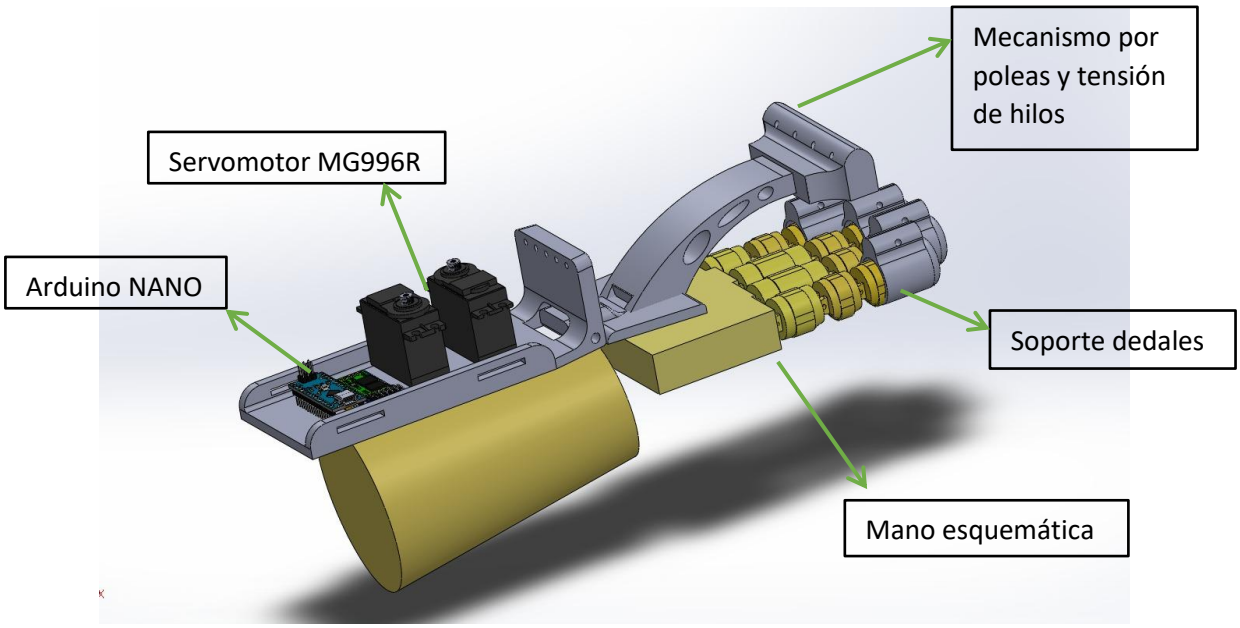


Fig. 4. 2 *Alternativa 2*

Adicionalmente, el diseño del prototipo contempla un sistema intercambiable para el pulgar, permitiendo el uso del dispositivo tanto en la mano izquierda como en la derecha. En la **Tabla 4. 2,** se presentan los componentes que conforman la alternativa de solución Nro. 2.

Tabla 4. 2 *Componentes solución Nro. 2*

No.	Elemento	Cantidad	Material
1	Soporte estructural principal	1	PLA

2	Soporte de dedos	5	ABS
3	Microcontrolador	1	Arduino Nano
4	Fuente de alimentación	1	5v 10A
5	Servomotor	1	MG45kg

4.3 Selección de la alternativa más adecuada

Para la selección más adecuada se toma en cuenta cada una de las especificaciones establecidas para el diseño que se mencionan con anterioridad.

En la **Tabla 4. 3** se presenta la comparación entre las alternativas de solución evaluadas, considerando criterios funcionales, ergonómicos y técnicos.

Tabla 4. 3 *Comparación de alternativas de solución para el desarrollo del prototipo de exoesqueleto*

CRITERIOS	SOLUCIÓN 1	SOLUCIÓN 2
Funcionalidad	Permite la flexión y extensión de los dedos. Asiste activamente al movimiento.	Permite la flexión y extensión de los dedos. No asiste activamente al movimiento.
Funciones	Fuerza, velocidad y rango de movimiento ajustables. Diferentes niveles de rehabilitación.	Fuerza de ejercicio ajustable mediante elementos elásticos e hilo de nylon. Rehabilitación pasiva limitada.
Materiales	Cómodos, accesibles y de fácil limpieza.	Cómodos, accesibles y de fácil limpieza.
Interfaz	Aplicación amigable y fácil de usar.	Aplicación amigable y fácil de usar.
Ergonomía	No restringe los movimientos naturales de la mano.	No restringe los movimientos naturales de la mano.
Dimensiones	Diseñado para extremidades de varios tamaños.	Diseñado para extremidades de varios tamaños.
Mecanismo de asistencia	Mediante servomotores y sistema de bielas.	Mediante servomotores y sistema accionado por hilos de nylon.

Luego del análisis comparativo de las alternativas de solución propuestas, se concluye que la alternativa de solución Nro. 1, correspondiente al exoesqueleto electromecánico con transmisión por bielas y sistema de barras, es la que presenta mayores ventajas para el proceso de rehabilitación de la mano.

Esta alternativa destaca por su capacidad de asistir activamente al movimiento, permitiendo la ejecución de terapias de rehabilitación pasiva completamente asistidas cuando el paciente no puede realizar el movimiento por sí mismo, así como la posibilidad de ajustar los parámetros del ejercicio de acuerdo con la evolución funcional del usuario.

A diferencia de la alternativa mecánica pasiva, la solución electromecánica ofrece un mayor control sobre la fuerza, la velocidad y el rango de movimiento, lo cual resulta fundamental en procesos de rehabilitación posteriores a accidentes cerebrovasculares y sus derivados, donde se requiere precisión y repetitividad en los ejercicios terapéuticos.

Esta alternativa integra un sistema de control mediante una aplicación, diseñada para ser amigable y fácil de usar tanto para el paciente como para el profesional de fisioterapia. La aplicación permite seleccionar distintos niveles de rehabilitación y enviar los comandos correspondientes al sistema de control del exoesqueleto, facilitando la personalización de la terapia.

Por lo tanto, se selecciona la alternativa de solución Nro. 1 como la opción más adecuada para el desarrollo del prototipo, debido a su mayor funcionalidad, capacidad de control y adaptabilidad, lo que la convierte en una solución más completa y eficiente para procesos de rehabilitación de la mano.

4.4 Selección de material

Los materiales seleccionados son dos, el primero es PLA, ácido poliláctico, se trata de un poliéster alifático que tiene como base esencial el ácido láctico, siendo similar al polietileno (PS). Este

material es biodegradable y apto para la impresión 3D, lo cual lo hace más útil que el plástico convencional. En la **Tabla 4. 4** muestran las propiedades físicas y mecánicas del material PLA.

Tabla 4. 4 *Propiedades físicas y mecánicas del material PLA*

TIPO	PROPIEDAD	VALOR
PROPIEDADES FÍSICAS	Densidad	1,24 – 1,27 g/cm^3
	Temperatura de fusión	150 – 180 °C
	Índice de fluidez	5 – 20 g/10min
PROPIEDADES MECANICAS	Resistencia a la tracción	50 – 70 MPa
	Módulo de elasticidad	2,7 – 3,5 GPa
	Resistencia a la flexión	80 – 110 MPa
	Módulo de flexión	3 – 4 GPa
	Resistencia al impacto	15 – 30 J/m

El segundo material seleccionado es ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno), el cual es un polímero termoplástico. Se opta por este tipo de material, ya que tiene una alta resistencia mecánica y un nivel bueno de tenacidad, lo cual es favorable para soportar los esfuerzos repetitivos al momento de realizar los movimientos de flexión y extensión de los dedos. También, el ABS tiene una mayor resistencia térmica que otros materiales, permitiendo una estabilidad dimensional del prototipo durante el uso prolongado. La **Tabla 4. 5** muestra las propiedades del material ABS.

Tabla 4. 5 *Propiedades Físicas y Mecánicas del ABS*

TIPO	PROPIEDAD	VALOR
PROPIEDADES FÍSICAS	Densidad	1,03 – 1,07 g/cm^3
	Temperatura de fusión	210 -240 °C
	Absorción de humedad	Baja

	Biodegradabilidad	No
PROPIEDADES MECÁNICAS	Resistencia a la tracción	35 – 50 MPa
	Módulo de elasticidad	1,8 - 2,5 GPa
	Resistencia a la flexión	60 – 80 MPa
	Dureza	Media - Alta

4.5 Sistemas de accionamiento giratorio

Existe una amplia variedad de actuadores rotacionales eléctricos, en la cual se destacan los motores paso a paso, de corriente continua (DC) y servomotores, los cuales se encargan de transformar la energía eléctrica en energía mecánica. Estos componentes son esenciales por su capacidad de dar un movimiento rotativo controlado. La **Tabla 4. 6** indica las diferentes ventajas y desventajas de los diferentes actuadores de giro.

Tabla 4. 6 *Comparación de actuadores rotacionales eléctricos*

ACTUADOR	VENTAJAS	DESVENTAJAS
Lineal	Bajo riesgo eléctrico Alta precisión de posicionamiento Sincronización con microcontroladores Toque Medio – Alto	Limitación de la velocidad generalmente es lenta Alto consumo energético Costo económico elevado Sensible a vibraciones Pérdida de fuerza ante vibraciones
Motor Paso a Paso	Alto torque en velocidad bajas Precisión alta en posicionamiento Bajo costo Bajo consumo energético	Tiende a vibrar y perder fuerzas en distintas frecuencias Errores de sincronización en el sistema por sobrecarga Potencia baja

	Sistema de control en lazo abierto	Dificultad en controlar el posicionamiento
Servomotor	Estabilidad de torque Variación dinámica en las velocidades Retroalimentación del sistema Control PI y PID Alta precisión	Costo Medio – Alto Complejidad de programación por ajuste PID Requiere un microcontrolador para funcionamiento

4.5.1 Selección de actuador

De acuerdo con las diferentes ventajas y desventajas de los actuadores presentadas, se realiza un análisis comparativo entre las tres alternativas mencionadas. La evaluación se realiza en un rango de uno a cinco en algunos parámetros esenciales, como se muestra en la **Tabla 4. 7**.

Tabla 4. 7 *Comparación de accionamientos*

Parámetro	Actuador Lineal	Servomotor	Motor Paso a Paso
Costo	3	3	3
Torque	4	4	5
Precisión	3	5	4
Repetibilidad	3	5	4
Seguridad	3	4	3
Peso	4	4	3
Continuidad de movimiento	3	5	4
TOTAL	23	30	26

El servomotor es el actuador seleccionado para el desarrollo de los movimientos del exoesqueleto, ya que proporciona un torque elevado y una precisión en las respectivas posiciones comprendidas

entre 0 y 180°. Asimismo, es un componente adecuado por la disponibilidad en el mercado a un costo ligeramente accesible, como también sus dimensiones y peso facilitan el diseño del sistema. De esta manera, el servomotor brinda una amplia variedad de beneficios en la rehabilitación de la mano mediante el exoesqueleto.

4.6 Trayectorias del dedo índice y pulgar de la mano

En este ámbito, el estudio y establecimiento de las trayectorias naturales de los dedos principales índice y pulgar es fundamental para simular los movimientos fluidos y controlados en el dispositivo electrónico asistido.

4.6.1 Trayectoria Natural

Este proceso se realiza con ayuda de Python (software libre), el cual permite detectar puntos estratégicos de los dedos y la mano en tiempo real, para lo cual se utiliza la aplicación DroidCam, librerías de OpenCV y biblioteca de Mediapipe Hands.

Mediapipe Hands facilita la identificación precisa de 21 puntos clave, destacando las principales articulaciones de los dedos, tal como muestra la **Fig. 4. 3**.

El programa genera una gráfica de la trayectoria realizada del dedo índice y pulgar por separado. La punta del dedo, la articulación interfalángica distal (IFD) y la articulación interfalángica proximal (IFP) son los puntos más esenciales para obtener la trayectoria y la articulación metacarpofalángica (MCF) como punto de inicio (origen) de la misma.

Cada punto virtual de color por cada dedo se posiciona en las diferentes articulaciones, lo que permite obtener las diferentes trayectorias de los dedos. Cabe destacar que, al ser un programa de uso constante en biomecánica, los datos contienen perturbaciones (ruido), por lo que se utiliza la librería SciPy para filtrar dicha información, de manera que se tenga una medición segura y confiable con un error menor a 5 mm.

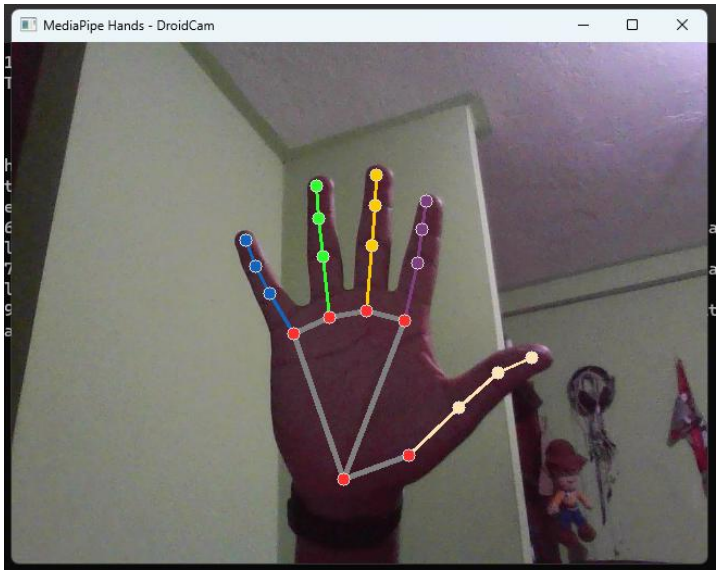


Fig. 4. 3 *Detección de puntos de la mano con Mediapipe Hands*

4.6.1.1 Dedo índice

El programa genera una gráfica de la trayectoria realizada del dedo índice. La punta del dedo, la articulación IFD y la articulación interfalángica proximal IFP son los puntos más esenciales para obtener la trayectoria y la articulación MCF como punto de inicio (origen) de la misma. La **Fig. 4. 4** indica los puntos mencionados.

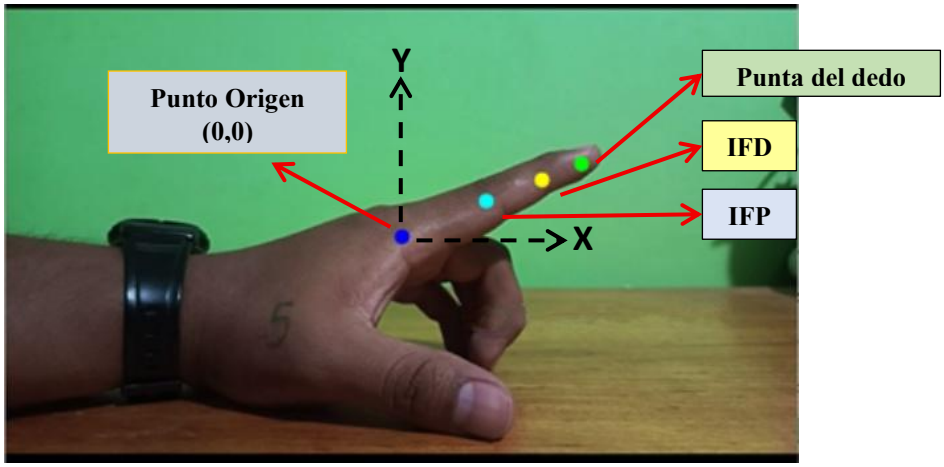


Fig. 4. 4 *Puntos de la trayectoria del dedo índice*

El recorrido del dedo índice desde su posición extendida hasta la flexionada fue detectado en tiempo real mediante el programa mencionado anteriormente. La **Fig. 4. 5** muestra la trayectoria obtenida del dedo índice.

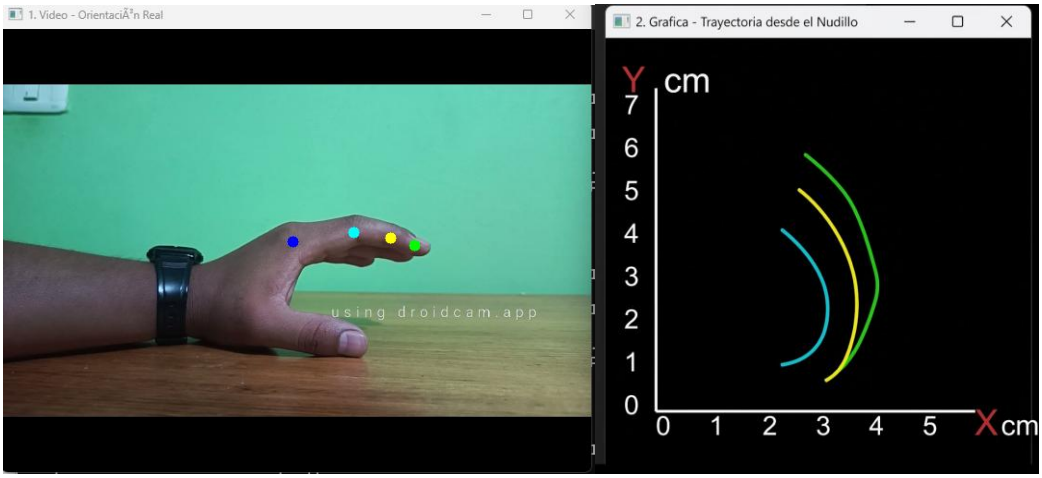


Fig. 4. 5 *Trayectoria del dedo índice*

4.6.1.2 Dedo pulgar

La trayectoria del dedo pulgar se basa en 2 puntos claves, punta de dedo y articulación interfalángica (IP), mientras que la articulación MCF es punto de origen de la trayectoria determinada, tal como se muestra en la **Fig. 4. 6**.

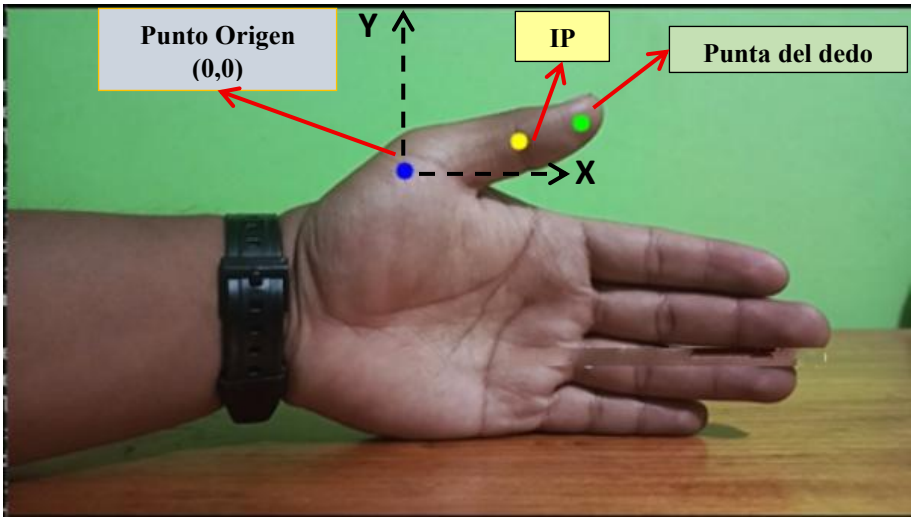


Fig. 4. 6 *Puntos de la trayectoria del dedo pulgar*

La **Fig. 4. 7** indica la gráfica de la trayectoria obtenida en tiempo real desde la extensión y flexión del dedo simulando el movimiento de agarre.

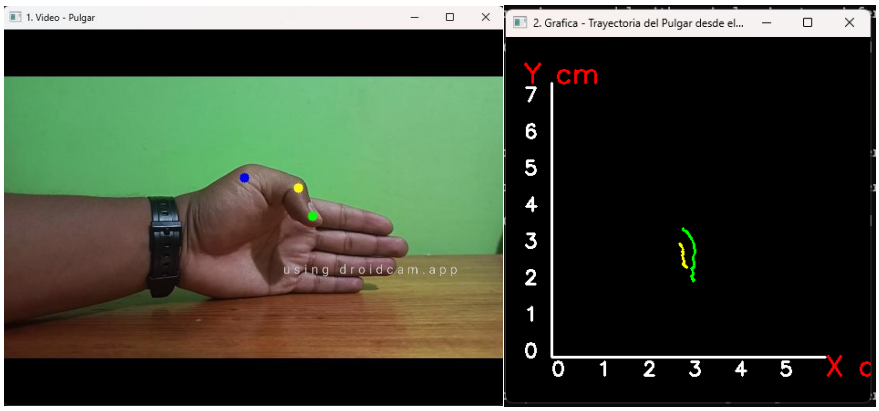


***Fig. 4. 7** Trayectoria del dedo Pulgar*

4.7 Características del diseño seleccionado

En este apartado se detallan los componentes que integran la solución seleccionada para el desarrollo del exoesqueleto rehabilitador de mano. Este proceso se realiza considerando tanto los elementos mecánicos como electrónicos que conforman el sistema, los cuales permiten la ejecución controlada de movimientos de flexión y extensión durante el proceso de rehabilitación.

En la **Fig. 4. 8** se muestra el prototipo completo del exoesqueleto rehabilitador de mano, donde se integran la estructura mecánica, el sistema de accionamiento y la caja de control electrónico.

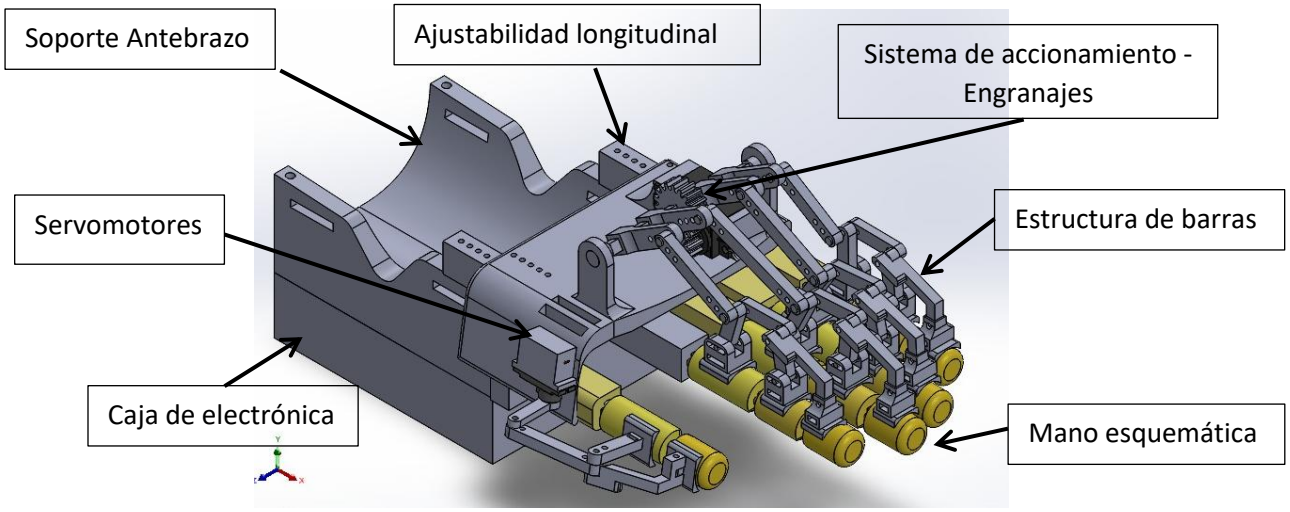


Fig. 4. 8 *Modelo completo del exoesqueleto rehabilitador de mano*

4.7.1 Caja de control electrónico

La caja de control, mostrada en la **Fig. 4. 9**, es diseñada con el objetivo de alojar y proteger los componentes electrónicos del sistema, garantizando seguridad, organización interna y facilidad de mantenimiento. Este elemento constituye el núcleo de control del exoesqueleto, desde donde se gestiona la alimentación eléctrica y el accionamiento de los servomotores.

La caja es modelada utilizando SolidWorks e impresa en 3D, utilizando filamento PLA+, material que ofrece buena rigidez estructural, bajo peso y facilidad de fabricación. Su geometría rectangular permite una distribución adecuada de los componentes internos y cuenta con orificios de fijación para el montaje seguro de los dispositivos electrónicos.

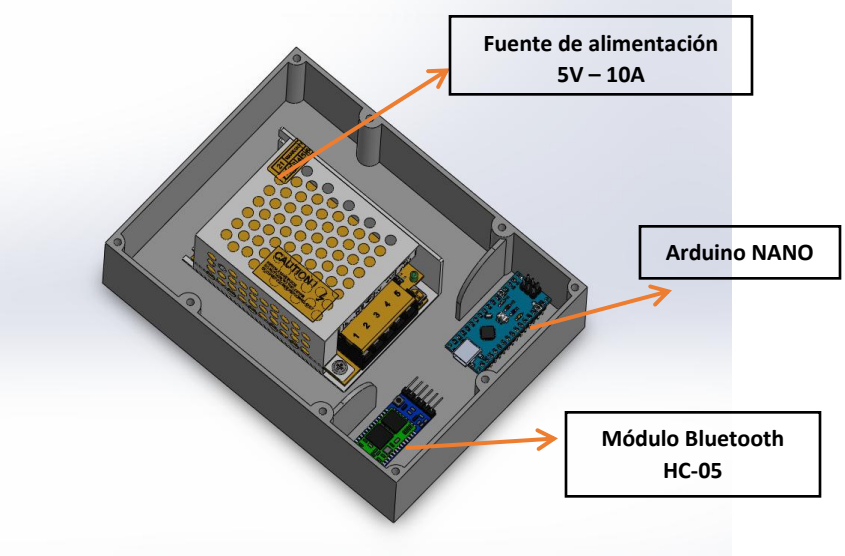


Fig. 4. 9 *Caja de Control Electrónico*

En su interior se aloja una fuente de alimentación de 5 V y 10 A, encargada de suministrar energía tanto a los servomotores como al circuito electrónico de control. Esta fuente garantiza la corriente necesaria para el funcionamiento estable de los actuadores, evitando caídas de tensión durante la ejecución del sistema.

De la misma manera, la caja integra un circuito electrónico compuesto por un microcontrolador (Arduino Nano), que se complementa con un módulo Bluetooth HC-05 y se encarga de procesar los comandos enviados desde la aplicación y generar las señales de control para los servomotores, logrando una comunicación inalámbrica entre el exoesqueleto y la aplicación de control. La **Tabla 4. 8** muestra los componentes de la caja electrónica.

Tabla 4. 8 *Componentes de la caja de control*

No.	Elemento	Cantidad	Material
1	Caja de Control	1	PLA+
2	Microcontrolador Arduino Nano	1	Electrónico
3	Fuente conmutada 5 V a 10 A	1	Electrónico
4	Bluetooth hc-05	1	Electrónico

4.7.2 Módulo de soporte de antebrazo con sistema de vibración

El módulo de soporte de antebrazo, mostrado en la **Fig. 4. 10** es diseñado con la finalidad de proporcionar una base ergonómica y estable para el apoyo del antebrazo del usuario durante el proceso de rehabilitación. Este componente cumple una doble función: garantizar la correcta alineación del exoesqueleto con la mano y mejorar la experiencia terapéutica mediante un sistema de vibración integrada, fortaleciendo la relajación muscular del paciente.

El soporte está conformado por dos módulos estructurales fabricados en PLA+, los cuales se ensamblan entre sí mediante un sistema de fijación mecánica (tornillos). El diseño del soporte es elaborado considerando la anatomía del antebrazo, permitiendo una distribución uniforme de la presión y evitando puntos de contacto incómodos durante sesiones prolongadas de uso.

Cada uno de los módulos incorpora un sistema de vibración, compuesto por dos micromotores vibratorios, los cuales están ubicados estratégicamente para transmitir estímulos mecánicos al

antebrazo del usuario. Este sistema tiene como objetivo complementar la rehabilitación motora, proporcionando estimulación sensorial que puede contribuir a la relajación muscular y a la activación neuromuscular durante la terapia.

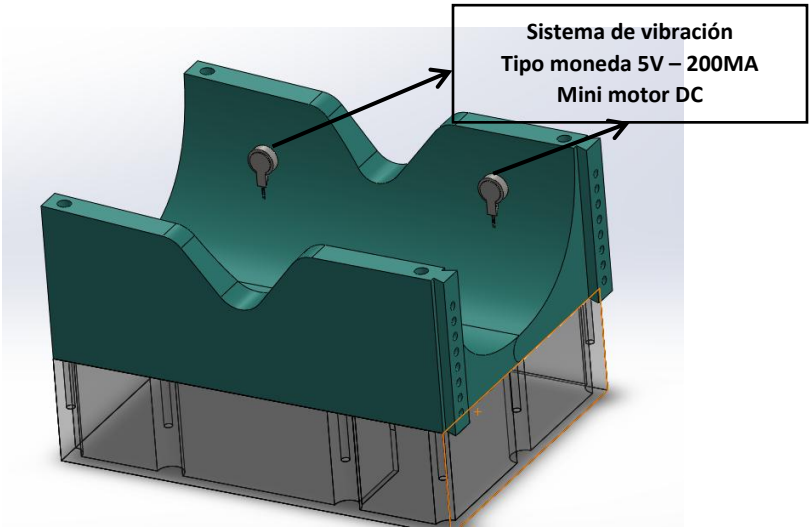


Fig. 4. 10 *Módulo de soporte de antebrazo con sistema de vibración*

El prototipo cuenta con un sistema de vibración con cuatro vibradores tipo moneda de 5V – 200mA ubicados en el soporte para el antebrazo; el sistema fue integrado para proporcionar una relajación muscular mediante pequeñas vibraciones. De esta manera, se reducen tensiones musculares y fatiga durante las sesiones de rehabilitación con el dispositivo.

El diseño modular del soporte permite un ensamblaje y desmontaje sencillos, facilitando el mantenimiento del sistema y la posible sustitución de componentes. Además, el uso de PLA+ como material de fabricación garantiza una estructura liviana, rígida y de fácil manufactura mediante impresión 3D. En la **Tabla 4. 9** se detallan los componentes que conforman el módulo de soporte de antebrazo con sistema de vibración.

Tabla 4. 9 *Componentes del módulo de soporte de antebrazo*

No.	Elemento	Cantidad	Material

1	Módulo derecho del soporte de antebrazo	1	PLA+
2	Módulo izquierdo del soporte de antebrazo	1	PLA+
3	Módulo de vibración	4	Electrónico
4	Sistema de fijación (tornillería)	1	-

4.7.3 Módulo elevador de la mano y sistema de accionamiento

El módulo elevador de la mano, mostrado en la **Fig. 4. 11** está diseñado para elevar y posicionar adecuadamente la mano con respecto al antebrazo, permitiendo una correcta alineación del exoesqueleto durante el proceso de rehabilitación. Este módulo cumple una función clave en la ergonomía del sistema, ya que facilita la adaptación del dispositivo a diferentes longitudes de mano y configuraciones anatómicas del usuario.

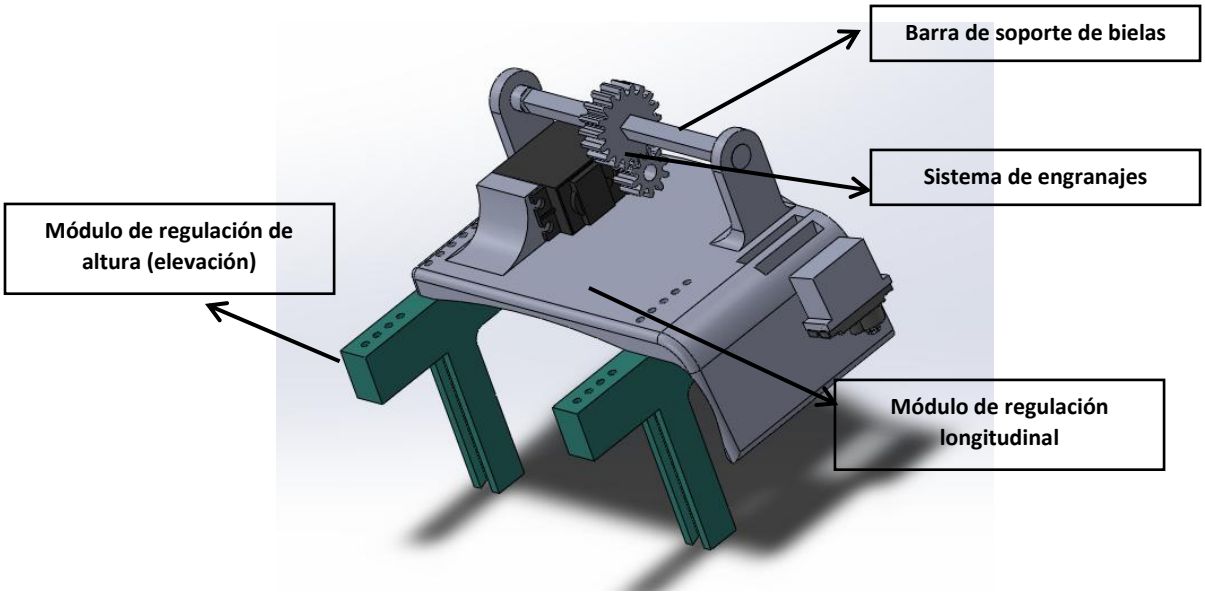


Fig. 4. 11 *Módulo elevador de la mano y sistema de accionamiento*

En la **Tabla 4. 10** se detallan los componentes que conforman el módulo elevador y el sistema de ajuste longitudinal de la mano.

Tabla 4. 10 *Componentes del módulo elevador y sistema de ajuste longitudinal*

No.	Elemento	Cantidad	Material

1	Base estructural del módulo elevador	1	PLA+
2	Soporte de servomotores	2	PLA+
3	Servomotor de alto torque 30 kg	1	Electrónico
4	Micro servomotor metálico	1	Electrónico
5	Módulo de regulación longitudinal	1	PLA+
6	Sistema de engranajes	2	ABS
7	Sistema de fijación (tornillería)	1	-

Características del sistema de engranes

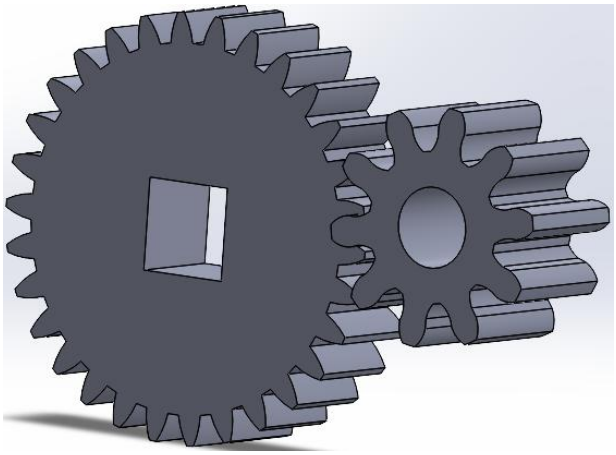


Fig. 4. 12 *Sistema de engranajes*

Los engranajes utilizados para realizar el movimiento correspondiente cuentan con las características presentadas en la **Tabla 4. 11**

Tabla 4. 11 *Características de engranajes*

Parámetro	**Engranaje 1**	**Engranaje 2**
Diámetro exterior (DE)	32 mm	18 mm
Diámetro interior (DI)	27,5 mm	14,5 mm
Número de dientes (Z)	30	16
Módulo	1	1

4.7.3.1 Sistema de elevación y soporte de la mano

El diseño del módulo permite regular la altura del conjunto de la mano, lo que contribuye a mejorar la postura funcional del usuario durante la terapia. Esta característica resulta especialmente importante para compensar diferencias antropométricas y asegurar que la mano se mantenga en una posición cómoda y estable.

La estructura del soporte es diseñada para distribuir adecuadamente las cargas mecánicas, evitando concentraciones de esfuerzo y garantizando estabilidad durante el funcionamiento del sistema, incluso cuando el módulo se encuentra en posiciones elevadas.

4.7.3.2 Sistema de ajuste longitudinal de la mano

El diseño del módulo incorpora un sistema de ajuste longitudinal, cuya función principal es extender o retraer la posición del conjunto del exoesqueleto con respecto a la mano del usuario, ver **Fig. 4. 13**. Este sistema permite adaptar el dispositivo a diferentes longitudes de mano, garantizando una correcta alineación entre el exoesqueleto y las articulaciones del usuario.

El ajuste longitudinal se realiza mediante elementos que permiten variar la posición del módulo de forma segura y sencilla, sin comprometer la rigidez ni la estabilidad del sistema. Este mecanismo no interviene en la transmisión del movimiento hacia los dedos, sino que cumple exclusivamente una función de adaptación dimensional del dispositivo.

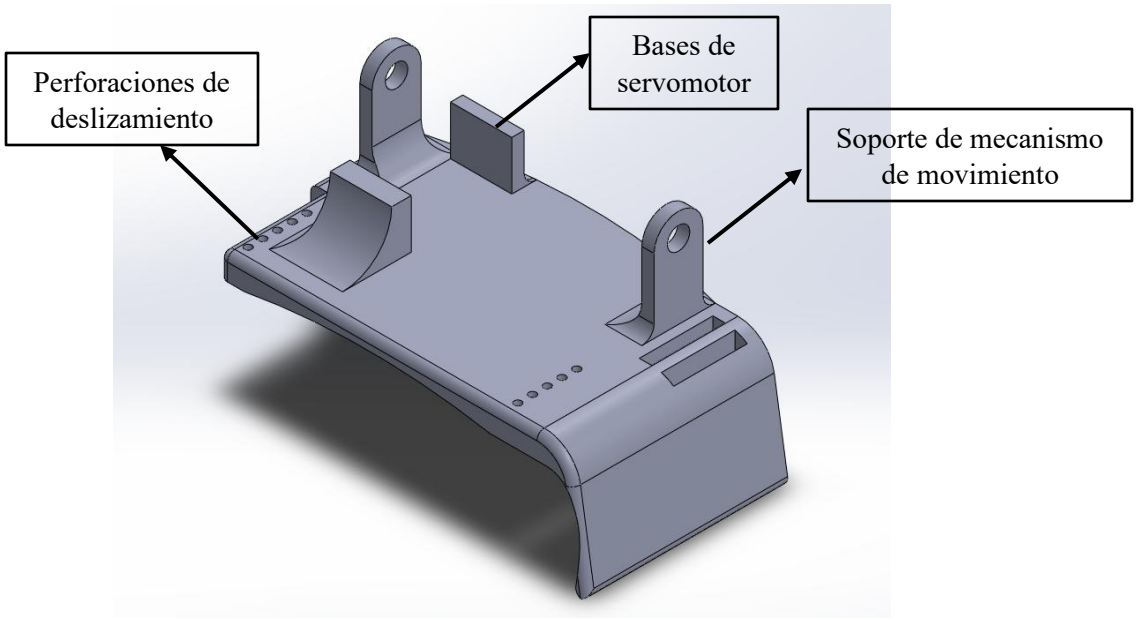


Fig. 4. 13 *Base estructural del módulo elevador de la mano*

4.7.4 Sistema de transmisión mediante sistema de bielas y barras

El sistema de transmisión mediante bielas, mostrado en la **Fig. 4. 14** está encargado de transferir el movimiento generado por el servomotor principal hacia los dedos de la mano. Este sistema fue diseñado para permitir la flexión y extensión asistida de los dedos durante el proceso de rehabilitación, manteniendo un movimiento controlado y alineado con la biomecánica de la mano. El mecanismo está compuesto por bielas y barras, las cuales se encuentran articuladas entre sí y conectadas al sistema de accionamiento del servomotor. Estas bielas transforman el movimiento rotacional del servomotor en un movimiento lineal y angular, que es transmitido de manera progresiva hacia los dedos.

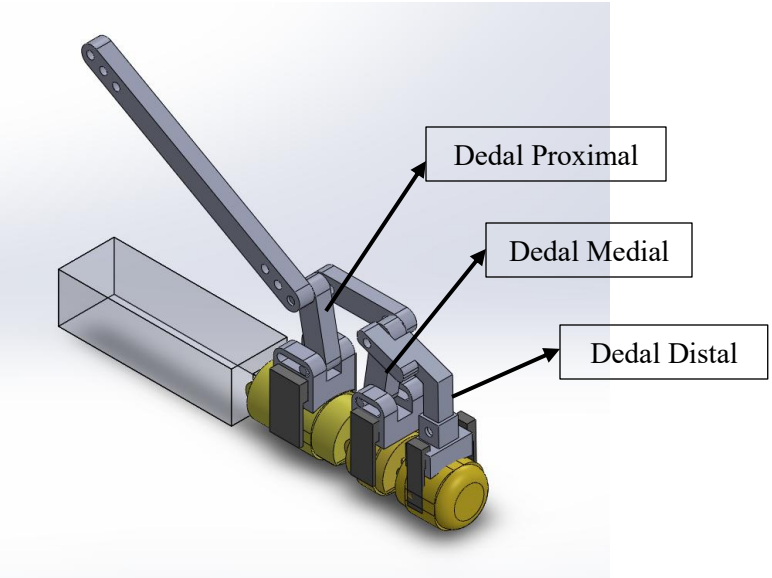


Fig. 4. 14 *Sistema de transmisión mediante bielas y dedales hacia los dedos*

4.7.4.1 Configuración del sistema de bielas

El sistema incorpora bielas de diferentes longitudes, diseñadas específicamente para adaptarse a la anatomía de cada dedo. Esta diferenciación en las dimensiones permite respetar las distintas longitudes y trayectorias de movimiento de los dedos índice, medio, anular y meñique, mejorando la naturalidad del movimiento durante la rehabilitación.

4.7.4.2 Sistema de dedales y sujeción del dedo

Estos dedales están diseñados para adaptarse cómodamente a los dedos y permitir la transmisión eficiente del movimiento sin generar incomodidad o puntos de presión, como se puede observar en la **Fig. 4. 15**. La sujeción de los dedos se realiza mediante un sistema de agarre con bandas de velcro, lo que permite un ajuste rápido, seguro y adaptable a diferentes diámetros de dedo. Este sistema facilita la colocación y el retiro del exoesqueleto.

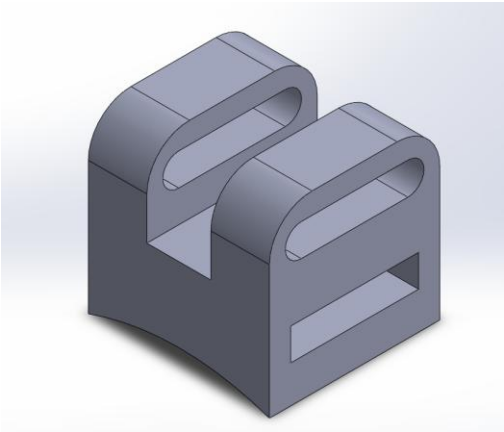


Fig. 4. 15 *Diseño del Dedal del exoesqueleto*

4.7.4.3 Funcionamiento del sistema de transmisión

Durante el funcionamiento del exoesqueleto, el servomotor principal acciona el sistema de bielas, generando un empuje controlado que se transmite hacia los dedales. Este empuje provoca el movimiento de flexión o extensión de los dedos, según la secuencia programada en el sistema de control.

El diseño del mecanismo permite que el movimiento sea progresivo y repetitivo, características esenciales en terapias de rehabilitación pasiva. De este modo, la diferencia de longitudes entre las bielas contribuye a reproducir un patrón de movimiento más cercano al comportamiento natural de la mano humana. En la **Tabla 4. 12** se detallan los componentes que conforman el sistema de transmisión mediante bielas hacia los dedos.

Tabla 4. 12 *Componentes del sistema de movimiento del exoesqueleto de rehabilitación*

No.	Elemento	Cantidad	Material
1	Bielas de transmisión para cada dedo	5	ABS
2	Dedales para sujeción de dedos	3	ABS
3	Sistema de agarre	3	Velcro
4	Sistema de fijación (tornillería)	-	-

4.8 Análisis de elementos finitos (FAE) de las barras del sistema de movimiento

En el análisis de elementos finitos estático se consideran las cargas o fuerzas externas aplicadas a cada uno de los elementos del exoesqueleto, con la finalidad de determinar los diferentes estudios primordiales como esfuerzos de von Mises, límites máximos y mínimos de desplazamientos, deformaciones unitarias y factores de seguridad.

Este estudio permite determinar posibilidades de fallo del diseño, ya que asegura que tanto materiales como piezas del exoesqueleto sean relativamente resistentes a las diferentes variaciones de carga mientras el exoesqueleto está en funcionamiento, de esta manera se brinda confiabilidad y seguridad a los usuarios que realizan la rehabilitación.

Es importante destacar el valor de la carga externa con la cual se realiza el análisis, para ello se toma en cuenta el peso de la mano, que tiene un rango promedio de 0,5 a 1 kg [35] y la gravedad 9,81 $\frac{m}{s^2}$. Por lo tanto, se obtienen los siguientes cálculos:

$$F = Pm * g \qquad \text{Ec.4.1}$$

Donde:

Pm = 0,7 kg, peso promedio de la mano

Sustituyendo los datos en la Ec.4.1, se obtiene:

$$F = 6{,}9\ N$$

Por lo tanto, el valor de la carga estática externa es de 6,9 N.

En la **Fig. 4. 16** se muestra la posición de la carga aplicada, ya que es el punto específico donde realiza más esfuerzo para realizar el movimiento de flexión de los dedos

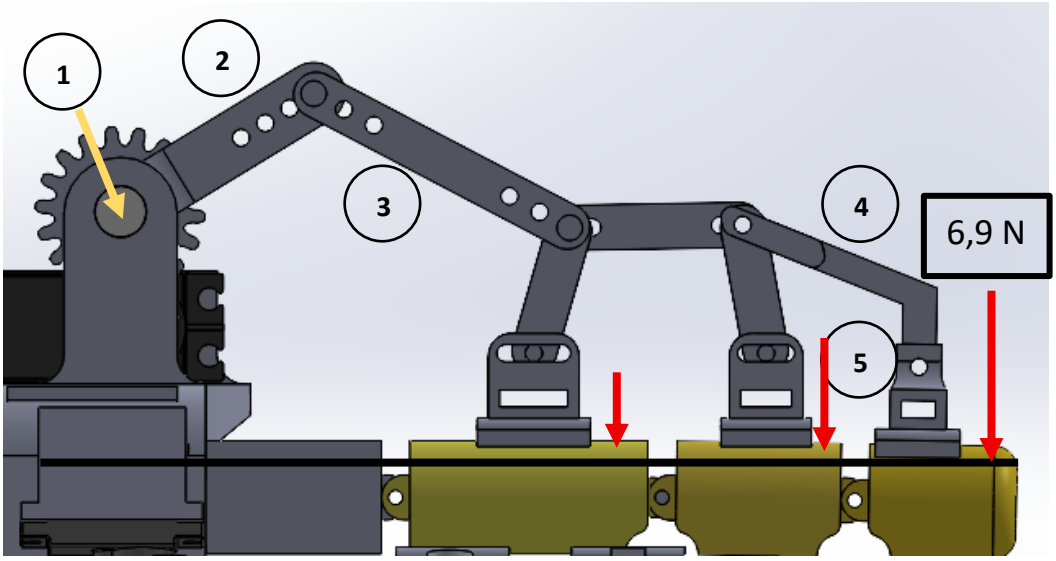
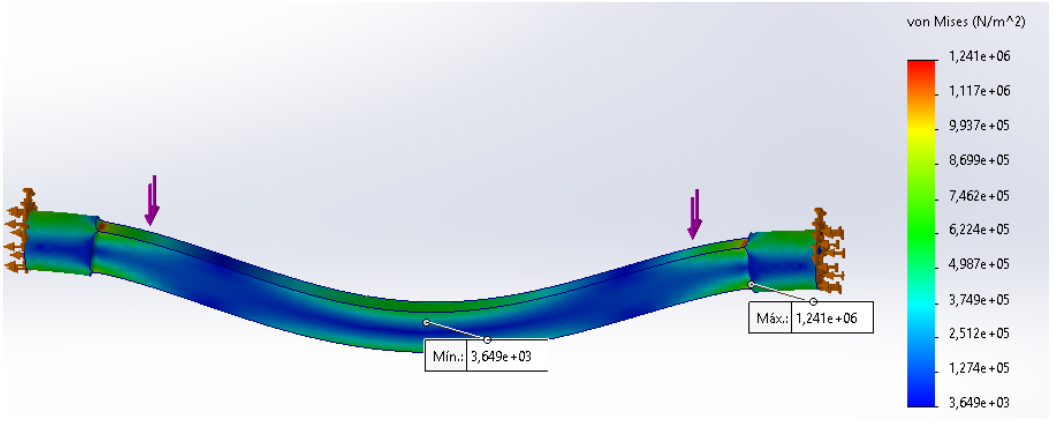


Fig. 4. 16 *Carga aplicada de 6,9 N en la mano*

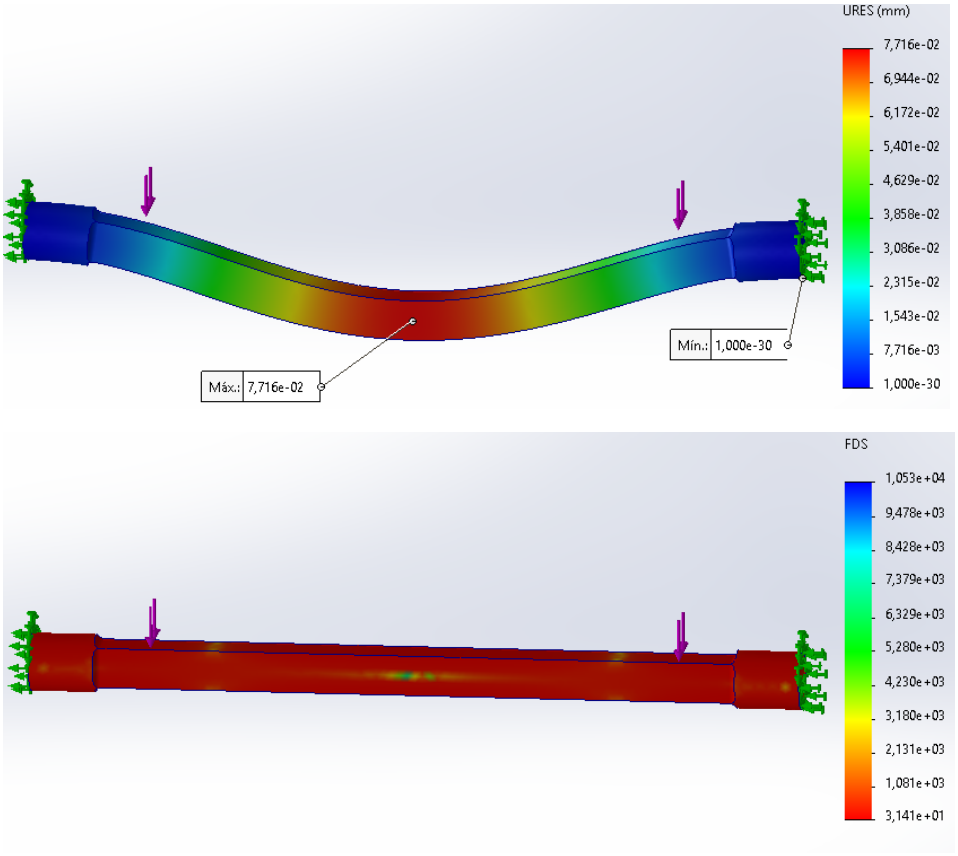
El análisis se realiza a 5 piezas principales que conforman el sistema de movimiento de los dedos.

- Barra Engranaje (1)
- Biela (2)
- Eslabón 1 (3)
- Agarre 1 (4)
- Dedal 2 (5)

4.8.1 Análisis estático Barra Engranaje (1)



a)



b)

c)

Fig. 4. 17 *Análisis estático barra engranaje: (a) Esfuerzo von Mises, (b) Desplazamiento max - min y (c) Factor de seguridad*

La pieza barra engranaje tiene una resistencia hasta un esfuerzo máximo de 1.24 MPa (a).

Cuenta con un desplazamiento de 0.77 mm (b), valor que demuestra una rigidez de estructura.

El factor de seguridad es totalmente seguro ya que presenta un valor de 31.41 (c).

4.8.2 Análisis estático Biela (2)

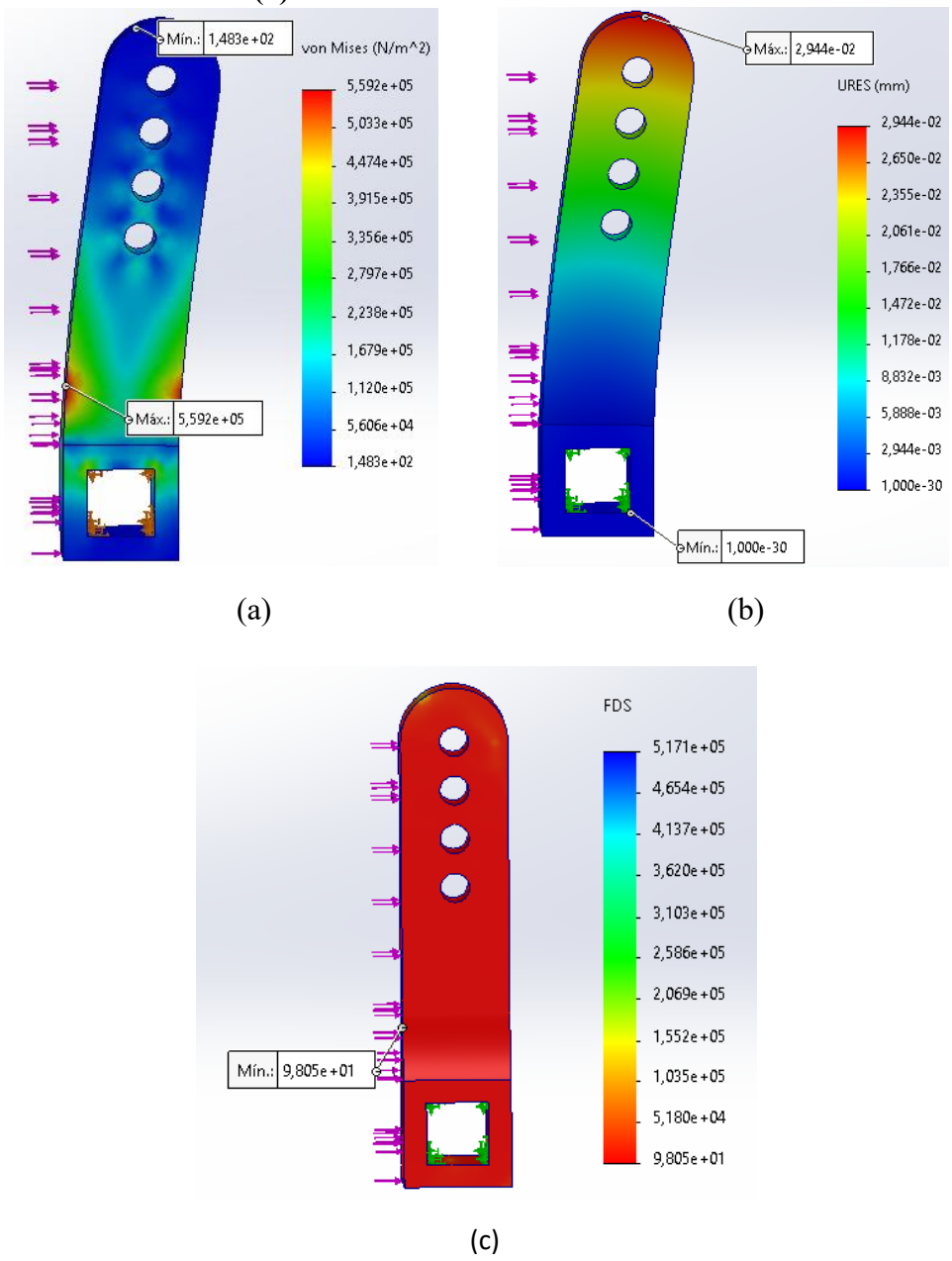


Fig. 4. 18 *Análisis estático Biela: (a) Esfuerzo von Mises, (b) Desplazamiento max - min y (c) Factor de seguridad*

El esfuerzo máximo con el que esta pieza estará sometida es de 0.559 MPa (a); el valor está por debajo del límite de fluencia. En cambio, el extremo superior tiene un desplazamiento de 0.029 mm (b). El factor de seguridad mínimo con el cual garantiza seguridad es de 98,05.

4.8.3 Análisis estático Eslabón 1 (3)

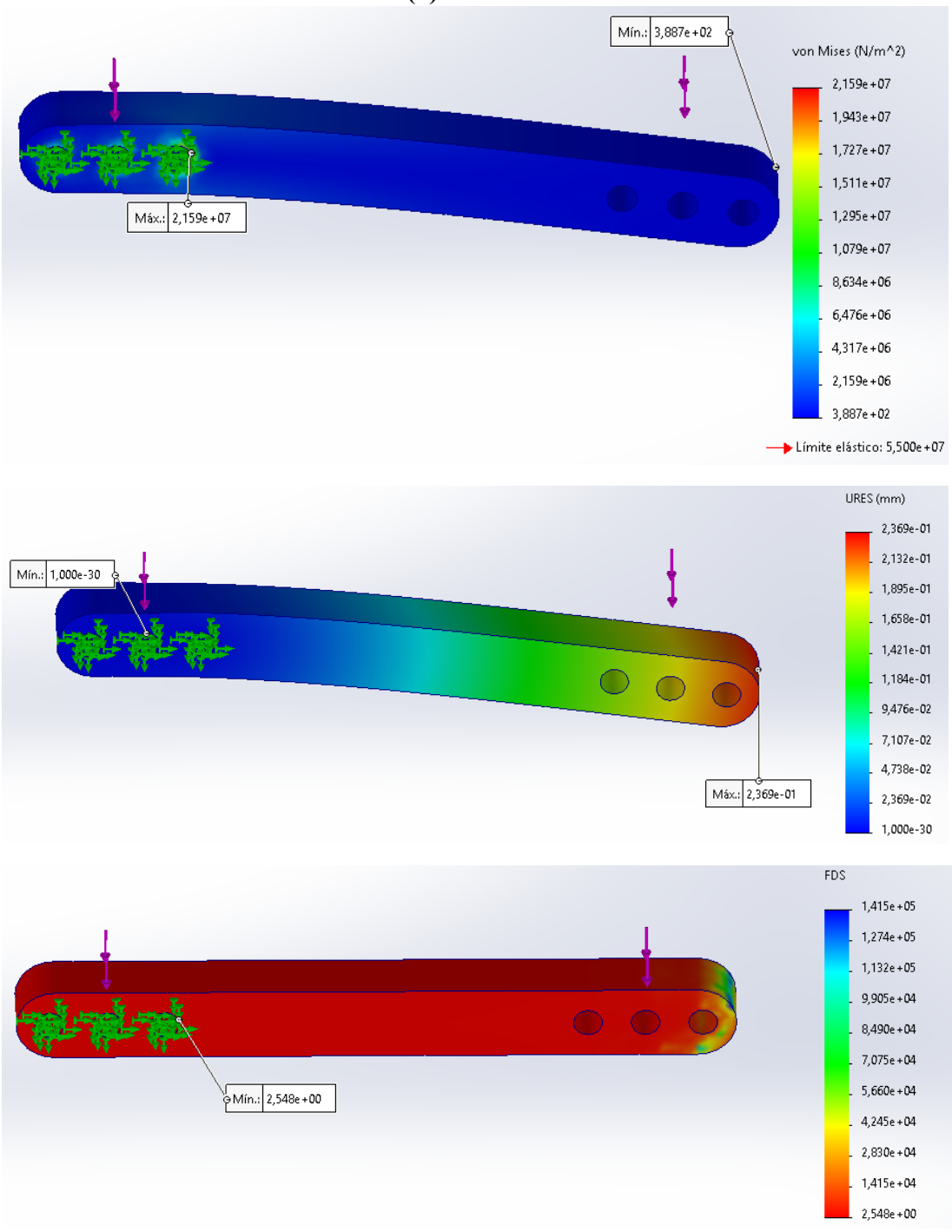
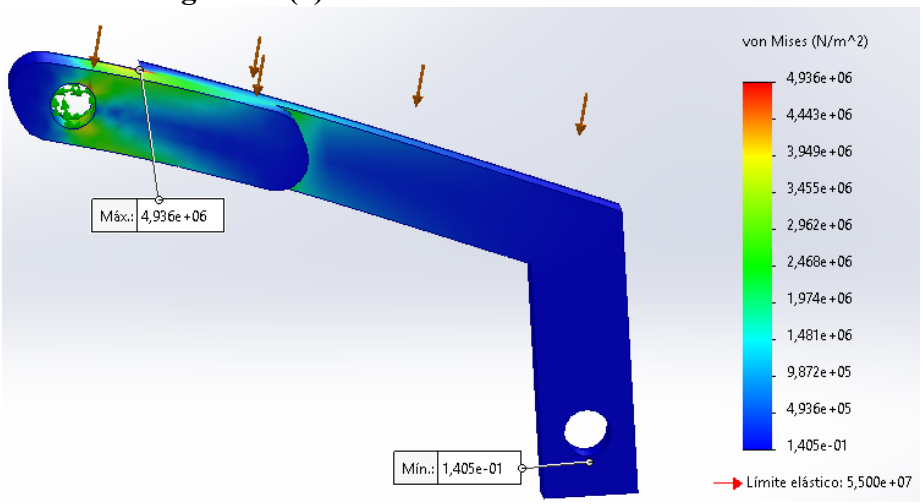
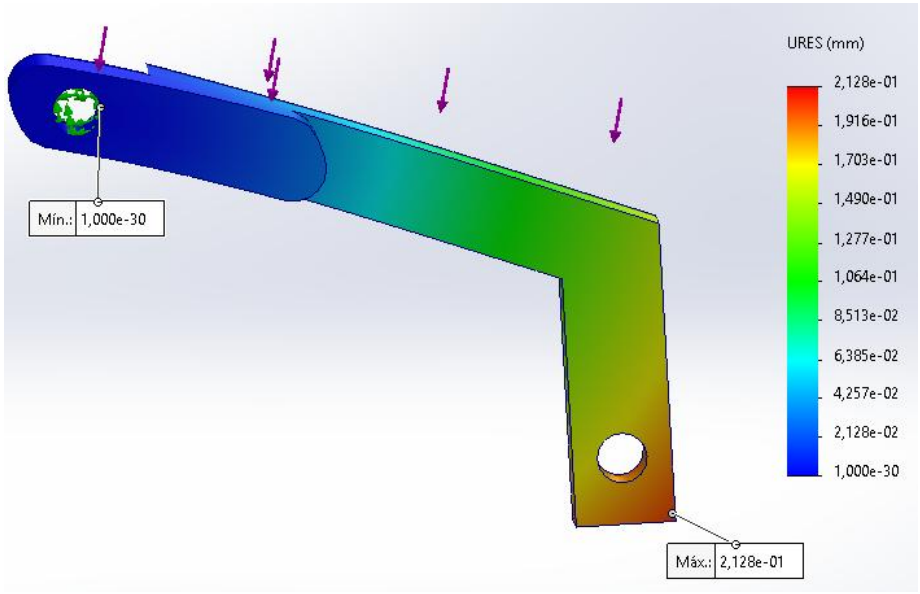


Fig. 4. 19 *Análisis estático Eslabón 1: (a) Esfuerzo von Mises, (b) Desplazamiento max - min y (c) Factor de seguridad*

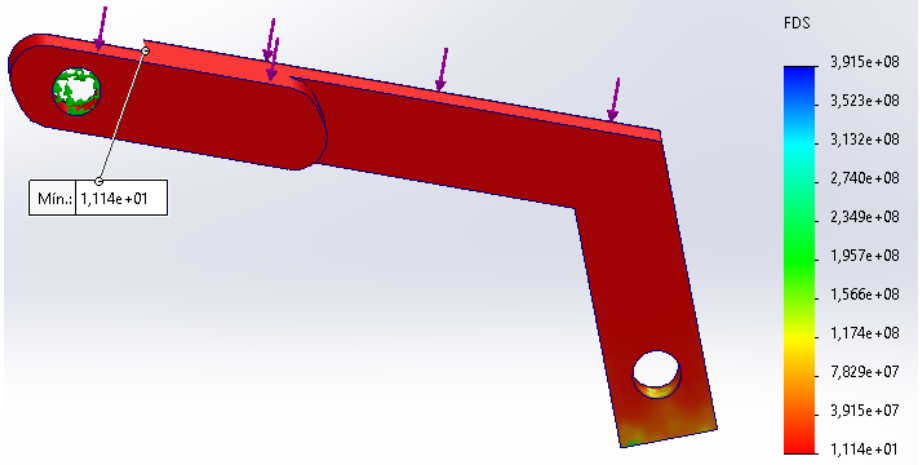
4.8.4 Análisis estático Agarre 1 (4)



(a)



(b)

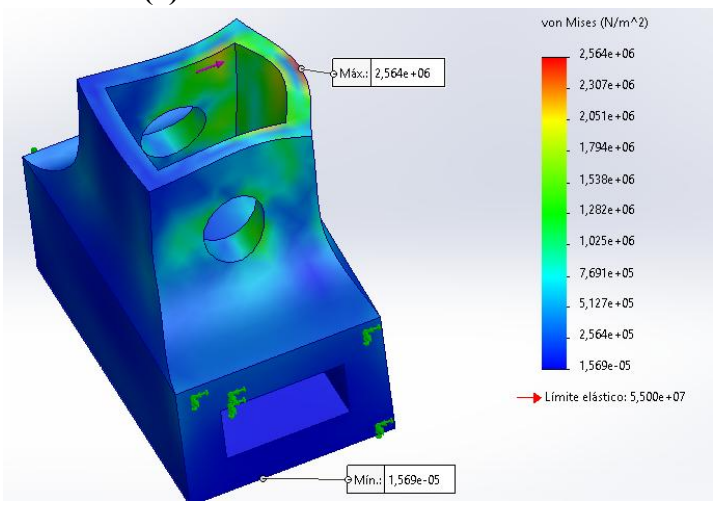


(c)

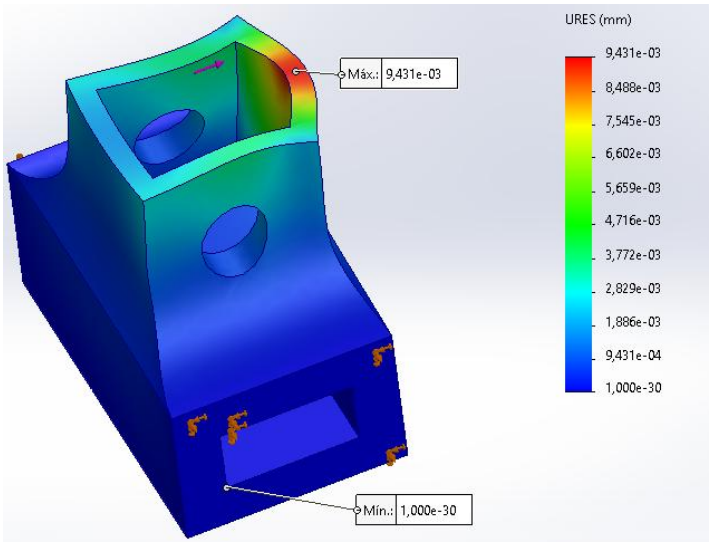
Fig. 4. 20 *Análisis estático Agarre 1: (a) Esfuerzo von Mises, (b) Desplazamiento max - min y (c) Factor de seguridad*

El presente análisis demuestra el comportamiento de la pieza Agarre 1 ante diferentes esfuerzos, uno de ellos es 4,94 MPa (a), el cual indica que evita deformaciones. También se identifica un desplazamiento de 0.21 mm (b), asegurando de tal forma una rigidez en el funcionamiento. El factor de seguridad de 11.14 (c) establece confiabilidad en el uso adecuado.

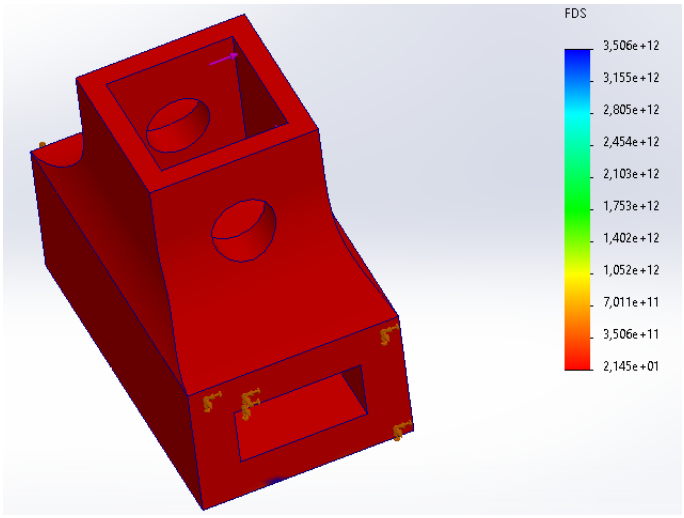
4.8.5 Análisis estático Dedal (5)



(a)



(b)



(c)

Fig. 4. 21 *Análisis estático dedal: (a) Esfuerzo von Mises, (b) Desplazamiento max - min y (c) Factor de seguridad*

En la **Tabla 4. 13** Se muestran los factores obtenidos en los análisis estáticos de cada uno de los elementos principales.

Tabla 4. 13 *Factor de seguridad de piezas*

PIEZA	FACTOR SEGURIDAD
Barra Engranaje	31
Biela	98
Eslabón 1	2,54
Agarre 1	11
Dedal	21

El factor de seguridad obtenido para cada una de las piezas según los resultados reportados por el software se considera adecuado ya que todos los casos son superiores a 1. De esta manera se garantiza que las partes de este mecanismo son resistentes a las cargas o fuerzas externas.

4.9 Elementos electrónicos del sistema

En la presente sección se detallan los elementos electrónicos que están integrados en el prototipo de exoesqueleto rehabilitador, siendo los encargados de procesar los comandos enviados desde la

aplicación, gestionar la comunicación inalámbrica y accionar los servomotores responsables del movimiento asistido de la mano.

4.9.1 Microcontrolador Arduino Nano

El control principal del sistema se realiza mediante un Arduino Nano. Esta placa de desarrollo está basada en el microcontrolador ATmega328P y es ampliamente utilizada en sistemas embebidos y aplicaciones de control de actuadores [36].

El Arduino Nano opera a un voltaje de 5 V y cuenta con una frecuencia de reloj de 16 MHz, lo que permite ejecutar de forma estable las rutinas de control del exoesqueleto. Dispone de 32 KB de memoria Flash, 2 KB de memoria SRAM y 1 KB de EEPROM, recursos suficientes para el manejo de servomotores, comunicación Bluetooth y lógica básica del sistema.

4.9.2 Módulo Bluetooth HC-05

La comunicación inalámbrica entre el exoesqueleto y la aplicación de control se realiza mediante un módulo Bluetooth HC-05. Este módulo permite establecer una comunicación serial mediante interfaz UART entre el microcontrolador y un dispositivo móvil o computador. El HC-05 es compatible con el estándar Bluetooth 2.0 + EDR y puede operar en modo Maestro o Esclavo.

4.9.3 Servomotor MG90S

El accionamiento independiente del pulgar se realiza mediante un microservomotor metálico MG90S, el cual se presenta en la **Fig. 4. 22**. Este servomotor es seleccionado por su tamaño compacto y su capacidad para proporcionar un movimiento preciso en aplicaciones de bajo volumen.

El MG90S presenta un torque aproximado de 2,0 $kg * cm$ con 4,8 V y 2,8 $kg * cm$ con 6,0 V, valores adecuados para el movimiento asistido del pulgar durante la rehabilitación [37] tal como se muestra en la **Tabla 4. 14**.



Fig. 4. 22 *Servo motor MG90S*

Tabla 4. 14 *Especificaciones del servomotor MG90S*

Característica	**Valor**
Torque	1,8 $kgf * cm$ (4,6 V) 2,2 $kgf * cm$ (6V)
Ángulo de rotación	180°
Peso	13g
Velocidad de operación	$\frac{0.1\ s}{60°}$ (4,8 V) $\frac{0.8\ s}{60°}$ (6 V)
Dimensiones	Largo 22, 8 mm Ancho 12,2 mm Altura 28,5 mm

4.9.3.1 Cálculos matemáticos para accionamiento de dedo pulgar

Con el propósito de seleccionar el servomotor adecuado, se realizan los cálculos matemáticos, cuya finalidad es determinar el torque necesario para el accionamiento del dedo pulgar del exoesqueleto rehabilitador de mano, permitiendo un movimiento seguro y eficiente para la rehabilitación.

DATOS	CÁLCULOS	
Fp = 5N	$T = Fp * dp$	Ec.4.2

dp = 0,027m $T = 5 * 0{,}027 = 0{,}135\ Nm$

Transformación Nm a $kgf.cm$

$$1N = 10{,}197\ kgf.cm$$

$$T = 0{,}135 * 10{,}197$$

$$\boldsymbol{T = 1{,}38\ kgf * cm}$$

Donde:

Fp = Fuerza requerida para pulgar

dp = distancia de aplicación de fuerza

El valor de la fuerza requerida (Fp) que se consideró para el cálculo del torque está orientado a la rehabilitación de la mano del paciente, cuya finalidad es vencer la resistencia pasiva del dedo pulgar. Generalmente, el valor de la fuerza oscila entre 4 y 6 N.

El resultado indica un torque requerido de 1,38 $kgf * cm$ para el funcionamiento del prototipo. De este modo, el servomotor MG90S brinda un torque de hasta 2,2 $kgf * cm$, lo cual lo hace ideal para realizar el movimiento eficiente y sin sobresfuerzo.

4.9.4 Servomotor de alto torque DS3230

El servomotor DS3230 presenta un torque aproximado de 30 kg, con opciones de giro de 90° o hasta 180°, lo que permite una mayor flexibilidad en la configuración del movimiento del sistema de rehabilitación, como se puede observar en la **Fig. 4. 23** [38]. Su estructura robusta y su diseño para trabajo bajo carga lo hacen adecuado para accionar simultáneamente los cuatro dedos principales del exoesqueleto durante ejercicios repetitivos de flexión y extensión. En la **Tabla 4. 15** se muestran las especificaciones técnicas del servomotor.



Fig. 4. 23 *Servo DS3230 30KG*

Tabla 4. 15 *Especificaciones del servomotor DS3230*

Parámetro	**Valor**
Torque	25 $kgf * cm$ (6V) 30 $kgf * cm$ (7,4V)
Ángulo de rotación	180 – 360 °
Peso	60g
Dimensiones	Largo = 40 mm Ancho = 20 mm Altura = 42 mm

4.9.4.1 Cálculos matemáticos

En esta sección se realizan los respectivos cálculos para determinar el torque requerido por el exoesqueleto para el movimiento de los dedos índice, medio, anular y meñique, garantizando un funcionamiento adecuado.

DATOS

Fp1 = Fp2 = Fp3 = Fp4 = 8N

dp = 0,05 m

CÁLCULOS

Fuerza requerida total (FpT)

$$FpT = Fp1 + Fp2 + Fp3 + Fp4 \quad \text{Ec.4.3}$$

$$FpT = 8 + 8 + 8 + 8 = 32N$$

Torque requerido sin pérdidas mecánicas (Tr)

$$Tr = FpT * dp \quad \text{Ec.4.4}$$

Sustituyendo los datos en la Ec.4.4 se obtiene el siguiente valor:

$$Tr = 1{,}6\ Nm$$

Transformación Nm a kgf.cm

$$1N = 10{,}197\ kgf.cm$$

$$Tr = 1{,}6 * 10{,}197$$

$$Tr = 16{,}31\ kgf.cm$$

Pérdidas mecánicas (engranajes, barras, articulaciones)

Eficiencia mecánica (η)

$$\eta = 0{,}8$$

Torque requerido real (T)

$$T = \frac{Tr}{\eta} \qquad \text{Ec.4.5}$$

Sustituyendo los datos en la Ec.4.5, se obtiene:

$$\boldsymbol{T = 20{,}39\ kgf * cm}$$

El resultado obtenido muestra un torque de 20,39 $kgf * cm$ para el accionamiento de los dedos previamente mencionados, donde se consideraron las pérdidas mecánicas del sistema de movimiento que está basado en barras y engranajes. A partir de este resultado, se establece que el servomotor DS3230 es el adecuado, ya que tiene un torque de 25 – 30 $kgf * cm$, lo cual es útil para garantizar un funcionamiento confiable.

4.9.5 Fuente de alimentación conmutada de 5 V 10 A

La alimentación del sistema electrónico del exoesqueleto se realiza mediante una fuente de alimentación conmutada de 5 V y 10 A. Esta fuente es la encargada de suministrar energía tanto al microcontrolador Arduino Nano como al módulo Bluetooth como a los servomotores del sistema. La fuente presenta una potencia aproximada de 50 W, suficiente para cubrir los requerimientos de

corriente del servomotor de alto torque, considerando los picos de consumo que se generan durante el funcionamiento bajo carga.

4.10 Diseño electrónico

El diseño electrónico del presente prototipo de exoesqueleto de rehabilitación se desarrolló con el objetivo de garantizar un control seguro, estable y eficiente de los actuadores y sistemas auxiliares, integrando los elementos necesarios para la ejecución de los movimientos terapéuticos y la comunicación con la aplicación de control. Este diseño contempla la correcta distribución de la alimentación eléctrica, la gestión de señales de control y la interconexión entre los módulos electrónicos del sistema.

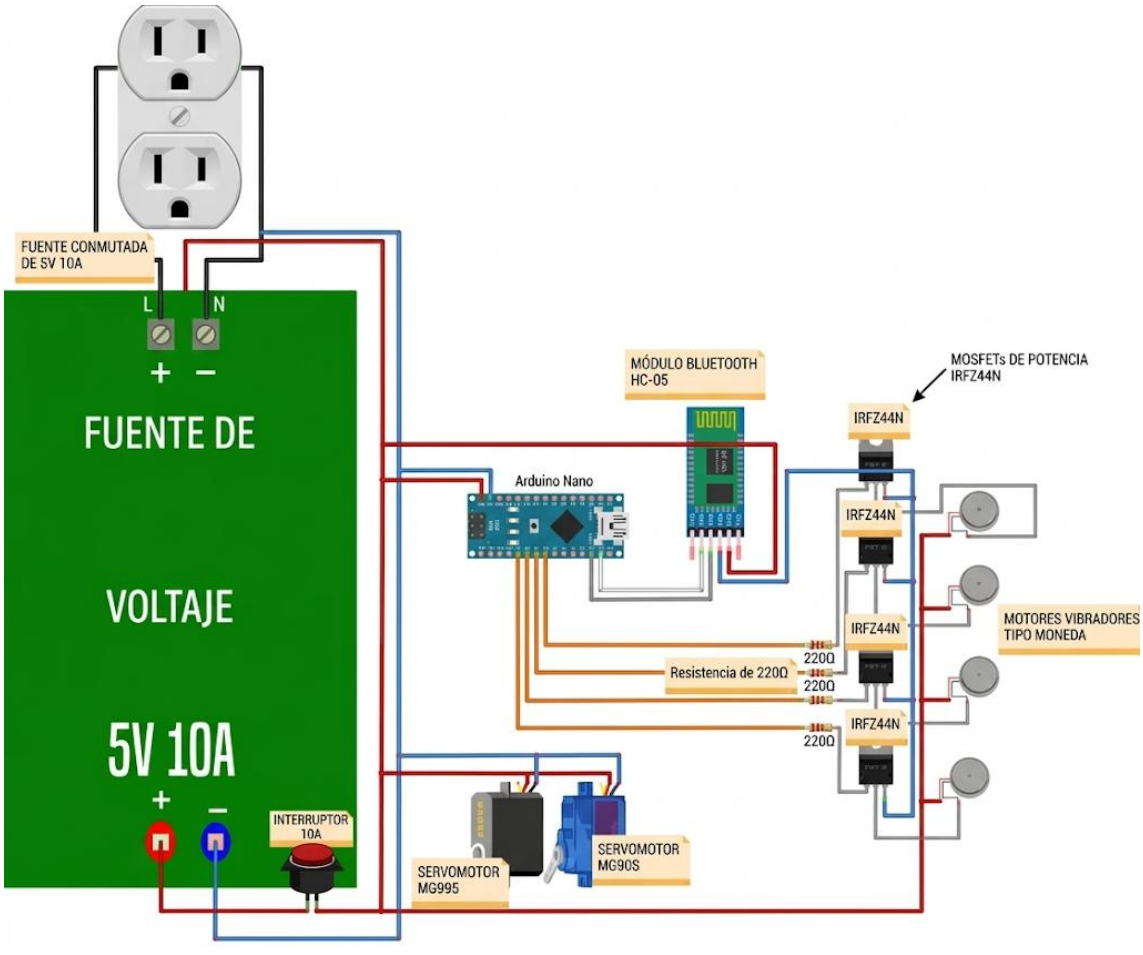


Fig. 4. 24 *Esquema de conexión del sistema electrónico del exoesqueleto*

Para la elaboración del esquema electrónico y la representación de las conexiones entre los componentes se utilizó el software Fritzing, el cual permite diseñar de forma visual la arquitectura del circuito y validar la disposición de los elementos antes de su implementación física. En la **Fig. 4. 24** se muestra el diagrama general del circuito, donde se integra la fuente de alimentación de 5 V y 10 A, el microcontrolador Arduino Nano, el módulo Bluetooth HC-05, los servomotores y los cuatro módulos vibradores.

El esquema permite identificar la separación entre la alimentación de potencia destinada a los actuadores y la sección de control, lo que contribuye a mejorar la estabilidad del sistema, reducir riesgos de caída de voltaje y facilitar el montaje y mantenimiento del circuito.

4.10.1 Programación

En esta sección se desarrolla el código encargado del sistema de control del exoesqueleto, el entorno de desarrollo y la lógica de funcionamiento implementada para el accionamiento de los servomotores a partir de comandos recibidos de manera inalámbrica.

El código fue desarrollado utilizando el entorno Arduino IDE, debido a su compatibilidad con el microcontrolador Arduino Nano, su facilidad de programación y la disponibilidad de bibliotecas para el control de servomotores y la comunicación serial. La lógica de programación se basa en la recepción de datos enviados de forma inalámbrica mediante el módulo Bluetooth HC-05, los cuales contienen los valores de ángulo definidos en la aplicación de control.

Una vez recibido el comando, el Arduino Nano interpreta el valor del ángulo y ejecuta las funciones correspondientes del sistema. Ambos servomotores permanecen en la función indicada hasta que se recibe un nuevo comando o una orden de detención, garantizando un control dinámico y adaptable del movimiento.

Este enfoque de programación permite que el movimiento del exoesqueleto dependa directamente de la configuración establecida por el usuario en la aplicación, facilitando la implementación de distintos niveles de rehabilitación sin necesidad de modificar el código fuente. Además, la estructura del programa fue diseñada de manera clara y ordenada, lo que favorece su comprensión, mantenimiento y posible ampliación en trabajos futuros.

La **Fig. 4. 25** secuencia lógica de funcionamiento permite determinar con mayor claridad las variables, operaciones y funciones de la programación.

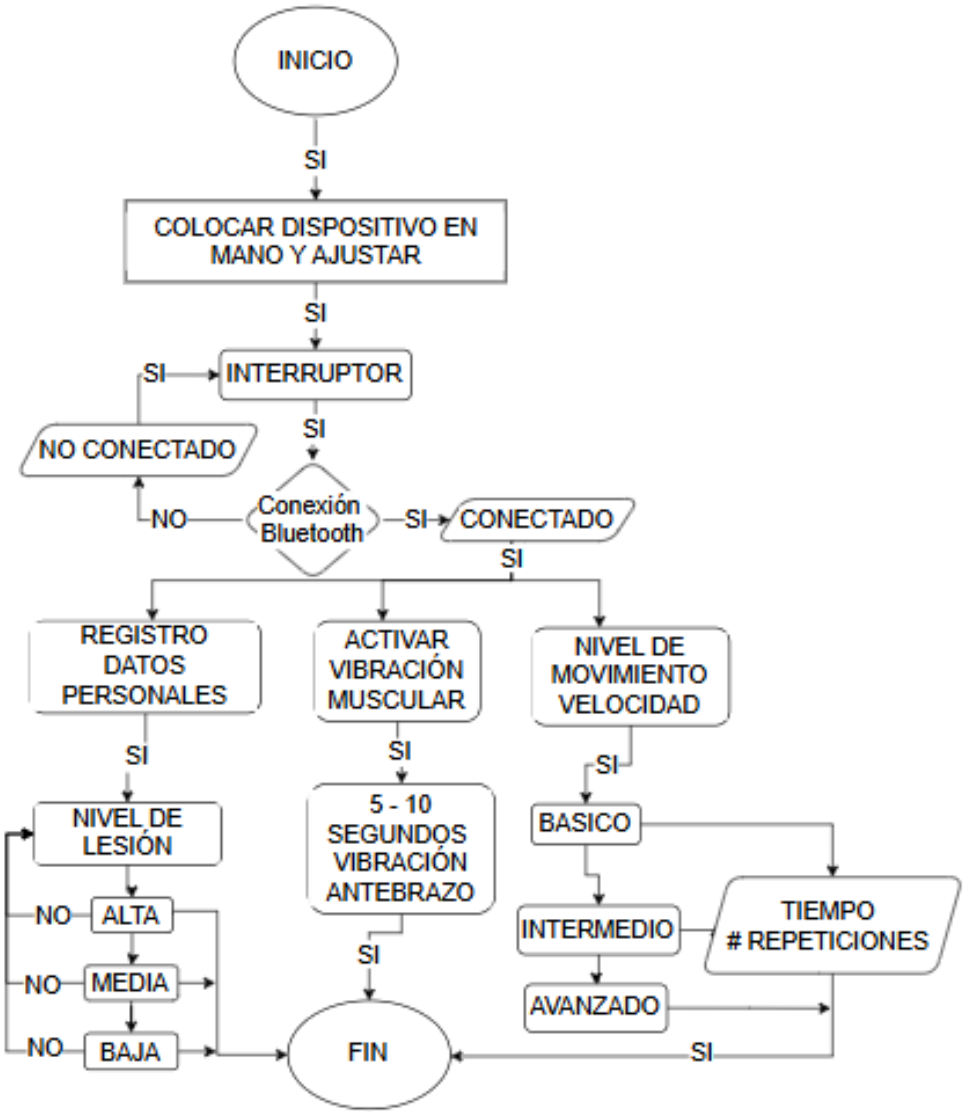


Fig. 4. 25 *Diagrama de flujo de funcionamiento*

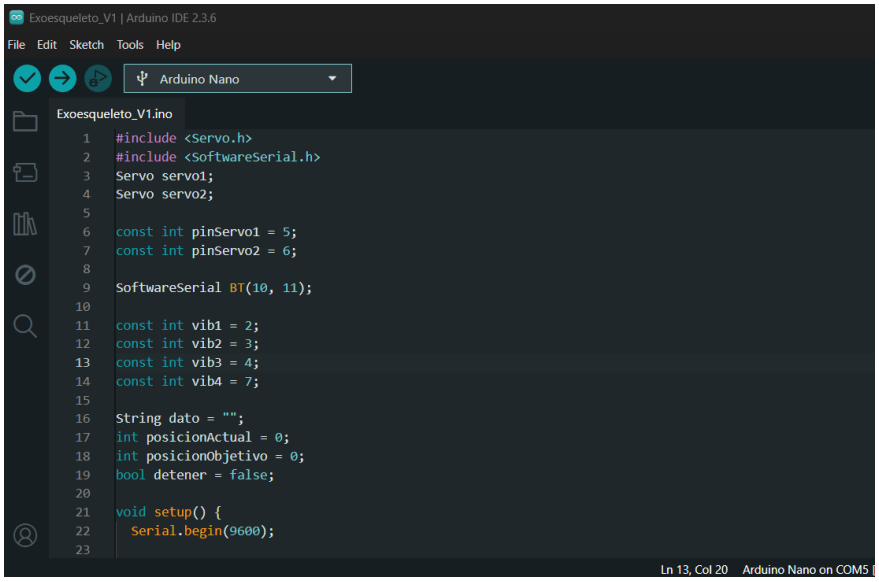


Fig. 4. 26 *Código de control del dispositivo*

En la **Fig. 4. 26** se presenta una imagen de referencia del código desarrollado en Arduino IDE, donde se puede observar la lógica empleada para la recepción de datos vía Bluetooth y el control de los servomotores del exoesqueleto.

4.10.2 Interfaz gráfica de control

La interfaz gráfica de control del sistema fue desarrollada utilizando la plataforma MIT App Inventor, con el objetivo de proporcionar una herramienta intuitiva, clara y segura, ver **Fig. 4. 27**. La aplicación permite gestionar la información del paciente, seleccionar niveles de rehabilitación, realizar el seguimiento del proceso terapéutico y activar funciones de seguridad y estimulación complementaria.

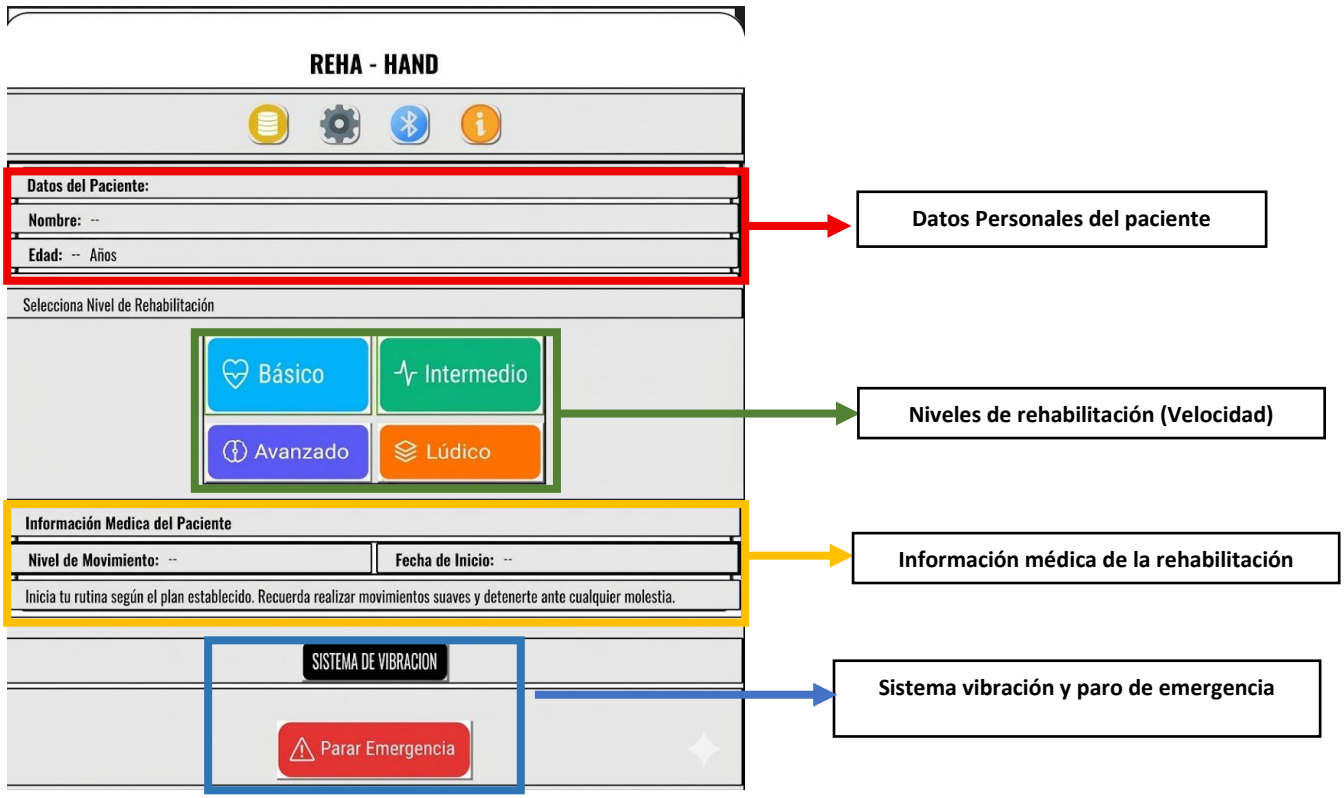


Fig. 4. 27 *Diseño de la interfaz gráfica de control en MIT App Inventor*

La estructura de la interfaz se divide en cuatro bloques principales: bloque de datos personales del paciente, bloque de niveles de rehabilitación, bloque de información médica de la rehabilitación y bloque de sistema de vibración y paro de emergencia, los cuales son diseñados para facilitar la navegación y el control del sistema durante las sesiones de rehabilitación.

4.10.2.1 Bloque de datos personales del paciente

El primer bloque de la interfaz está destinado al registro de los datos personales del paciente, tales como nombre, edad y nivel de lesión. Esta información permite identificar al usuario y contextualizar el proceso de rehabilitación, facilitando el seguimiento individual de cada paciente durante el uso del dispositivo.

4.10.2.2 Bloque de selección de niveles de rehabilitación

El segundo bloque de la interfaz corresponde a la selección del nivel de rehabilitación. En esta sección se disponen cuatro botones que permiten elegir el tipo de terapia a realizar:

- Básico: orientado a movimientos suaves y controlados.
- Intermedio: con un nivel moderado de exigencia.
- Avanzado: destinado a usuarios con mayor capacidad funcional.
- Lúdico: que permite un control manual del sistema con fines interactivos.

Esta clasificación facilita la adaptación del exoesqueleto a diferentes etapas del proceso de rehabilitación, permitiendo ajustar la intensidad y el tipo de movimiento según las necesidades del paciente.

4.10.2.3 Bloque de información médica del proceso de rehabilitación

El tercer bloque presenta la información médica relacionada con el proceso de rehabilitación, incluyendo el nivel inicial del paciente y la fecha de inicio de la terapia. Esta sección permite llevar un registro básico del progreso terapéutico y recordar al usuario las indicaciones generales para la ejecución de los ejercicios.

4.10.2.4 Bloque de control de vibración y parada de emergencia

El último bloque de la interfaz está destinado a las funciones de control complementario y seguridad del sistema. En esta sección se incluyen los botones para activar y desactivar la vibración, permitiendo al usuario habilitar o suspender la estimulación sensorial durante la terapia.

Como última función, se incorpora un botón de Parada de Emergencia, cuya función es detener de forma inmediata cualquier movimiento del exoesqueleto ante una situación de incomodidad o riesgo para el paciente. Este elemento constituye una medida fundamental de seguridad dentro del sistema.

4.11 Construcción del prototipo

Para la construcción del prototipo del exoesqueleto rehabilitador de mano se ejecutan cuatro fases: diseño, impresión 3D, programación y ensamblaje. Esta metodología permitió organizar el

desarrollo del sistema de forma ordenada, asegurando coherencia entre el diseño mecánico, la integración electrónica y el funcionamiento final del dispositivo.

4.11.1 Fase 0: Recopilación de medidas antropométricas

En esta actividad, se lleva a cabo una recopilación de datos sobre las medidas antropométricas de las manos en varias personas adultas. En las mediciones se toma en cuenta:

- Largo, ancho y grosor de las falanges de los dedos.
- Largo y ancho de la palma.
- Largo mano (Desde muñeca hasta punta de dedo medio).
- Ancho de antebrazo.

Esta fase es esencial, ya que asegura cumplir con la antropometría real de las personas, permitiendo asegurar un diseño adaptable para las diferentes medidas de mano.

En la **Fig. 4. 28** se muestra el levantamiento antropométrico de la mano en las personas y el origen de medición ubicado en el hueso pisiforme en la base de la palma (punto negro), lo que asegura una medición más real y precisa. Asimismo, se evidencian las medidas antropométricas recopiladas de varias personas de género masculino y femenino, desde la **Tabla 4. 16** a **Tabla 4. 21** tomando en cuenta la correspondencia de las medidas: L = Largo, An = Ancho y E = Espesor.

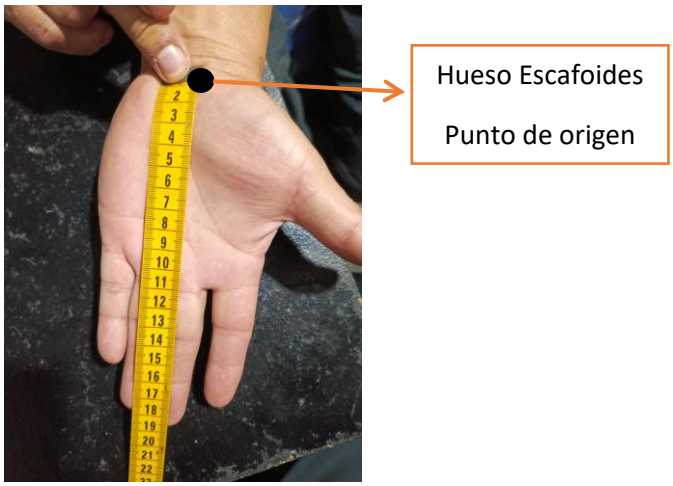


Fig. 4. 28 *Levantamiento antropométrico de la mano en las personas*

Tabla 4. 16 *Medidas recopiladas del dedo Meñique*

Paciente	Edad	Género	Falange Distal (L/An/E)	Falange Medial (L/An/E)	Falange Proximal (L/An/E)
1	20	M	22,56 / 14,02 / 12,55	24,21 / 14,31 / 12,59	44,02 / 19,20 / 16,05
2	22	M	22,79 / 16,37 / 13,02	23,22 / 18,23 / 16,02	43,74 / 19,47 / 18,64
3	25	M	21,74 / 15,23 / 12,35	23,96 / 15,74 / 14,02	42,76 / 17,64 / 16,25
4	22	M	23,15 / 15,81 / 11,90	26,51 / 16,58 / 14,55	41,23 / 18,27 / 16,67
5	32	M	23,88 / 17,31 / 13,75	30,09 / 20,68 / 15,90	46,55 / 21,64 / 18,27
6	26	M	19,50 / 12,75 / 12,50	24,95 / 15,92 / 13,55	43,50 / 15,84 / 16,70
7	25	F	20,90 / 13,94 / 11,68	24,36 / 15,17 / 12,80	37,67 / 17,29 / 16,20
8	26	F	22,94 / 14,09 / 10,56	24,05 / 14,73 / 10,40	43,60 / 15,70 / 12,80
9	30	F	19,30 / 15,60 / 09,45	23,07 / 14,80 / 13,39	41,10 / 19,81 / 15,24
10	23	F	19,80 / 12,00 / 10,90	24,50 / 14,40 / 12,30	37,85 / 16,60 / 13,80
Promedio			**21,65 / 14,71 / 11,86**	**24,89 / 16,05 / 13,55**	**42,20 / 18,14 / 16,06**

Tabla 4. 17 *Medidas recopilas de dedo Anular*

Paciente	Edad	Género	Distal (L/An/E)	Medial (L/An/E)	Proximal (L/An/E)
1	20	M	26,74 / 15,57 / 12,28	33,53 / 17,64 / 14,69	47,02 / 18,33 / 17,93
2	22	M	25,23 / 34,13 / 15,44	34,15 / 19,46 / 20,26	55,64 / 20,57 / 19,40
3	25	M	25,13 / 16,74 / 13,52	31,59 / 18,04 / 16,53	51,94 / 18,86 / 17,30
4	22	M	26,14 / 17,03 / 13,74	36,04 / 19,08 / 16,14	51,41 / 18,85 / 18,72
5	32	M	28,74 / 18,09 / 15,33	37,97 / 21,55 / 18,33	58,02 / 24,02 / 21,69
6	26	M	24,35 / 14,40 / 13,22	33,95 / 19,59 / 15,88	51,59 / 21,74 / 17,25
7	25	F	24,49 / 14,38 / 12,82	32,64 / 16,52 / 12,86	46,83 / 17,99 / 17,95
8	26	F	24,69 / 14,15 / 12,79	33,99 / 16,39 / 13,16	54,09 / 20,12 / 15,27
9	30	F	23,15 / 15,90 / 11,64	31,78 / 17,84 / 13,38	49,32 / 17,83 / 16,12
10	23	F	21,82 / 12,86 / 11,33	33,14 / 18,25 / 15,87	49,24 / 20,41 / 17,52
Promedio			**25,04 / 17,33 / 13,21**	**33,88 / 18,44 / 15,71**	**51,51 / 19,87 / 17,96**

Tabla 4. 18 *Medidas recopiladas dedo Medio*

Paciente	Edad	Género	Distal (L/An/E)	Medial (L/An/E)	Proximal (L/An/E)
1	20	M	25.67 / 15.30 / 13.15	33.30 / 18.90 / 16.50	49.21 / 22.05 / 18.75
2	22	M	26.11 / 18.32 / 16.75	36.30 / 22.20 / 21.80	57.70 / 23.80 / 22.15
3	25	M	25.20 / 18.10 / 13.45	31.65 / 18.40 / 19.30	51.82 / 19.05 / 20.15
4	22	M	27.11 / 18.45 / 14.30	39.60 / 20.05 / 18.60	52.90 / 20.55 / 19.90
5	32	M	29.86 / 18.95 / 15.60	39.10 / 22.55 / 20.50	60.50 / 27.00 / 23.00
6	26	M	25.40 / 15.80 / 13.75	33.00 / 20.10 / 15.50	51.40 / 18.47 / 20.20
7	25	F	23.75 / 14.85 / 12.95	35.14 / 18.50 / 14.90	49.15 / 18.70 / 18.85
8	26	F	24.76 / 14.60 / 11.75	35.75 / 18.40 / 13.60	57.60 / 19.15 / 16.70
9	30	F	23.15 / 16.90 / 11.30	32.85 / 18.00 / 14.65	49.65 / 20.90 / 16.75
10	23	F	23.45 / 13.70 / 11.60	35.35 / 17.50 / 15.90	52.20 / 18.90 / 17.65
Promedio			**25.45 / 16.50 / 13.46**	**35.20 / 19.46 / 17.13**	**53.21 / 20.86 / 19.41**

Tabla 4. 19 *Medidas recopiladas dedo Índice*

Paciente	Edad	Género	Distal (L/An/E)	Medial (L/An/E)	Proximal (L/An/E)
1	20	M	22.95 / 14.35 / 11.90	29.95 / 17.85 / 14.45	41.95 / 21.30 / 18.20
2	22	M	25.85 / 18.05 / 14.00	30.10 / 22.15 / 19.35	49.35 / 23.20 / 19.35
3	25	M	22.95 / 17.25 / 14.90	28.05 / 18.90 / 18.60	45.45 / 19.50 / 20.80
4	22	M	23.85 / 18.10 / 14.60	30.00 / 19.55 / 18.15	47.15 / 21.45 / 19.45
5	32	M	29.90 / 18.95 / 15.65	39.20 / 22.60 / 20.45	60.45 / 27.00 / 22.90
6	26	M	23.80 / 15.90 / 13.70	31.25 / 19.20 / 15.50	52.45 / 20.15 / 19.50
7	25	F	21.25 / 14.80 / 12.60	27.60 / 17.95 / 14.40	46.10 / 18.75 / 17.25
8	26	F	23.50 / 14.60 / 11.75	30.70 / 18.40 / 13.65	48.50 / 18.40 / 16.70
9	30	F	21.21 / 16.20 / 11.80	26.50 / 18.20 / 13.45	47.75 / 20.50 / 17.60
10	23	F	21.40 / 13.70 / 11.80	30.60 / 16.80 / 14.30	47.50 / 20.65 / 17.20
Promedio			**23.67 / 16.19 / 13.27**	**30.40 / 19.16 / 16.23**	**48.67 / 21.09 / 18.90**

Tabla 4. 20 *Medidas recopiladas dedo Pulgar*

Paciente	Edad	Género	Distal (L/An/E)	Proximal (L/An/E)
1	20	M	29.63 / 18.73 / 15.72	35.06 / 19.83 / 16.72
2	22	M	31.49 / 23.27 / 20.07	36.66 / 26.48 / 21.82
3	25	M	21.18 / 22.48 / 18.53	35.70 / 22.87 / 19.18
4	22	M	34.13 / 22.14 / 20.70	37.09 / 22.84 / 20.62
5	32	M	32.58 / 22.56 / 19.38	40.68 / 24.88 / 21.41
6	26	M	29.76 / 22.36 / 12.06	33.38 / 17.00 / 15.54
7	25	F	26.65 / 19.67 / 14.52	32.69 / 19.44 / 17.12
8	26	F	34.02 / 19.97 / 15.73	40.02 / 19.52 / 17.44
9	30	F	28.45 / 20.22 / 15.89	34.52 / 21.54 / 16.83
10	23	F	27.03 / 17.69 / 15.09	40.13 / 20.83 / 15.65
Promedio			**29.49 / 20.91 / 16.77**	**36.59 / 21.52 / 18.23**

Tabla 4. 21 *Medida recopilada de la Palma*

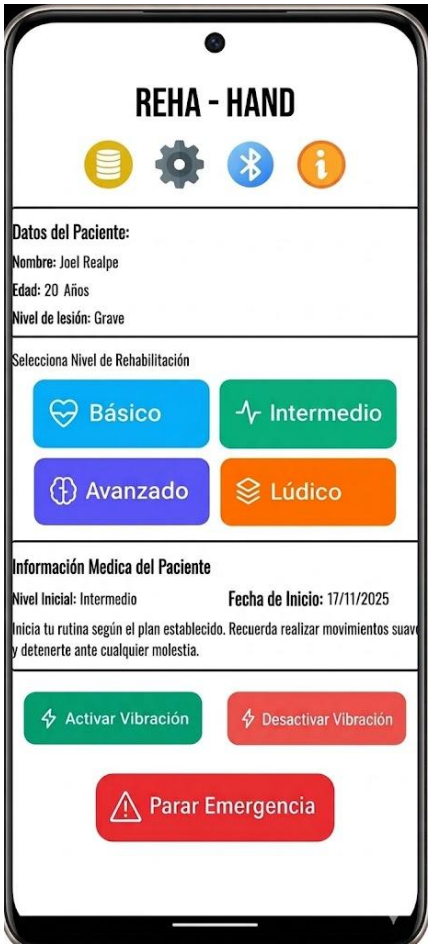
Paciente	Edad	Género	Altura	Ancho (sin pulgar)	Ancho (con pulgar)	Espesor
1	20	M	98.95	80.80	97.35	45.40
2	22	M	93.40	87.80	104.30	51.05
3	25	M	99.50	81.00	98.85	45.30
4	22	M	100.00	85.50	104.10	43.00
5	32	M	102.00	91.00	108.00	50.50
6	26	M	99.00	88.50	98.30	48.00
7	25	F	91.30	73.50	85.90	40.40
8	26	F	95.00	72.50	90.00	41.50
9	30	F	89.50	73.00	83.50	41.80
10	23	F	85.10	73.50	88.70	41.10
Promedio			**95.38**	**80.51**	**95.70**	**44.81**

Los datos antropométricos obtenidos de 10 personas permiten establecer las dimensiones necesarias para el diseño del exoesqueleto, de esta manera, los promedios obtenidos de cada falange y palma de la mano favorecen definir los rangos de funcionamiento para flexión y extensión, asegurando que sea adaptable a la anatomía de los diferentes usuarios.

4.11.2 Fase 1: Diseño

En la fase de diseño se desarrollan todas las piezas mecánicas que conforman el prototipo mediante el software SolidWorks, permitiendo definir dimensiones, geometrías funcionales, puntos de fijación y la distribución general de componentes antes de la fabricación física. Esta etapa es fundamental para asegurar el acoplamiento correcto entre módulos (soporte de antebrazo, módulo elevador, transmisión y caja electrónica) y para reducir errores durante el ensamblaje.

En esta misma fase se realiza el diseño de la interfaz de control en la plataforma MIT App Inventor, con el objetivo de facilitar la interacción del usuario con el sistema, permitiendo seleccionar niveles de rehabilitación, registrar datos básicos del paciente y gestionar funciones de seguridad y vibración. En la **Fig. 4. 29** se presenta una vista general del diseño del prototipo y la interfaz desarrollada.



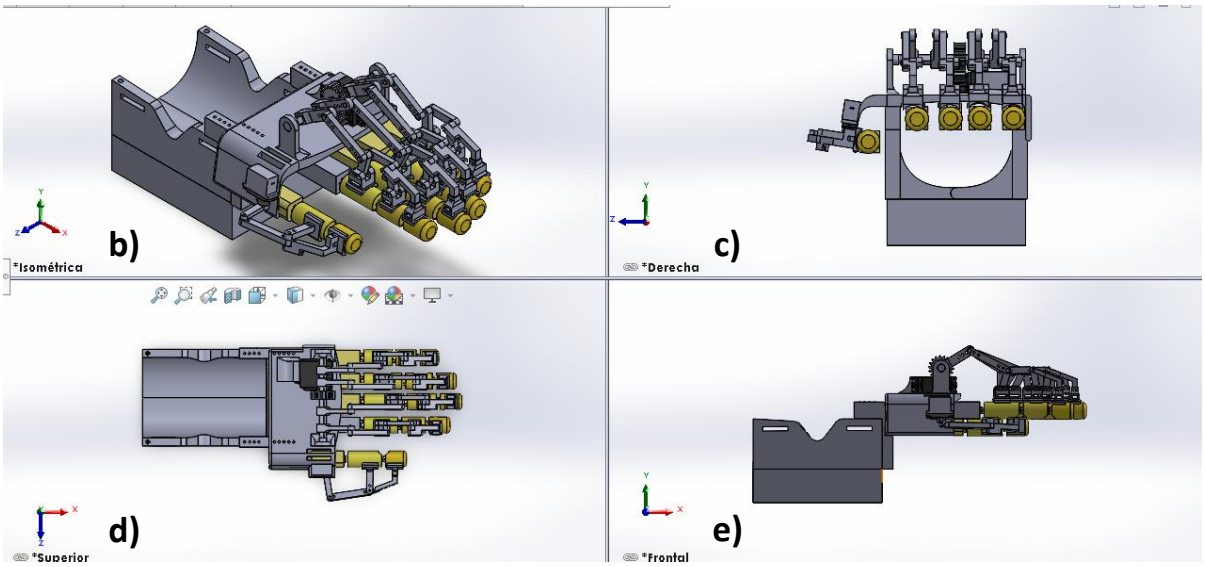


Fig. 4. 29 *Diseño: a) Interfaz Aplicación b) Vista isométrica, c) Vista derecha, d) Vista superior, e)Vista Frontal*

4.11.3 Fase 2: Impresión 3D

En la fase de impresión se fabrican las piezas diseñadas mediante impresión 3D, seleccionando el material en función del esfuerzo mecánico y el tipo de contacto con el usuario. Los componentes estructurales y de soporte se imprimen en PLA+, debido a su rigidez, facilidad de impresión y buen acabado superficial; mientras que las piezas asociadas al movimiento y contacto directo con los dedos (como dedales o componentes móviles) se imprimen en ABS, por su mayor resistencia al desgaste y mejor comportamiento mecánico ante esfuerzos repetitivos. Para el laminado de las piezas modeladas se utiliza el software OrcaSlicer.

A continuación, se mencionan los parámetros principales de impresión 3D de las piezas del exoesqueleto.

a) Equipo
    - Impresora: Artillery Sidewinder X2
    - Diámetro de boquilla: 0,4 mm
b) Filamento
    - Material: PLA
    - Densidad del filamento: 1,24 $\frac{g}{cm^3}$
c) Capas
    - Altura de primera capa: 0,25 mm
    - Capas superiores: 5
    - Capas inferiores: 5
d) Relleno
    - Densidad de relleno: 40%
    - Solape relleno: 15%
e) Temperatura y flujo de material

- Boquilla: 194 - 200 °C
- Cama: 60 °C
- Velocidad de flujo: 12 $\frac{mm^3}{s}$

f) Consumos y tiempos

- Material total: 35,55 m
- Masa estimada: 106 g
- Tiempo total: 10 h: 15 min

4.11.4 Fase 3: Ensamblaje

La etapa de ensamblaje inicia desde la verificación dimensional y la unión de las piezas impresas 3D, las cuales son sujetadas con pernos y tornillos de 3 mm de diámetro, lo que permite tener un fácil ajuste para las diferentes medidas de la mano debido a que es un dispositivo ajustable. Posteriormente, se efectúa el montaje del sistema electrónico (fuente de alimentación, Arduino Nano, módulo Bluetooth, resistencias, reguladores de voltaje) correspondiente como se muestra en la **Fig. 4. 30**.



Fig. 4. 30 *Sistema electrónico ensamblada*

La parte final del ensamblaje es la integración continua de la parte mecánica y electrónica para el respectivo funcionamiento del exoesqueleto rehabilitador de mano tal como se muestra en la **Fig. 4. 31**.



Fig. 4. 31 *Exoesqueleto ensamblado*

4.12 Pruebas de funcionamiento

Según la especificación de procesos de rehabilitación y necesidades de los fisioterapeutas, se realizan evaluaciones de funcionamiento para el movimiento de los dedos con el exoesqueleto, el cual es colocado en la mano de las personas.

El funcionamiento comienza desde el análisis del nivel de lesión de la mano del paciente, posteriormente, se observa el rango de movimiento flexión-extensión previo al uso del dispositivo, lo que permite la configuración del dispositivo y se comprueba la efectividad de la rehabilitación de la mano con el exoesqueleto implementado. Finalmente, se obtiene un resultado favorable en la recuperación de los movimientos de los dedos a través de las secuencias y estimulaciones de las terapias de rehabilitación.

Los movimientos de las manos de las personas que padecen alguna lesión cerebrovascular son muy limitados e irregulares, ya que presentan una complejidad severa para realizarlos, ya sea por contracción de músculos o tendones, lo cual es un principal defecto para que la extensión o flexión de los dedos no tenga una buena coordinación en base a una trayectoria natural.

La prueba de funcionamiento del exoesqueleto tiene el siguiente proceso: primero se coloca el exoesqueleto sobre la mano del paciente, realizando los respectivos ajustes de acuerdo con el tamaño de esta tanto para palma como para dedos, la sujeción de cada dedo se realiza con cinta velcro sin causar ninguna molestia. Seguidamente, se energiza el dispositivo y se enciende activando todos los componentes electrónicos.

El control se realiza mediante una aplicación móvil para Android llamada REHABI-HAND, la cual se conecta mediante BLUETOOTH llamada "EXO-MECI". Esta aplicación, debido a la complejidad de la lesión del paciente, se configura a un nivel específico. Se procede con el funcionamiento seleccionando la velocidad para realizar el movimiento de flexión y extensión durante 5 min. De esta manera se tiene un movimiento suave sin causar dolor. La **Fig. 4. 32** muestra el límite de los dedos en posición de extensión.

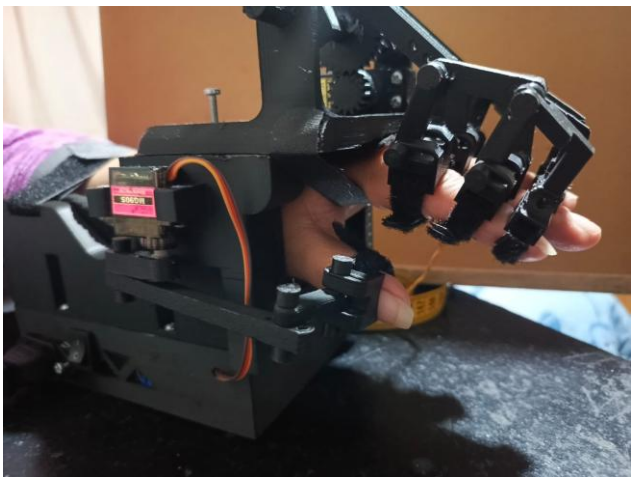


Fig. 4. 32 *Límite de extensión de los dedos*

La **Fig. 4. 33** muestra el límite de flexión de los dedos, lo cual permite que el movimiento sea más natural y tenga una mejora en la rehabilitación de la mano.

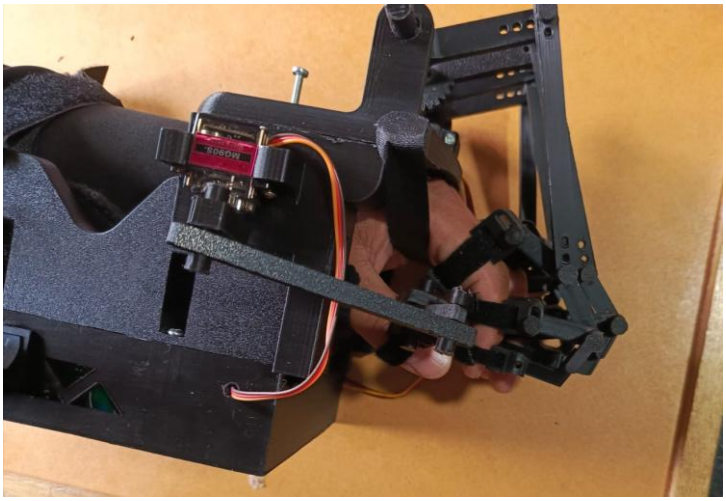


Fig. 4. 33 *Límite de flexión de dedos*

Este dispositivo se diseña para ofrecer comodidad y eficacia en los movimientos. Tiene un peso de 2000 g y es portátil, teniendo la facilidad de utilizarlo en cualquier lugar que se lo requiera. Cuenta con una aplicación móvil entendible y fácil de manipular, permitiendo al paciente realizar los movimientos con mayor seguridad y sin ningún riesgo.

De esta manera, se recalca que cada uno de los componentes y estructuras del dispositivo es comercial y replicable. En base a los materiales seleccionados y los diversos procesos de manufactura se valora en un precio de $310, lo cual lo hace más adaptable para conseguirlo en un 50% para pacientes y profesionales de fisioterapia en comparación con otros exoesqueletos.

4.13 Resultados criterios de estudio y evaluación del dispositivo

Se realizan 10 pruebas de funcionamiento de aspectos acerca del dispositivo, como el funcionamiento, la comercialización y el confort, a diferentes personas, en las cuales se califican con una ponderación de 1 a 5. La **Tabla 4. 22** muestra los resultados.

Tabla 4. 22 *Resultado de criterios de estudio*

Paciente /Criterio	Ergonomía	Desempeño de movimiento	Facilidad de uso	Contribución a la rehabilitación	Seguridad y confianza	Accesibilidad - precio
1	5	5	5	5	5	4
2	5	5	5	5	4	5
3	5	5	3	5	5	5
4	4	5	5	5	5	5
5	5	5	5	5	5	5
6	5	4	4	5	5	5
7	4	5	3	5	4	5
8	4	5	4	5	4	4
9	5	5	5	5	4	3
10	5	4	5	5	5	4
Promedio	4,7	4,8	4,4	5	4,6	4
Porcentaje	94 %	96%	88%	100%	92%	80%

En base a cada uno de los criterios obtenidos, se menciona que el dispositivo, en aspectos de confort, presenta un porcentaje del 94%, lo que contribuye a que el dispositivo sea ergonómico. A su vez, el dispositivo es seguro y brinda confianza al utilizarlo, presentando una ponderación del 92%. Se destaca que el dispositivo contribuye en un 100% a la rehabilitación de la mano.

En el aspecto de funcionamiento, el dispositivo cumple con el movimiento determinado en una validación del 96% sin causar molestias ni causar daños en el paciente.

La accesibilidad económica del dispositivo en relación con equipos comerciales es bastante alta, en un 80%, ya que cuenta con materiales de fácil importación y réplica.

CONCLUSIONES

En base a cada uno de los parámetros biomecánicos, guías de rehabilitaciones físicas y aspectos técnicos y tecnológicos de los exoesqueletos para la mano, se definen los principios para el diseño del dispositivo, los cuales están relacionados con la ergonomía adaptativa, modularidad y funcionamiento.

Se recopilan las medidas antropométricas, estableciendo rangos para cada parte, como la longitud de la mano entre 150 y 210 [mm], el ancho con pulgar abierto entre 88 y 108 [mm] y el espesor entre 42 y 51 [mm]. De igual manera, se determinan los límites de flexión de las articulaciones MCF e IF desde 20 a 80° y el límite de extensión se estableció en 0° como una posición neutra o parada de emergencia de la mano.

Se diseña un exoesqueleto paramétrico capaz de adaptarse a los diferentes tamaños de la mano de las personas mencionados anteriormente, asegurando que el dispositivo es ajustable a la extremidad del paciente. El diseño consta de la parte mecánica como electrónica, ya que es fundamental para determinar la posición de los componentes y equilibrar el peso correctamente.

El sistema de control se diseña a base de un software libre, permitiendo la integración de una aplicación para Android con conexión vía Bluetooth. La interfaz cuenta con la configuración para diferentes rangos de movimientos y tiempo para el proceso de rehabilitación según la necesidad del paciente. La implementación de un microcontrolador Arduino NANO para el funcionamiento de los servomotores MG90s y DS3230 permitió un movimiento sincronizado de flexión y extensión, y los vibradores tipo moneda aportaron a la rehabilitación con pequeños estímulos de relajación muscular.

Se construye el exoesqueleto rehabilitador de mano ajustable para los diferentes tamaños de mano mencionados anteriormente. Las piezas que conforman toda la estructura del dispositivo son realizadas mediante impresión 3D con materiales PLA y ABS, los cuales, para los diferentes esfuerzos aplicados por cada persona, resisten correctamente.

Finalmente, la validación experimental en cada una de las personas demuestra que el prototipo es ajustable a la diferente antropometría. Además, el dispositivo cumple con el funcionamiento del movimiento de flexión y extensión. El exoesqueleto tiene una contribución favorable para la rehabilitación a través de los movimientos, tiempos y repeticiones controlados.

Tanto el usuario como el profesional de rehabilitación controlan la velocidad y el número de repeticiones del movimiento prensil de acuerdo con el estado de la lesión; esto permite que el movimiento sea natural y muy similar al movimiento real de la mano, sin ningún tipo de anomalía o lesión cerebrovascular.

Es importante destacar que los componentes, tanto mecánicos como electrónicos, que conforman el exoesqueleto son comerciales y de fácil construcción, lo que le hace ser un dispositivo de replicación instantánea.

RECOMENDACIONES

Es recomendable verificar la conexión de Bluetooth entre el dispositivo móvil y los exoesqueletos para poder utilizar correctamente cada uno de los niveles, la velocidad y los rangos de movimiento.

Es importante determinar el nivel de lesión cerebrovascular del paciente y plasmarlo en la aplicación móvil, para evitar dolor o posibles lesiones más graves al momento de realizar el funcionamiento.

Se puede sustituir el tipo de material de impresión del mecanismo y de las barras de movimiento por un material más resistente, como el aluminio, con lo cual se tendría una relación más similar a la de los exoesqueletos comerciales existentes.

Se recomienda realizar pruebas de resistencia y durabilidad de las uniones y barras que conforman el mecanismo del movimiento continuo con la finalidad de determinar el tiempo de utilidad.

Se propone utilizar color blanco para una mejor percepción en el entorno clínico, ya que es un color que representa limpieza y confianza.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] M. Daymler Ccucho Aguilar Crhistian Edgar Huamán Laura, “Diseño de un exoesqueleto portable de miembro superior para pacientes adultos con hemiparesia causada por accidente cerebrovascular.”

[2] J. A. Díez, J. M. Catalán, L. D. Lledó, F. J. Badesa, and N. Garcia-Aracil, “Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment,” Advances in Mechanical Engineering, vol. 8, no. 9, pp. 1–8, Sep. 2016, doi: 10.1177/1687814016670282.

[3] D. Moreno-Zambrano, D. Santamaría, C. Ludeña, A. Barco, D. Vásquez y R. Santibáñez-Vásquez, "Enfermedad Cerebrovascular en el Ecuador: Análisis de los Últimos 25 Años de Mortalidad, Realidad Actual y Recomendaciones", Revista Ecuatoriana de Neurología, vol. 25, n.º 1-3, pp. 16-21, 2022.

[4] Servicio Integrado de Seguridad ECU 911, “Al 9-1-1 en el país se han reportado 2.470 eventos cerebrovasculares en 2023,” Instituto Nacional de Estadística y Censos.

[5] M. Y. Pinzón Bernal, "Alteraciones de la función motora de miembro superior en la hemiplejía: modelos de intervención fisioterapéutica", Movimiento Científico, vol. 3, n.º 1, pp. 101-108, ene.-dic. 2024

[6] Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, “Estadísticas de Discapacidad,” Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades.

[7] D. Rodríguez Ramirez, C. Eduardo Ruiz Moreno, M. Ángel Nieto Bayona, S. Alejandro Leuro Torres, and M. Ángel Gómez Rueda, “Aspectos anatómicos I. Generalidades, osteología y artrología.” Francia, 2023

[8] I. Zacharia, MD, and Women´s Hospital, “Rehabilitación del accidente cerebrovascular,” MANUAL MSD Versión para profesionales. [Online]. Available: https://www.msdmanuals.com/es/professional/temas-especiales/rehabilitaci%C3%B3n/rehabilitaci%C3%B3n-del-accidente-cerebrovascular

[9] B. B. Kang, H. Choi, H. Lee, and K. J. Cho, “Exo-Glove Poly II: A Polymer-Based Soft Wearable Robot for the Hand with a Tendon-Driven Actuation System,” Soft Robot., vol. 6, no. 2, pp. 214–227, Apr. 2019, doi: 10.1089/soro.2018.0006.

[10] 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) : 16-20 Aug. 2016. IEEE, 2022.

[11] I. H. Ertas, E. Hocaoglu, and V. Patoglu, “AssistOn-Finger: An under-actuated finger exoskeleton for robot-assisted tendon therapy,” Robotica, vol. 72, pp. 1363–1382, Jul. 2014, doi: 10.1017/S0263574714001957.

[12] A. Daniela Becerra López, J. Pablo Flórez Suárez, D. Orlando Palencia Vergara, J. Orjuela García, E. Andrea López Pérez, and L. Miguel Méndez Moreno, “Revista Bistua Facultad de Ciencias Basicas,” 2019.

[13] T. Bützer, O. Lambercy, J. Arata, and R. Gassert, “Fully Wearable Actuated Soft Exoskeleton for Grasping Assistance in Everyday Activities,” Soft Robot., vol. 8, no. 2, pp. 128–143, Apr. 2021, doi: 10.1089/soro.2019.0135.

[14] A. Borboni, M. Mor, and R. Faglia, “Gloreha-Hand Robotic Rehabilitation: Design, Mechanical Model, and Experiments,” Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control, Transactions of the ASME, vol. 138, no. 11, Nov. 2016, doi: 10.1115/1.4033831.

[15] Gloreha, "Guante robótico GLOREHA: Diseñado para permitir que un paciente en proceso de rehabilitación realice los movimientos habituales", Idrogenet srl, Lumezzane (BS), Italia, 2018.

[16] . IEEE Staff, 2019 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. I E E E, 2019.

[17] Festo AG & Co. KG, "ExoHand: Human-machine cooperation", Esslingen, Alemania, folleto, abr. 2022.

[18] A. Nakamura, Z. Peichen, Y. Morita, and H. Tanabe, “New ‘iPARKO’ finger extensor facilitation training device for chronic hemiplegic hand after stroke: development and verification of its effectiveness in healthy individuals,” ROBOMECH Journal, vol. 10, no. 1, Dec. 2023, doi: 10.1186/s40648-023-00248-w.

[19] “Rehab-Robotics, "Hand of Hope: Para la rehabilitación de la mano", Rehab-Robotics Company, Hong Kong, folleto, s.f.

[20] A. L. Alves Ferreira et al., "Accidente Cerebro Vascular (ACV)", Revista de la Universidad Cristiana de Bolivia (UCEBOL), Santa Cruz, Bolivia, p. 25, 2018.

[21] I. Bilbao Villabeitia, “Protocolo diagnóstico de la hemiparesia y la hemiplejía”, Medicine - Programa de Formación Médica Continuada Acreditado, vol. 9, no. 78, pp. 5033–5035, May 2017, doi: 10.1016/S0211-3449(07)74605-2.

[22] D. Rodríguez Ramirez, C. Eduardo Ruiz Moreno, M. Ángel Nieto Bayona, S. Alejandro Leuro Torres, and M. Ángel Gómez Rueda, “Aspectos anatómicos I. Generalidades, osteología y artrología.”

[23] Universitat Pompeu Fabra, “Anatomía funcional de la mano y los dedos: Musculatura propia de la mano", Barcelona, España, curso académico, 2021.

[24] C. H. Taboadela, Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales, Buenos Aires, Argentina: Asociart, 2019

[25] Hoppenfeld Stanley, “Exploración Física de Columna Vertebral y Extremidades”, El manual moderno. México, D.F - Santafé de Bogotá, 2018.

[26] I. A. . Kapandji and M. Torres Lacomba, “Fisiología articular : esquemas comentados de mecánica humana”, Médica Panamericana, 2024.

[27] E. Rodríguez Sehk, D. DE Sclee Brouwer, O. Rincón Becerra, and G. García Acosta, “Development Patterns of Industrial Design in the Third World: A Conceptual Model for Newly Industrialized Countries,” Velázquez, F. F, 2022.

[28] J. F. Ayala Lozano, G. Urriolagoitia Sosa, B. Romero Ángeles, C. R. Torres San-Miguel, L. A. Aguilar-Pérez, and G. M. Urriolagoitia-Calderón, “Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior,” Rev. Colomb. Biotecnol., vol. 17, no. 1, pp. 79–90, May 2015, doi: 10.15446/rev.colomb.biote.v17n1.44188.

[29] N. de C. Departamento de Terapia Ocupacional, “Ejercicios para trabajar la movilidad de la mano y evitar retracciones,” Centro Integral de Enfermedades Neurológicas CIEN. Accessed: Jan. 26, 2026. [Online]. Available: https://emalbacete.es/rehabilitacion-de-la-mano/

[30] M. Morán, A. Mariela Angélica Mariela Mendoza Morán, and G. Compás, “Desarrollo de la motricidad fina y gruesa en etapa infantil Development of fine and gross motor skills in children stage Sinergias educativas,” Periodicidad: Semestral, vol. 2, no. 2, 2017.

[31] O. G. Jiménez Ganda, "Ejercicios físicos para mejorar la motricidad gruesa de los adultos mayores del hogar 'Estancia de Paz' Francisco Valdivieso, del barrio Landangui de la parroquia Malacatos del cantón Loja, en el periodo marzo-julio 2019", Tesis de grado, Carrera de Psicorrehabilitación y Educación Especial, Universidad Nacional de Loja, Loja, Ecuador, 2019

[32] I. M. Vicente y M. T. Sesma, "Tema 1: Introducción a la farmacología", Dpto. Farmacología-UPV/EHU, OpenCourseWare (OCW), Universidad del País Vasco, 2023.

[33] J. L. S. Bru, M. Vergara, N. J. Jarque Bou, M. M. Aguilar, and A. Pérez González, “Asociación Española de Ingeniería Mecánica XIX CONGRESO NACIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA Medición del movimiento de todos los segmentos de la mano mediante videogrametría.”

[34] Baños Miguel, “Análisis deportivo mediante el sistema VICON. - Institut Català del Peu.” Accessed: Feb. 03, 2025. [Online]. Available: https://www.institutcataladelpeu.com/analisis-deportivo-mediante-el-sistema-vicon/

[35] David A. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 4th Edition. Hoboken, NJ, 2019.

[36] Arduino Nano, “Compact ATmega328P Board with 14 Digital & 8 Analog Pins,” ARDUINOSTORE. Accessed: Dec. 11, 2025. [Online]. Available: https://store-usa.arduino.cc/products/arduino-nano

[37] Actuadores - Motores, “Servo Motor MG90s Tower Pro Original 180 grados,” MEGATRONICA. Accessed: Nov. 20, 2025. [Online]. Available: https://megatronica.cc/producto/servo-motor-tower-pro-mg90s/?srsltid=AfmBOop5z4JlwHHZH4Aif_hb0RRjDV8DruCV1JBLV7x1Qmqz4g_5hohS

[38] Motores y Actuadores, “Servo DS3230 30KG 90Degree/270degree,” Novatronic. Accessed: Jan. 10, 2026. [Online]. Available: https://novatronicec.com/index.php/product/servo-ds3230-30kg-90degree-270degree/

ANEXOS

ANEXO A – Código Arduino Movimiento

```
#include <Servo.h>            // Librería para controlar servomotores
#include <SoftwareSerial.h>   // Librería para comunicación serial por Bluetooth
Servo servo1;                 // Objeto servo1 (controla parte del movimiento)
Servo servo2;                 // Objeto servo2 (servo principal del dedo)
const int pinServo1 = 6;      // Pin donde está conectado el servo1
const int pinServo2 = 9;      // Pin donde está conectado el servo2 (servo grande)
SoftwareSerial BT(10, 11);    // Comunicación Bluetooth (RX = 10, TX = 11)
const int vib1 = 2;           // Pin del vibrador 1
const int vib2 = 3;           // Pin del vibrador 2
const int vib3 = 4;           // Pin del vibrador 3
const int vib4 = 5;           // Pin del vibrador 4
char Estado = 'N';            // Variable que almacena el comando actual recibido
int angActual = 0;            // Guarda el ángulo actual del servo
bool modoManualServo = false; // Indica si se controla manualmente el servo
bool vibracionContinua = false;// Indica si los vibradores están activos continuamente
void setup() {
  Serial.begin(9600);         // Inicializa comunicación serial con PC
  BT.begin(9600);             // Inicializa comunicación Bluetooth

  servo1.attach(pinServo1);   // Asocia servo1 a su pin
  servo2.attach(pinServo2);   // Asocia servo2 a su pin
  servo1.write(90);           // Posición inicial del servo1 (reposo)
  servo2.write(0);            // Posición inicial del servo2 (extensión total)
  pinMode(vib1, OUTPUT);      // Configura vibrador 1 como salida
  pinMode(vib2, OUTPUT);      // Configura vibrador 2 como salida
  pinMode(vib3, OUTPUT);      // Configura vibrador 3 como salida
  pinMode(vib4, OUTPUT);      // Configura vibrador 4 como salida
  desactivarVibradores();     // Apaga todos los vibradores al inicio
}
void loop() {
  leerComandoBluetooth();     // Lee comandos desde Bluetooth
  if (vibracionContinua) {    // Si la vibración continua está activada
    activarVibradores();      // Mantiene vibradores encendidos
  }
  // MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN/EXTENSIÓN CON DIFERENTES ÁNGULOS Y VELOCIDADES
  if     (Estado == 'A') movimiento(90, 60);   // Movimiento medio, velocidad lenta
```

```
  else if (Estado == 'B') movimiento(120, 60);   // Mayor flexión, velocidad lenta
  else if (Estado == 'C') movimiento(178, 60);   // Máxima flexión, velocidad lenta
  else if (Estado == 'D') movimiento(90, 25);   // Movimiento medio, velocidad media
  else if (Estado == 'E') movimiento(120, 25);
  else if (Estado == 'F') movimiento(178, 25);
  else if (Estado == 'G') movimiento(90, 10);   // Movimiento medio, rápido
  else if (Estado == 'H') movimiento(120, 10);
  else if (Estado == 'I') movimiento(178, 10);
  // MODOS DE VIBRACIÓN
  else if (Estado == 'X') cincosegundo();       // Vibración 5s ON / 5s OFF
  else if (Estado == 'W') diezsegundos();       // Vibración 10s ON / 10s OFF
  else if (Estado == 'V') masaje();             // Vibración secuencial tipo masaje
  else if (Estado == 'U') alternar();           // Vibración alternada por pares
}
void leerComandoBluetooth() {
  if (!BT.available()) return;  // Si no hay datos, salir
  char comando = BT.read();     // Lee el comando recibido
  Serial.print("Recibido: ");  // Muestra en monitor serial
  Serial.println(comando);
// ACTIVAR VIBRACIÓN CONTINUA
if (comando == 'Y') {
  vibracionContinua = true;
  activarVibradores();
  return;
}
// DESACTIVAR VIBRACIÓN CONTINUA
if (comando == 'Z') {
  vibracionContinua = false;
  desactivarVibradores();
  return;
}
// PARO GENERAL
if (comando == 'P') {
  Estado = 'N';              // Detiene movimientos automáticos
  vibracionContinua = false;
  desactivarVibradores();
  servo1.write(90);          // Regresa a posición inicial
  servo2.write(angActual);    // Mantiene última posición
  return;
}
// ACTIVAR MODO MANUAL
if (comando == 'M') {
  modoManualServo = true;
```

```
  Estado = 'N';
  return;
 }
 // DESACTIVAR MODO MANUAL
 if (comando == 'N') {
  modoManualServo = false;
  Estado = 'N';
  return;
 }
 // CONTROL MANUAL DE ÁNGULO
 if (modoManualServo) {
  if (comando == 'P') {
   Estado = 'N';
   vibracionContinua = false;
   desactivarVibradores();
   servo1.write(90);
   servo2.write(angActual);
   return;
  }
  if (comando == 'N') {
   modoManualServo = false;
   Estado = 'N';
   return;
  }
  // SI SE ENVÍA UN NÚMERO → CONTROL DE ÁNGULO
  if (comando >= '0' && comando <= '9') {
   int ang = BT.parseInt();          // Lee valor numérico completo
   ang = constrain(ang, 0, 180);     // Limita entre 0° y 180°
   servo2.write(ang);                // Mueve servo principal
   servo1.write(constrain(90 - ang, 0, 90)); // Movimiento inverso (biomecánica dedo)
   angActual = ang;                  // Guarda ángulo actual
  }
  return;
 }
 Estado = comando;                  // Guarda comando para ejecución automática
}
// FUNCIÓN DE MOVIMIENTO (FLEXIÓN Y EXTENSIÓN)
void movimiento(int AnguloMax, int velocidadMovi) {
 // FLEXIÓN (cerrar mano)
 for (int ang = 0; ang <= AnguloMax; ang++) {
  servo1.write(constrain(90 - ang, 0, 90)); // Movimiento inverso
  servo2.write(ang);                 // Movimiento principal
  angActual = ang;
  delay(velocidadMovi);              // Control de velocidad
  if (BT.available()) return;        // Interrupción si llega comando
 }
 // EXTENSIÓN (abrir mano)
 for (int ang = AnguloMax; ang >= 0; ang--) {
```

```
    servo1.write(constrain(90 - ang, 0, 90));
    servo2.write(ang);
    angActual = ang;
    delay(velocidadMovi);
    if (BT.available()) return;
  }
}
// ACTIVAR TODOS LOS VIBRADORES
void activarVibradores() {
  digitalWrite(vib1, HIGH);
  digitalWrite(vib2, HIGH);
  digitalWrite(vib3, HIGH);
  digitalWrite(vib4, HIGH);
}
// DESACTIVAR TODOS LOS VIBRADORES
void desactivarVibradores() {
  digitalWrite(vib1, LOW);
  digitalWrite(vib2, LOW);
  digitalWrite(vib3, LOW);
  digitalWrite(vib4, LOW);
}
// VIBRACIÓN 5s ON / 5s OFF
void cincosegundo() {
  activarVibradores();
  delay(5000);
  desactivarVibradores();
  delay(5000);
}
// VIBRACIÓN 10s ON / 10s OFF
void diezsegundos() {
  activarVibradores();
  delay(10000);
  desactivarVibradores();
  delay(10000);
}
// VIBRACIÓN TIPO MASAJE SECUENCIAL
void masaje() {
  digitalWrite(vib1, HIGH); delay(300); digitalWrite(vib1, LOW);
  digitalWrite(vib2, HIGH); delay(300); digitalWrite(vib2, LOW);
  digitalWrite(vib3, HIGH); delay(300); digitalWrite(vib3, LOW);
  digitalWrite(vib4, HIGH); delay(300); digitalWrite(vib4, LOW);
}
// VIBRACIÓN ALTERNADA POR PARES
void alternar() {
  digitalWrite(vib1, HIGH); digitalWrite(vib2, HIGH);
  delay(400); desactivarVibradores();
  digitalWrite(vib3, HIGH); digitalWrite(vib4, HIGH);
  delay(400); desactivarVibradores();
```

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

Ingeniería Mecatrónica

PRUEBAS Y ENCUESTA DE SATISFACCIÓN
EXOESQUELETO DE MANO

NOMBRE: Delia Chiles CI: 040136128-2

GÉNERO: Femenino EDAD: 47

PREGUNTAS

1. **¿Ha sufrido un derrame cerebral o accidente cerebrovascular (ACV)?**
   ☐ Sí ☑ No
2. **¿Padece actualmente de artritis u otra enfermedad que afecte las articulaciones de la mano?**
   ☑ Sí ☐ No
3. **¿Presenta dolor al realizar movimientos de flexión o extensión de los dedos?**
   ☐ Sí ☑ No

ENCUESTA - RESULTADOS

Escala de valoración
1 = Muy bajo 2 = Bajo 3 = Medio 4 = Alto 5 = Muy alto

1. ¿Qué nivel de comodidad (ergonomía) y adaptabilidad experimentó al utilizar el exoesqueleto en su mano?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

2.¿Qué nivel de desempeño presenta el exoesqueleto en la ejecución de los movimientos de flexión y extensión de los dedos?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

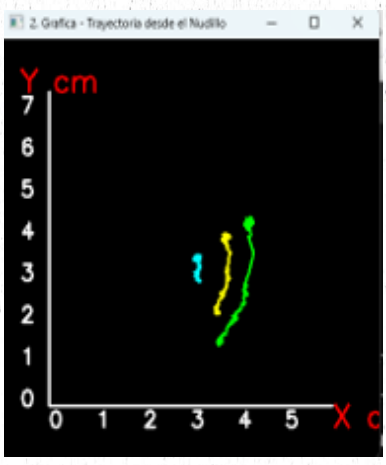
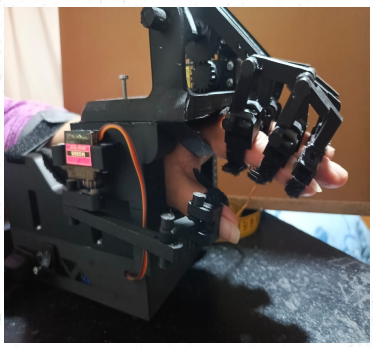
3.¿Qué nivel de facilidad de uso presenta la aplicación móvil para el control del dispositivo?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

4.¿En qué nivel cree que contribuye a la mejora del proceso de rehabilitación de la mano?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

5.¿Percibió seguridad y confianza durante el uso del dispositivo?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

6.¿Qué nivel de accesibilidad económica considera que tiene el dispositivo, tomando en cuenta su costo aproximado de $320?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

ANEXOS

LONGITUD DE MANO	TRAYECTORIA	DISPOSITIVO
		

FIRMA: .....

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

Ingeniería Mecatrónica

PRUEBAS Y ENCUESTA DE SATISFACCIÓN
EXOESQUELETO DE MANO

NOMBRE: José Realpe CI: 0401198607-1

GÉNERO: Masculino EDAD: 47

PREGUNTAS

1. **¿Ha sufrido un derrame cerebral o accidente cerebrovascular (ACV)?**
   ☐ Sí ☑ No
2. **¿Padece actualmente de artritis u otra enfermedad que afecte las articulaciones de la mano?**
   ☐ Sí ☑ No
3. **¿Presenta dolor al realizar movimientos de flexión o extensión de los dedos?**
   ☐ Sí ☑ No

ENCUESTA - RESULTADOS

Escala de valoración
1 = Muy bajo 2 = Bajo 3 = Medio 4 = Alto 5 = Muy alto

1. ¿Qué nivel de comodidad (ergonomía) y adaptabilidad experimentó al utilizar el exoesqueleto en su mano?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

2.¿Qué nivel de desempeño presenta el exoesqueleto en la ejecución de los movimientos de flexión y extensión de los dedos?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

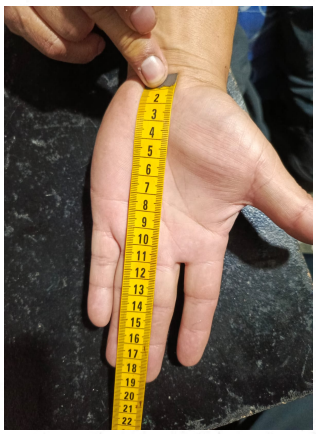
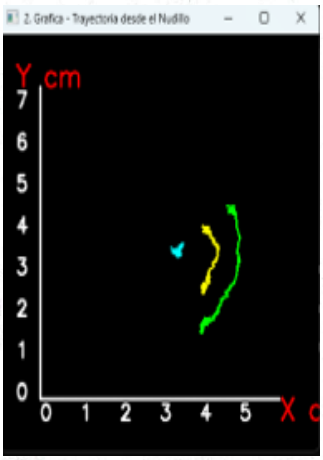
3.¿Qué nivel de facilidad de uso presenta la aplicación móvil para el control del dispositivo?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

4.¿En qué nivel cree que contribuye a la mejora del proceso de rehabilitación de la mano?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

5.¿Percibió seguridad y confianza durante el uso del dispositivo?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

6.¿Qué nivel de accesibilidad económica considera que tiene el dispositivo, tomando en cuenta su costo aproximado de $320?
☐ 1 ☐ 2 ☑ 3 ☐ 4 ☐ 5

ANEXOS

LONGITUD DE MANO	TRAYECTORIA	DISPOSITIVO
		

FIRMA: .....

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

Ingeniería Mecatrónica

PRUEBAS Y ENCUESTA DE SATISFACCIÓN
EXOESQUELETO DE MANO

NOMBRE: Joel Realpe CI: 0450137997

GÉNERO: Masculino EDAD: 24

PREGUNTAS

1. **¿Ha sufrido un derrame cerebral o accidente cerebrovascular (ACV)?**
   ☐ Sí ☐ No
2. **¿Padece actualmente de artritis u otra enfermedad que afecte las articulaciones de la mano?**
   ☐ Sí ☐ No
3. **¿Presenta dolor al realizar movimientos de flexión o extensión de los dedos?**
   ☐ Sí ☐ No

ENCUESTA - RESULTADOS

Escala de valoración
1 = Muy bajo 2 = Bajo 3 = Medio 4 = Alto 5 = Muy alto

1. ¿Qué nivel de comodidad (ergonomía) y adaptabilidad experimentó al utilizar el exoesqueleto en su mano?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

2.¿Qué nivel de desempeño presenta el exoesqueleto en la ejecución de los movimientos de flexión y extensión de los dedos?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

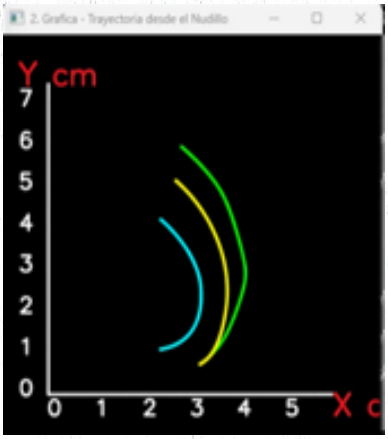
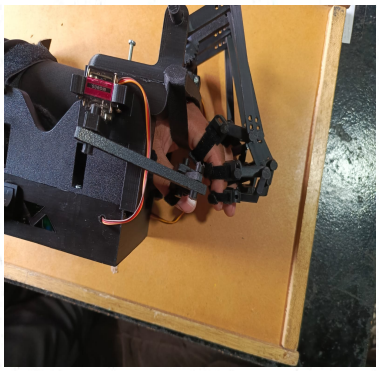
3.¿Qué nivel de facilidad de uso presenta la aplicación móvil para el control del dispositivo?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☑ 4 ☐ 5

4.¿En qué nivel cree que contribuye a la mejora del proceso de rehabilitación de la mano?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

5.¿Percibió seguridad y confianza durante el uso del dispositivo?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

6.¿Qué nivel de accesibilidad económica considera que tiene el dispositivo, tomando en cuenta su costo aproximado de $320?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☑ 4 ☐ 5

ANEXOS

LONGITUD DE MANO	TRAYECTORIA	DISPOSITIVO
		

FIRMA: .....

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

PRUEBAS Y ENCUESTA DE SATISFACCIÓN
EXOESQUELETO DE MANO

NOMBRE: ...Diana Vallejo..... CI: ..040199283-9..

GÉNERO: ...Femenino..... EDAD: ....28.....

PREGUNTAS

1. **¿Ha sufrido un derrame cerebral o accidente cerebrovascular (ACV)?**
   ☐ Sí ☑ No
2. **¿Padece actualmente de artritis u otra enfermedad que afecte las articulaciones de la mano?**
   ☑ Sí ☐ No
3. **¿Presenta dolor al realizar movimientos de flexión o extensión de los dedos?**
   ☐ Sí ☑ No

ENCUESTA - RESULTADOS

Escala de valoración
1 = Muy bajo 2 = Bajo 3 = Medio 4 = Alto 5 = Muy alto

1. ¿Qué nivel de comodidad (ergonomía) y adaptabilidad experimentó al utilizar el exoesqueleto en su mano?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

2.¿Qué nivel de desempeño presenta el exoesqueleto en la ejecución de los movimientos de flexión y extensión de los dedos?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

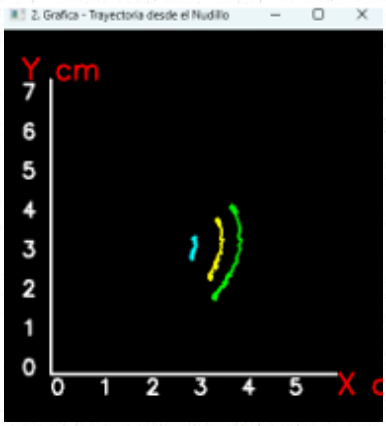
3.¿Qué nivel de facilidad de uso presenta la aplicación móvil para el control del dispositivo?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

4.¿En qué nivel cree que contribuye a la mejora del proceso de rehabilitación de la mano?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☑ 4 ☐ 5

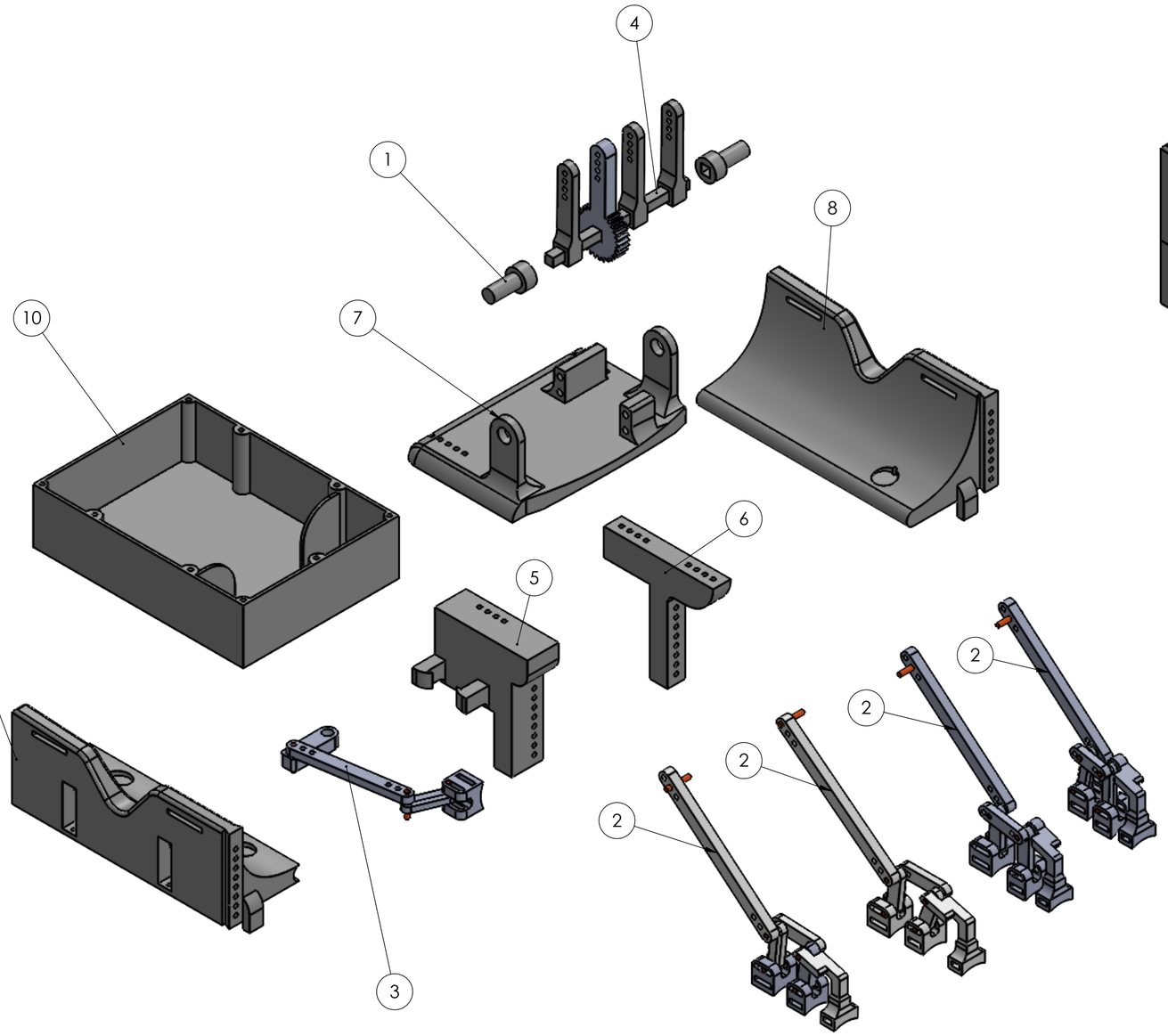
5.¿Percibió seguridad y confianza durante el uso del dispositivo?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☑ 4 ☐ 5

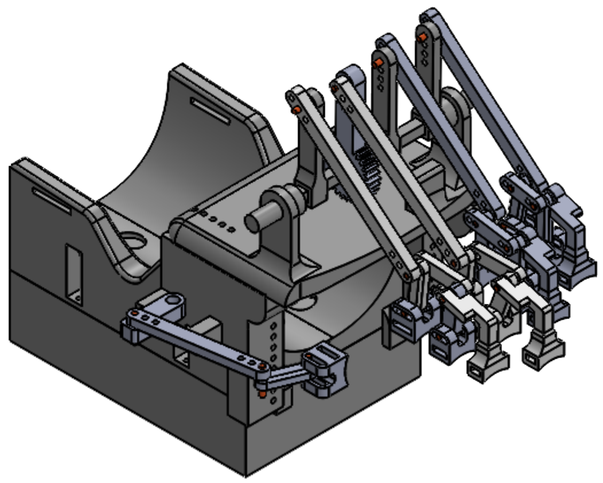
6.¿Qué nivel de accesibilidad económica considera que tiene el dispositivo, tomando en cuenta su costo aproximado de $320?
☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ 4 ☑ 5

ANEXOS

LONGITUD DE MANO	TRAYECTORIA	DISPOSITIVO
		

FIRMA: ...Diana Vallejo.....





N.° DE ELEMENTO	N.° DE PIEZA	CÓDIGO	CANTIDAD
10	Módulo de Alojamiento Electrónico	JR-EXO-P1	1
9	Soporte de Antebrazo Izquierdo	JR-EXO-P3	1
8	Soporte de Antebrazo Derecho	JR-EXO-P4	1
7	Plataforma Estructural de Soporte	JR-EXO-P5	1
6	Soporte Vertical Ajustable	JR-EXO-P2	1
5	Soporte Vertical AjustableCon Servo Motor	JR-EXO-2.1	1
4	Módulo de Accionamiento	JR-EXO-P6	1
3	Subconjunto Dedo Pulgar	JR-EXO-E1.1	1
2	Subconjunto Dedo	JR-EXO-E2	4
1	Agarre Barra engrane	JR-EXO-P7	2

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
IBARRA - ECUADOR

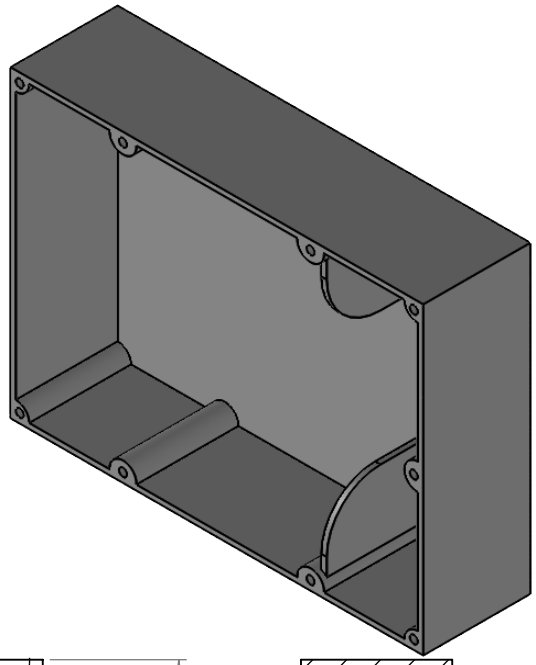
FICA | CIME

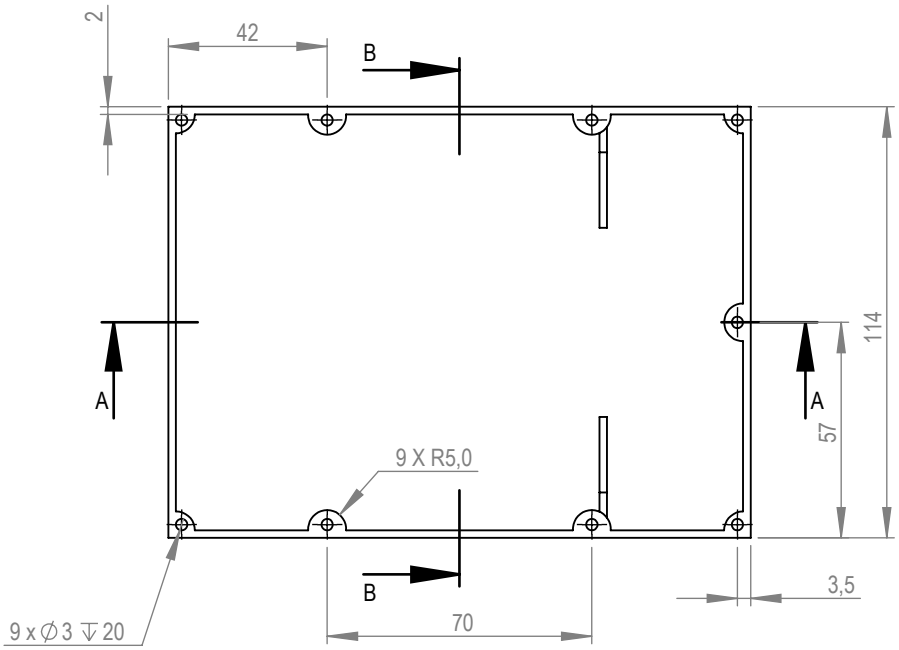
PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO
CONJUNTO: ENSAMBLE COMPLETO
CÓDIGO: JR-EXO-E1

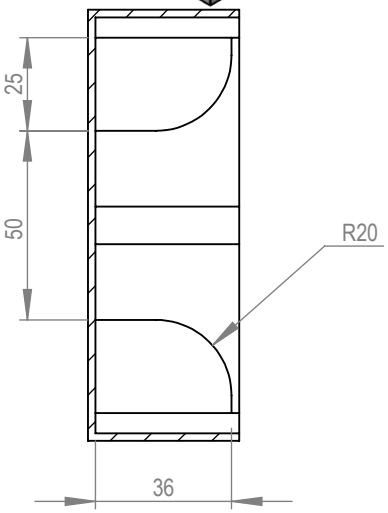
ESCALA 1:2

PESO	2000 g	DISEÑÓ	REALPE J	12/02/2026
LARGO	300 mm	DIBUJÓ	REALPE J	12/02/2026
ANCHO	120 mm	REVISÓ	VALENCIA F	15/02/2026
ALTO	350 mm	APROBÓ	VALENCIA F	15/02/2026

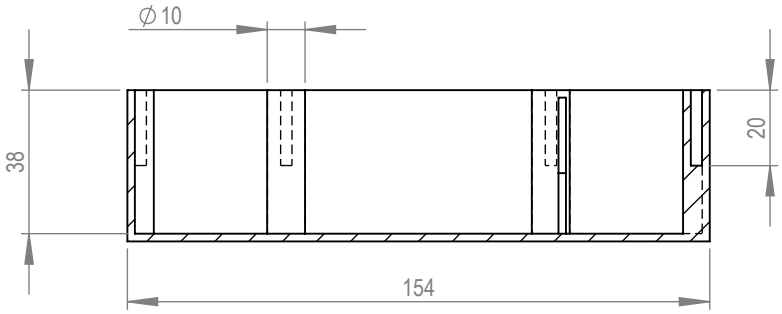
HOJA A3 1/1







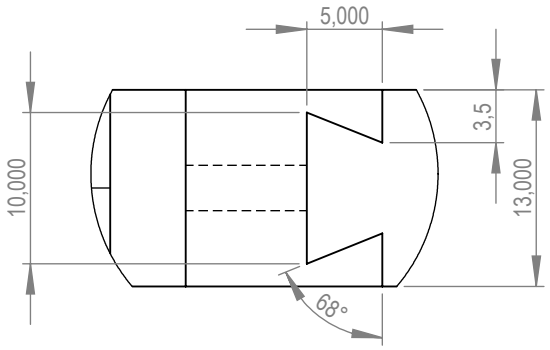
SECCIÓN B-B
ESCALA 1 : 2



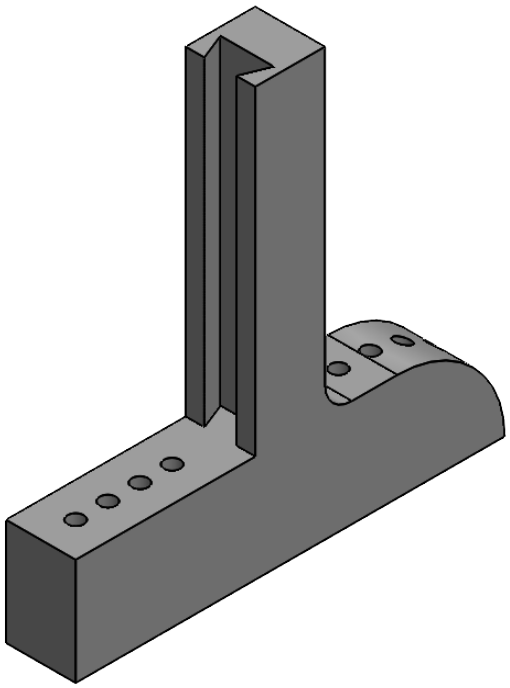
SECCIÓN A-A
ESCALA 1 : 2

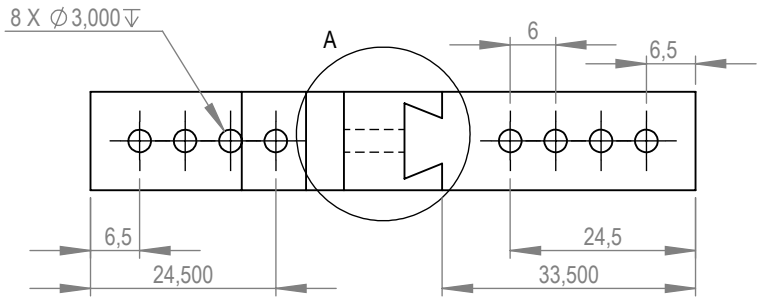
PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 1:2	
PARTE: BASE - PIEZA 1					
CÓDIGO: JR-EXO-P1				TOLERANCIA: ± 0.05	
MATERIAL:	PLA	DISEÑÓ:	REALPE J	14/09/2025	HOJA
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	14/09/2025	A4
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	10/02/2026	1/1
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	VALENCIA F	10/03/2026	

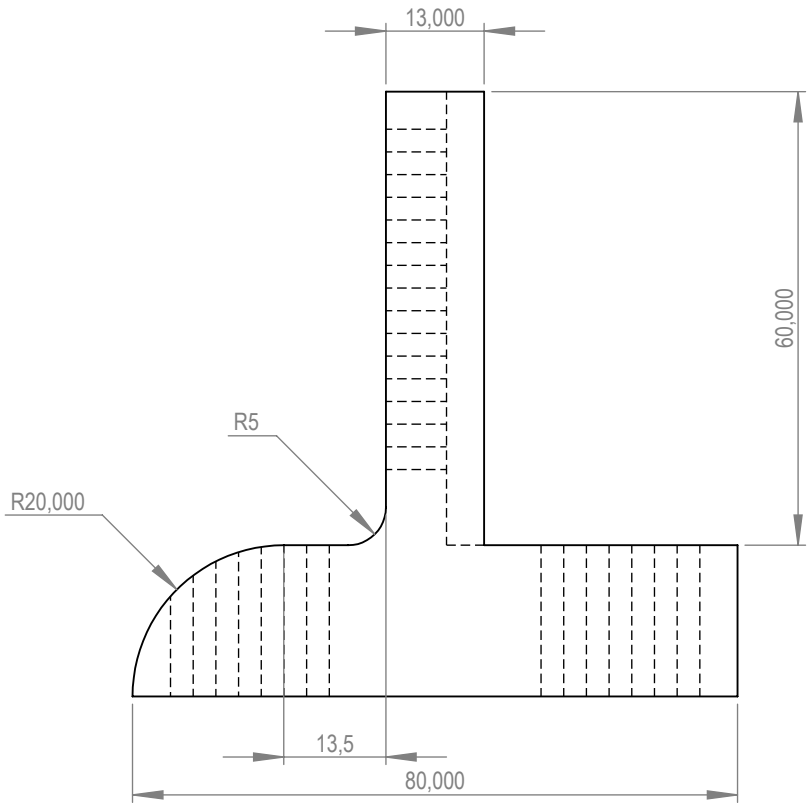
FICA CIME

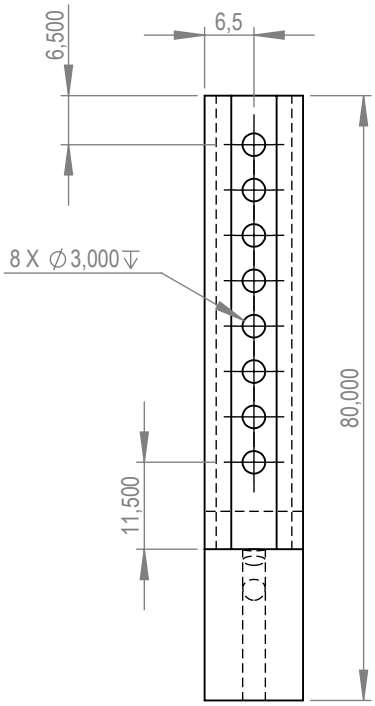


DETALLE A
ESCALA 2 : 1

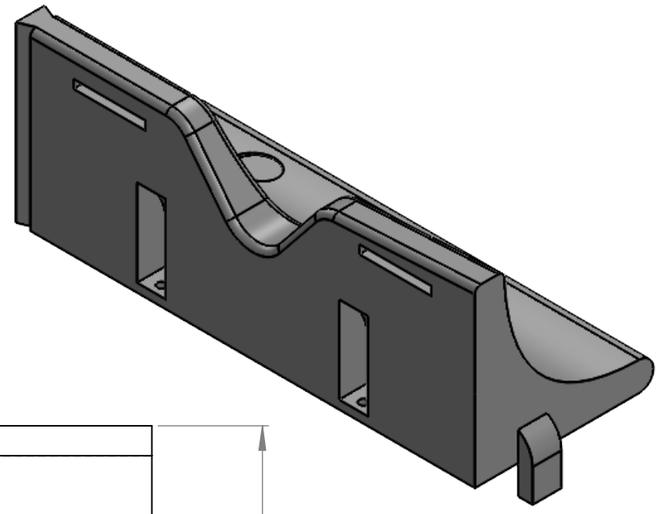




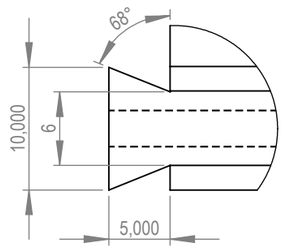




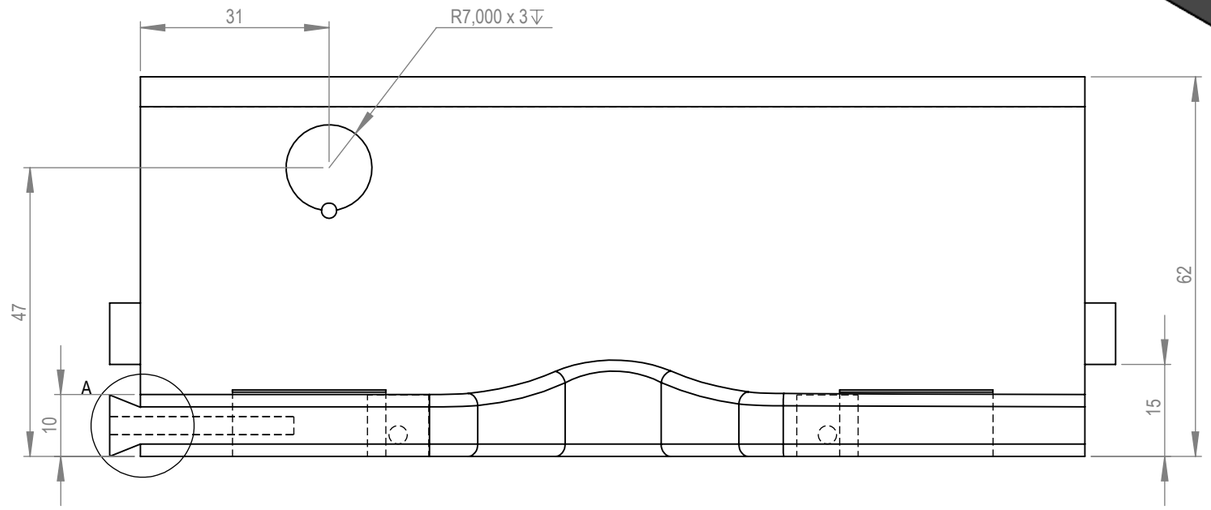
FICA CIME	PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO			ESCALA 1:1	
	PARTE: Elevador				
	CÓDIGO: JR-EXO-P2			TOLERANCIA: ± 0.05	
	MATERIAL: PLA	DISEÑÓ:	REALPE J	12/02/2026	HOJA
	TRATAMIENTO: NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	12/02/2026	A4
	RECUBRIMIENTO: NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	1/1
	CANTIDAD: 1	APROBÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	

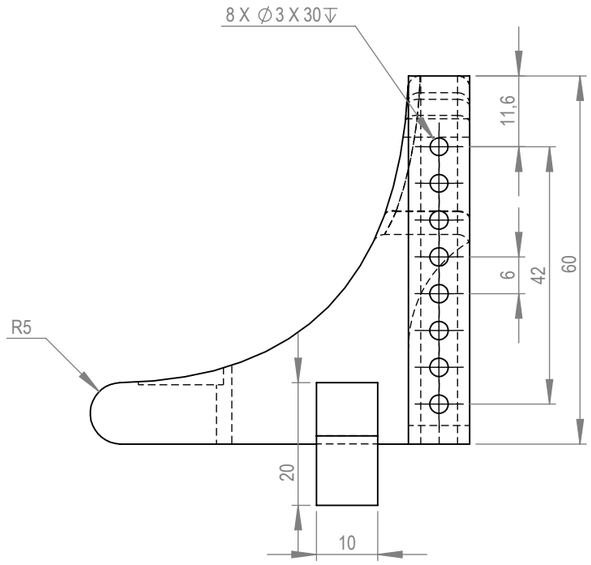


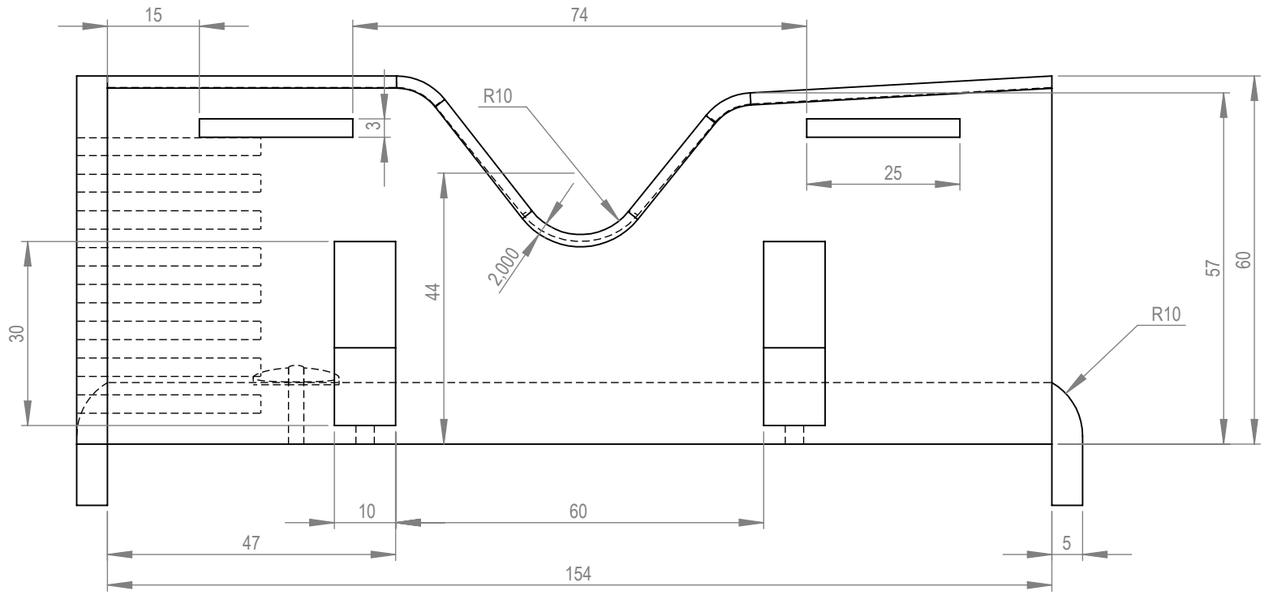
VISTA ISOMÉTRICA
ESCALA 1:2



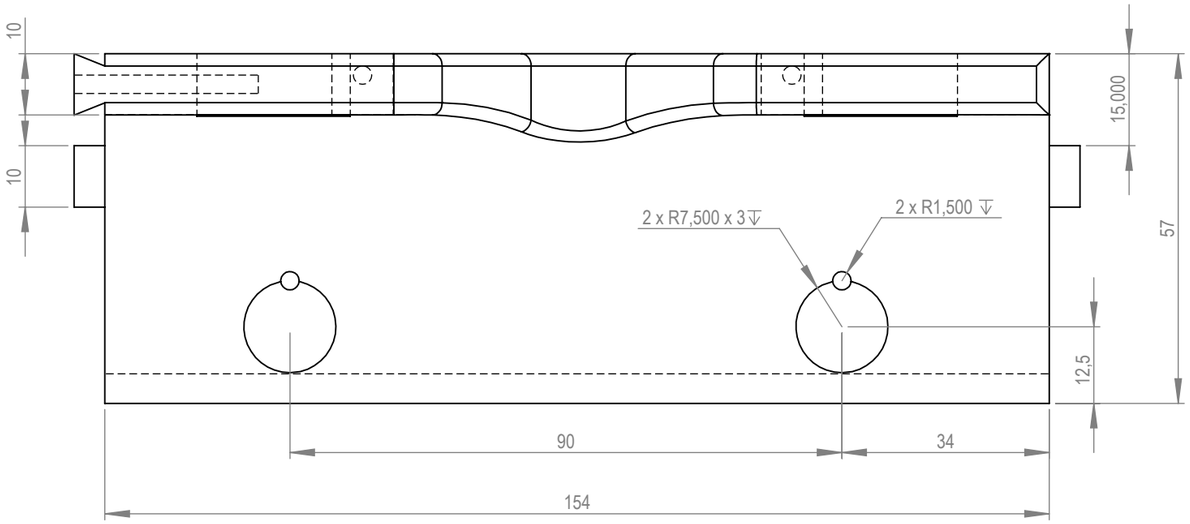
DETALLE A
ESCALA 2 : 1

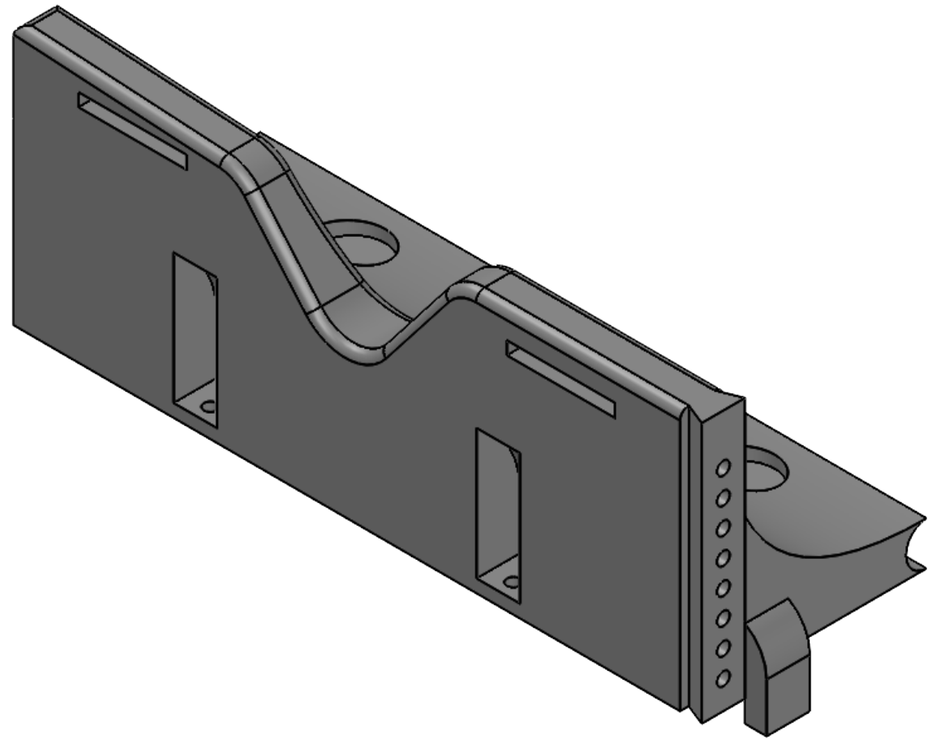


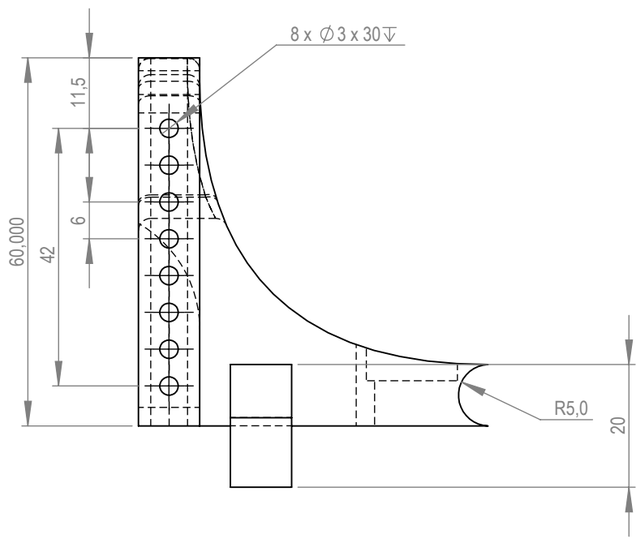


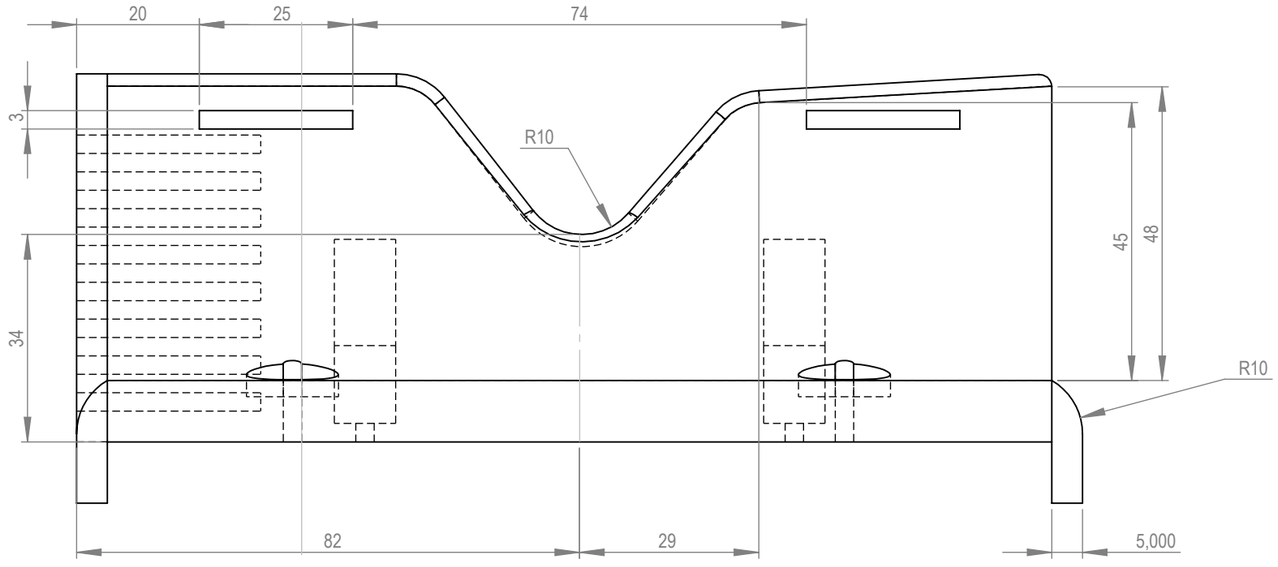


UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE – UTN – IBARRA - ECUADOR	PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 1:1	
	PARTE: PIEZA2 - SOPORTE 1 ANTEBRAZO					
	CÓDIGO: JR-EXO-P3				TOLERANCIA: ± 0.05	
	MATERIAL:	PLA	DISEÑÓ:	REALPE J	12/02/2026	HOJA
	TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	12/02/2026	A3
FICA CIME	RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	1/1
	CANTIDAD:	1	APROBÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	

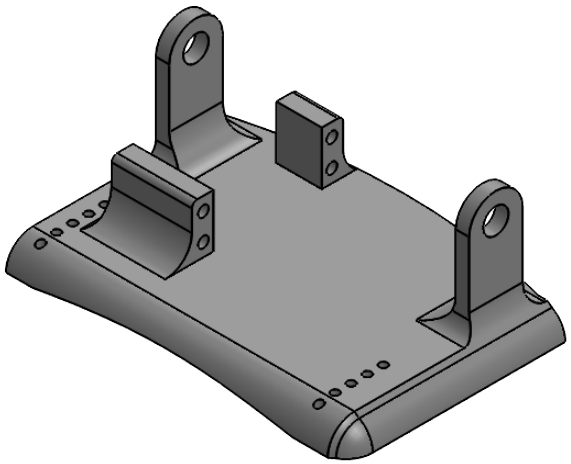


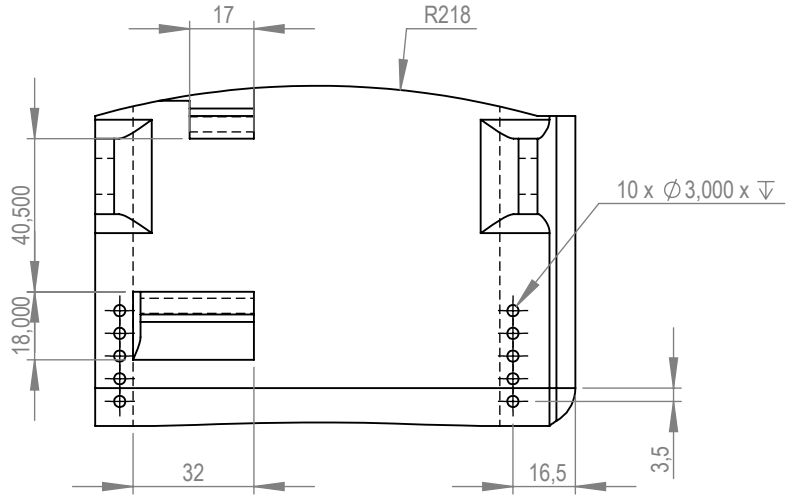


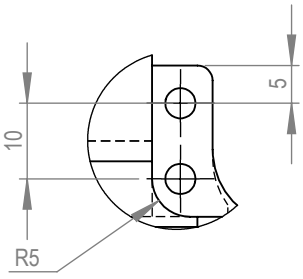




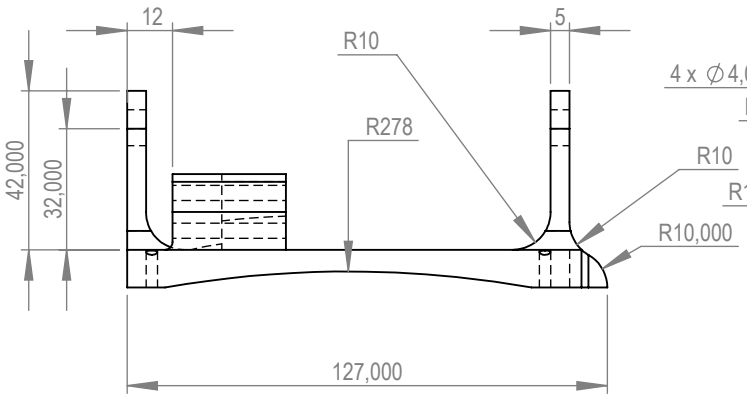
FICA / CIME	PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 1:1	
	PARTE: PIEZA3 - SOPORTE 2 ANTEBRAZO					
	CÓDIGO: JR-EXO-P4				TOLERANCIA: ± 0.05	
	MATERIAL:	PLA	DISEÑÓ:	REALPE J	12/02/2026	HOJA
	TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	12/02/2026	A3
	RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	1/1
	CANTIDAD:	1	APROBÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	

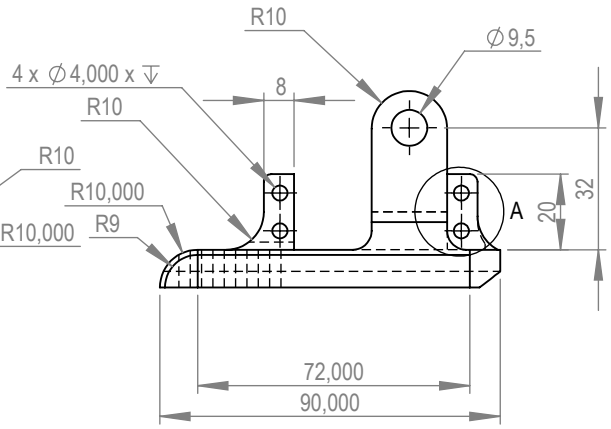




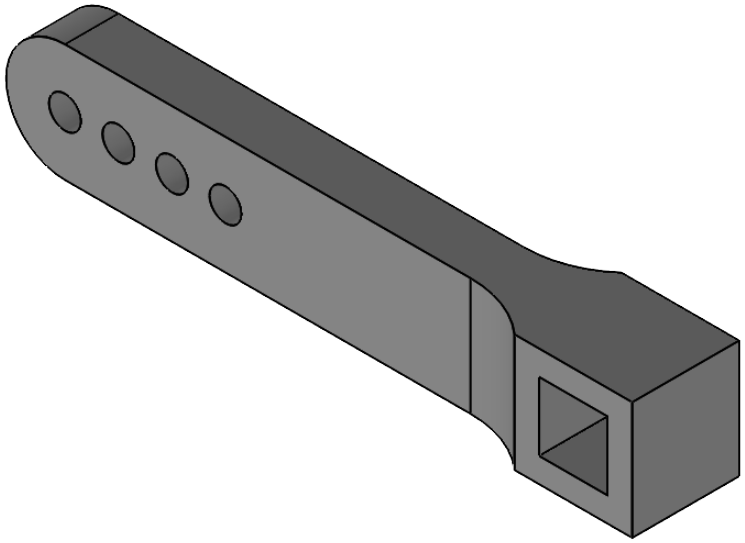


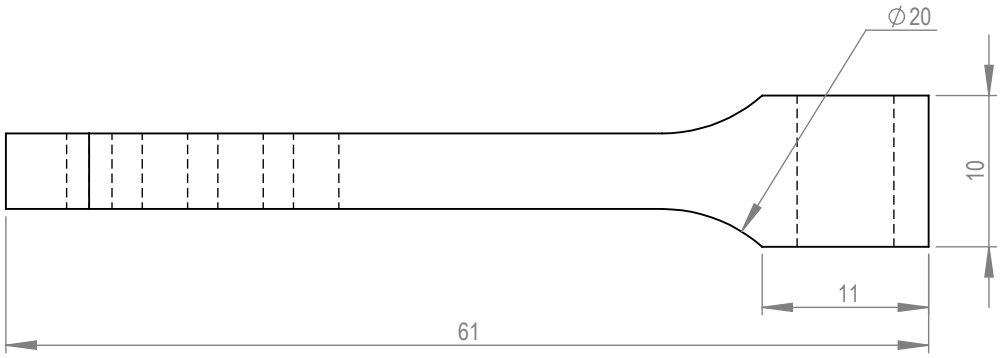
DETALLE A
ESCALA 1 : 1

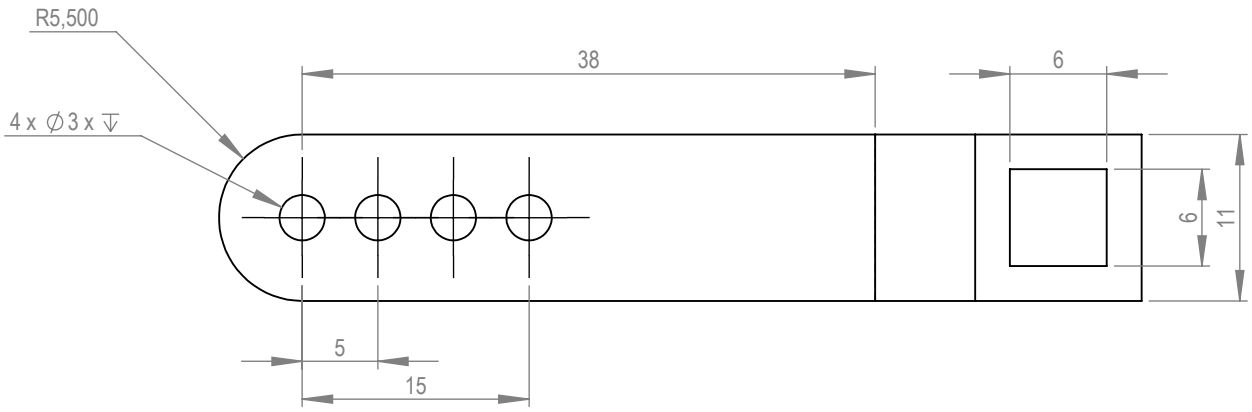




UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE IBARRA - ECUADOR	PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 1:2	
	PARTE: Mano - Soporte					
	CÓDIGO: JR-EXO-P5				TOLERANCIA: ± 0.05	
	MATERIAL:	PLA	DISEÑÓ:	REALPE J	12/02/2026	HOJA
	TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	12/02/2026	A4
FICA CIME	RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	1/1
	CANTIDAD:	1	APROBÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	

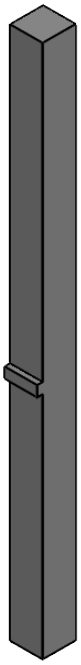


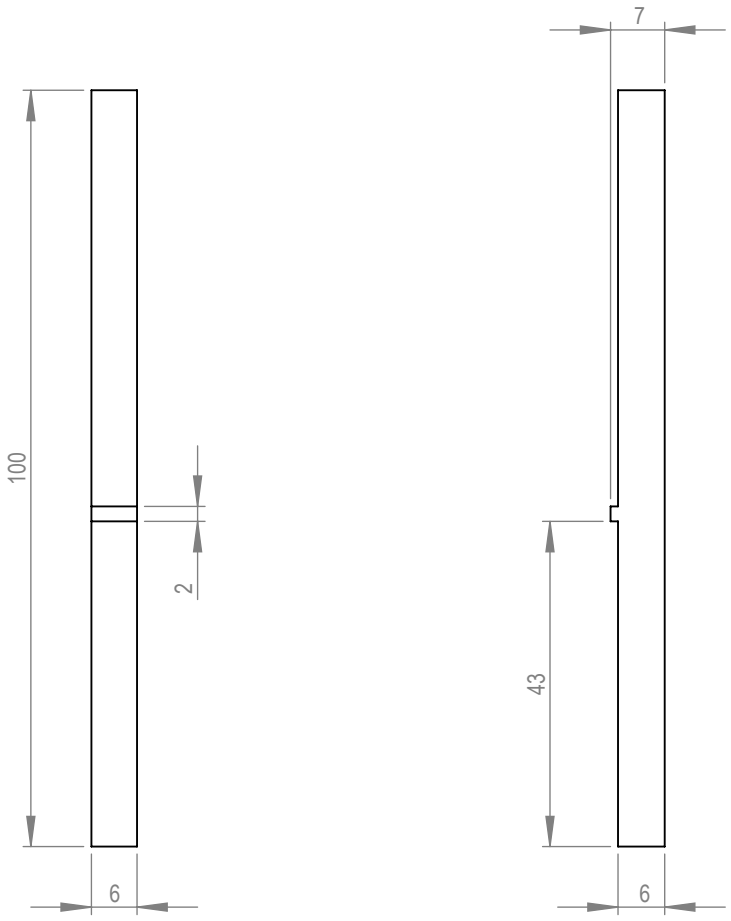




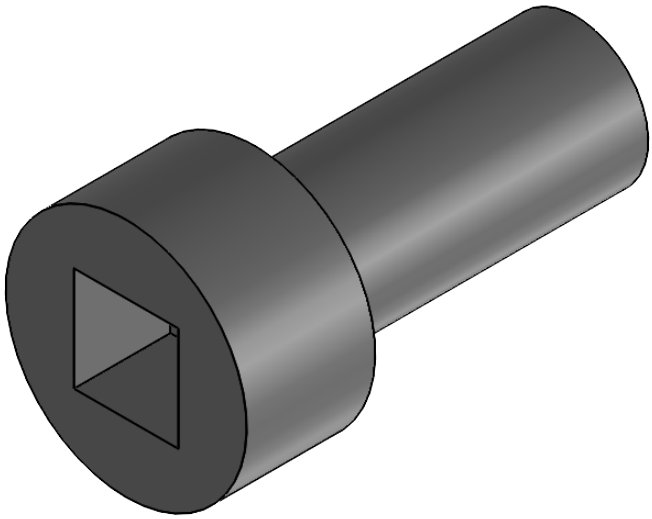
PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 2:1	
PARTE: BIELA M1					
CÓDIGO: JR-EXO-P6				TOLERANCIA: ± 0.05	
MATERIAL:	PLA	DISEÑÓ:	REALPE J	12/02/2026	HOJA
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	12/02/2026	A4
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	1/1
CANTIDAD:	3	APROBÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	

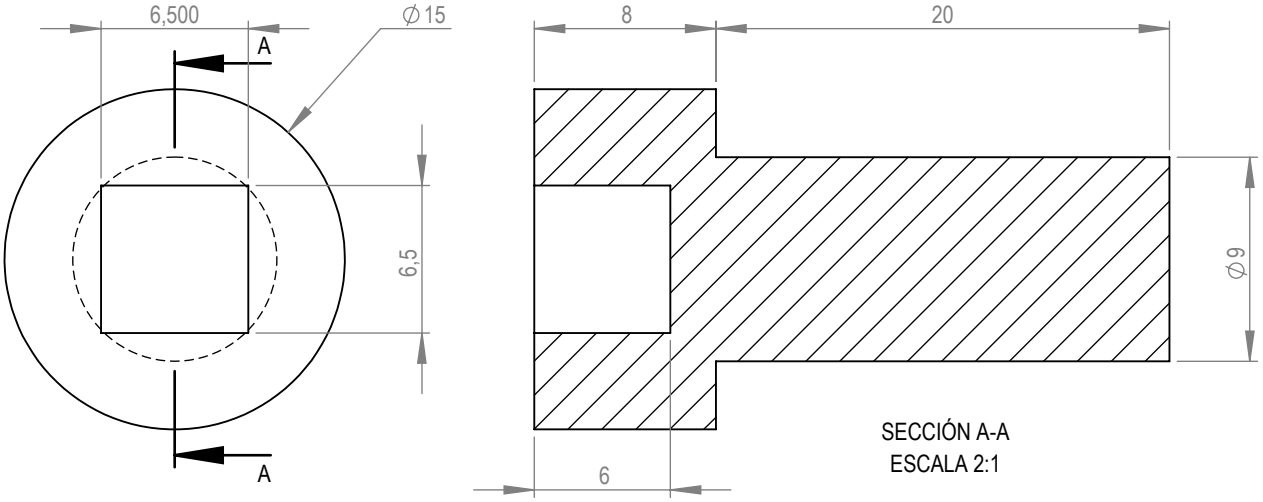
FICA CIME





FICA	CIME	PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 1:1
		PARTE: BARRA DE ENGRANE				
		CÓDIGO: JR-EXO-P7				TOLERANCIA: ± 0.05
		MATERIAL:	PLA	DISEÑÓ:	REALPE J	12/02/2026 HOJA
		TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	12/02/2026 A4
		RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	15/02/2026 1/1
		CANTIDAD:	1	APROBÓ:	VALENCIA F	15/02/2026

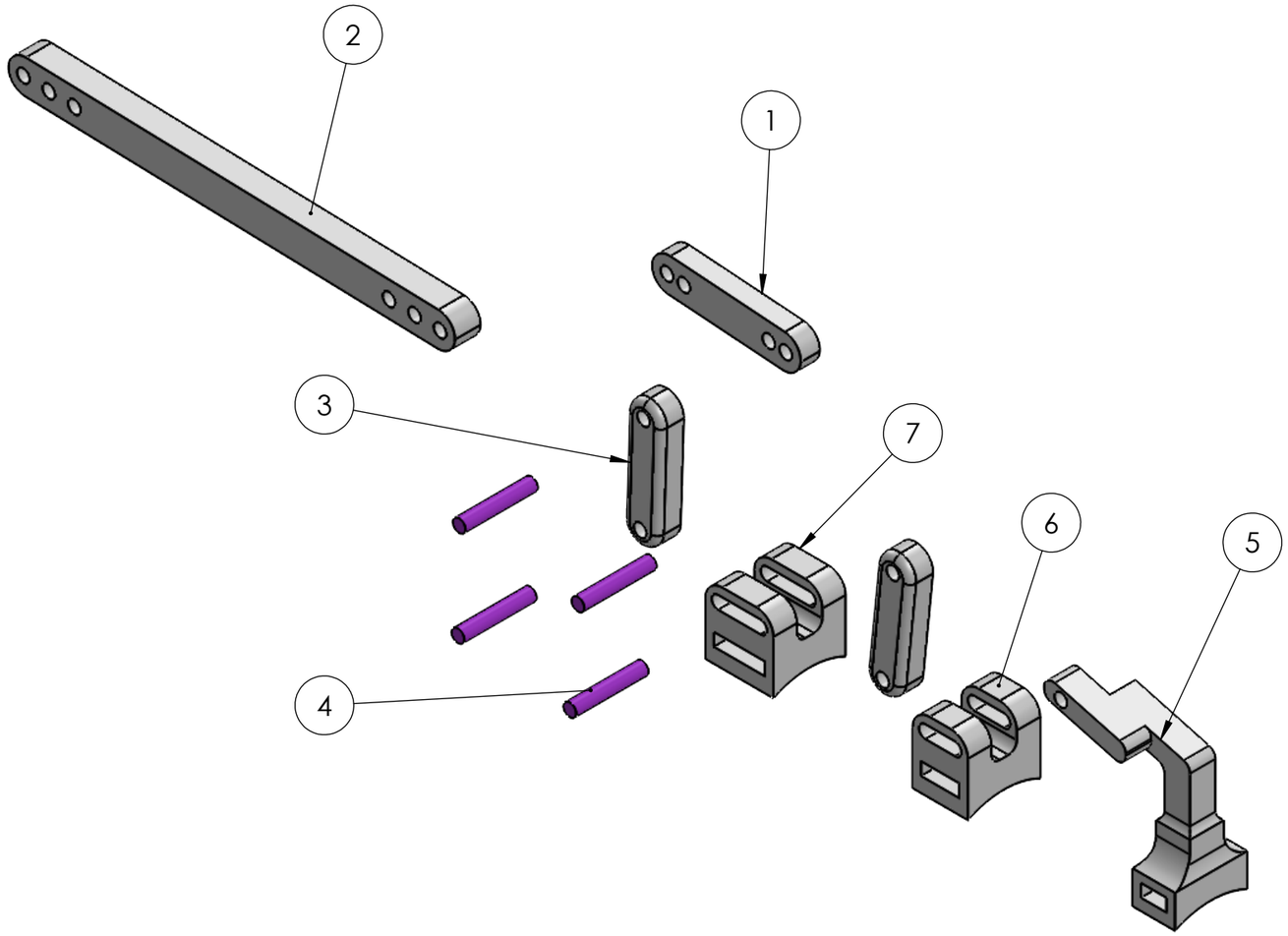


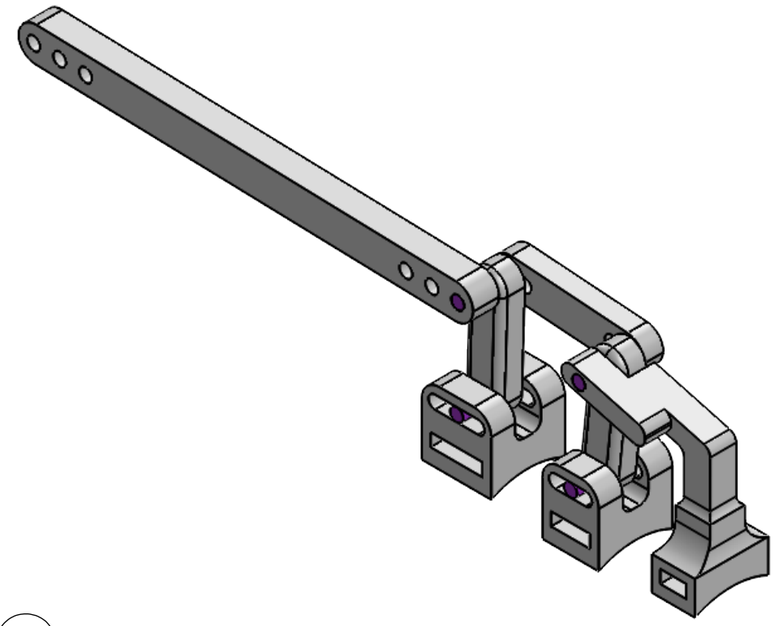


SECCIÓN A-A
ESCALA 2:1

PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 2:1	
PARTE: AGARRE BARRA ENGRANE					
CÓDIGO: JR-EXO-P8				TOLERANCIA: ± 0.05	
MATERIAL:	PLA	DISEÑÓ:	REALPE J	12/02/2026	HOJA
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	12/02/2026	A4
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	1/1
CANTIDAD:	2	APROBÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	

FICA CIME

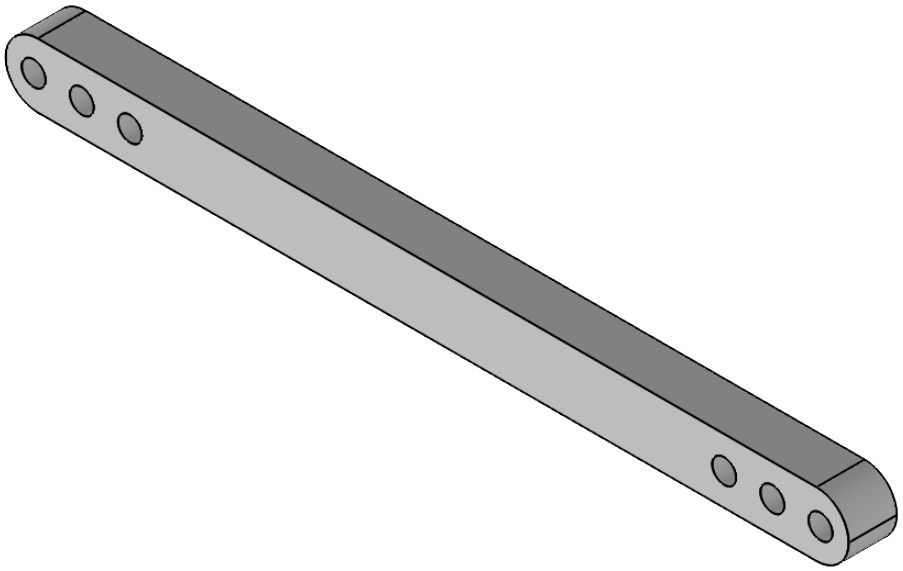


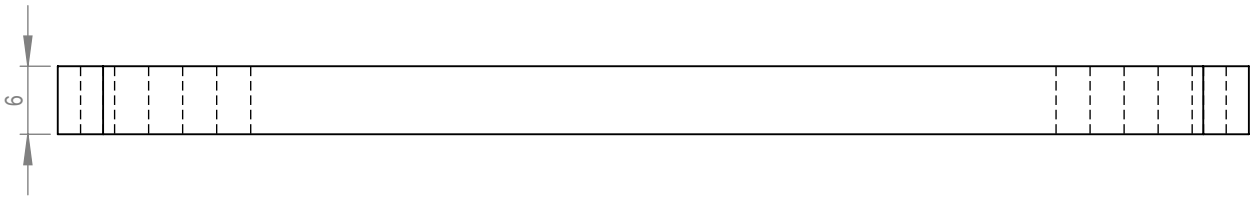


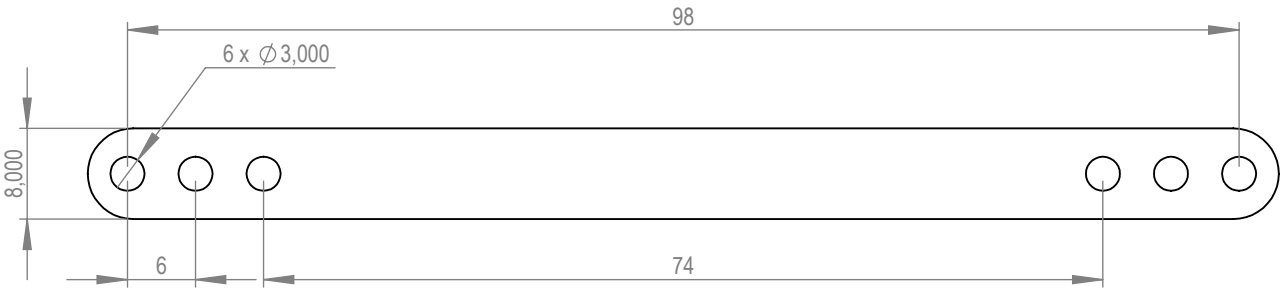
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CÓDIGO	CANTIDAD
7	Ajuste Falange 1	JR-EXO-P12	1
6	Ajuste Falange 2	JR-EXO-P13	1
5	Agarre Barra engrane	JR-EXO-P11	1
4	Pasador Cilíndrico	JR-EXO-P0	4
3	Agarre central 2	JR-EXO-P10	2
2	Jale Base de Anclaje al Servo	JR-EXO-P8	1
1	Agarre central 1	JR-EXO-P9	1

FICA	CIME	PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 1:1
		CONJUNTO: ENSAMBLE MECANISMO DEL DEDO				
		CÓDIGO: JR-EXO-E2				
		PESO	500 g	DISEÑÓ	REALPE J	12/02/2026
		LARGO	90 mm	DIBUJÓ	REALPE J	12/02/2026
		ANCHO	25 mm	REVISÓ	VALENCIA F	15/02/2026
		ALTO	35 mm	APROBÓ	VALENCIA F	15/02/2026

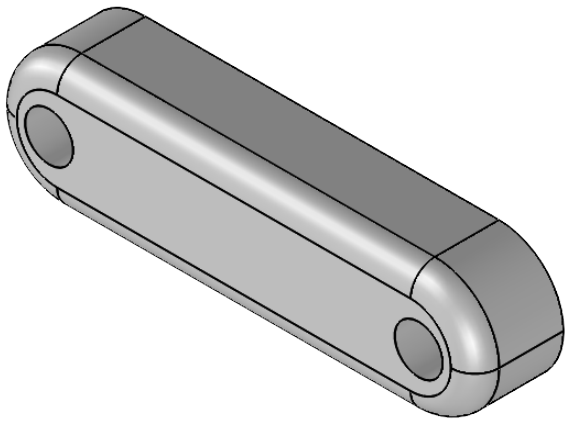
HOJA A3 1/1

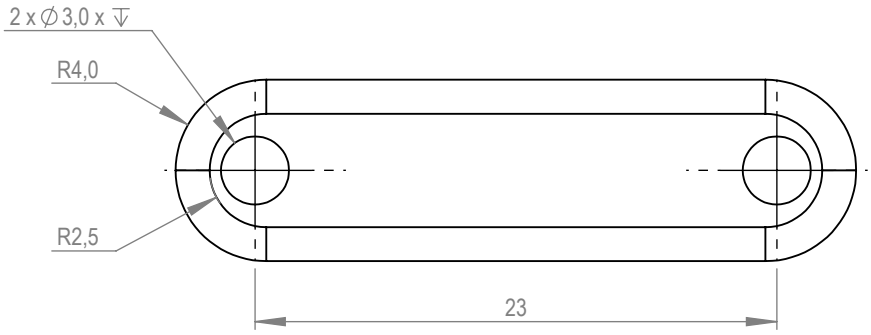


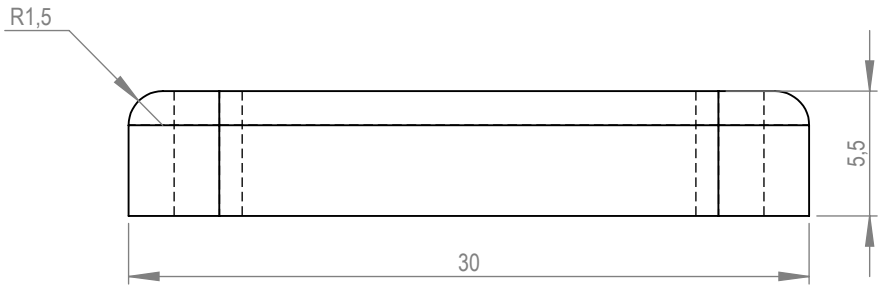




FICA	CIME	PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 2:1
		PARTE: JALE				
		CÓDIGO: JR-EXO-P8				TOLERANCIA: ± 0.05
		MATERIAL:	ABS	DISEÑÓ:	REALPE J	12/02/2026 HOJA
		TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	12/02/2026 A4
		RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	15/02/2026 1/1
		CANTIDAD:	4	APROBÓ:	VALENCIA F	15/02/2026

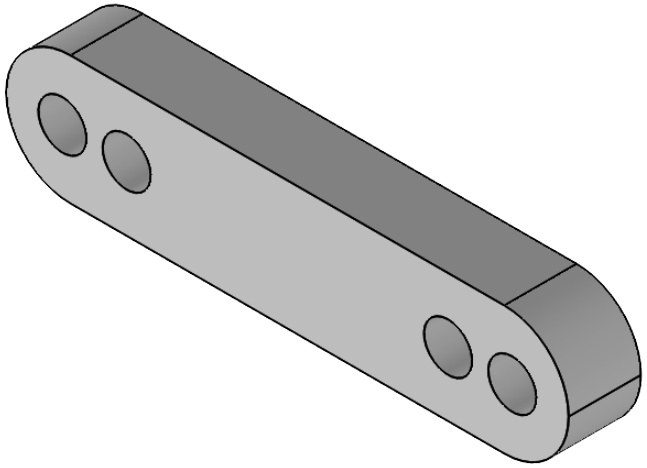


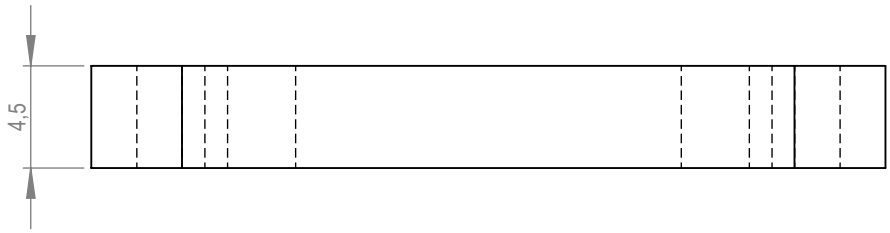


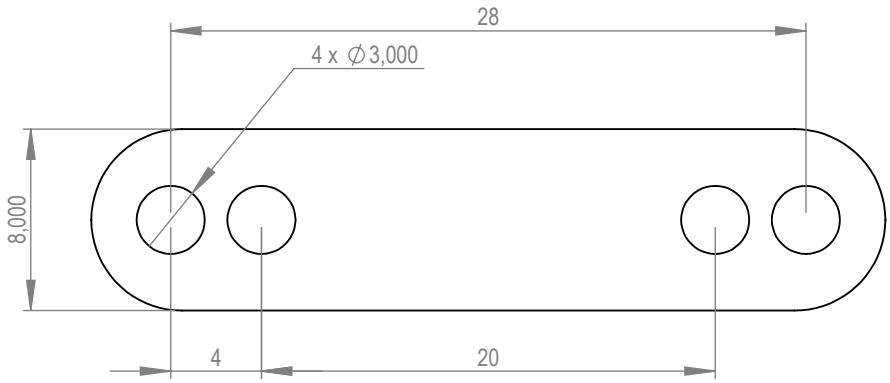


PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 2:1	
PARTE: AGARRE CENTRAL 2					
CÓDIGO: JR-EXO-P10				TOLERANCIA: ± 0.05	
MATERIAL:	ABS	DISEÑÓ:	REALPE J	12/02/2026	HOJA
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	12/02/2026	A4
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	1/1
CANTIDAD:	8	APROBÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	

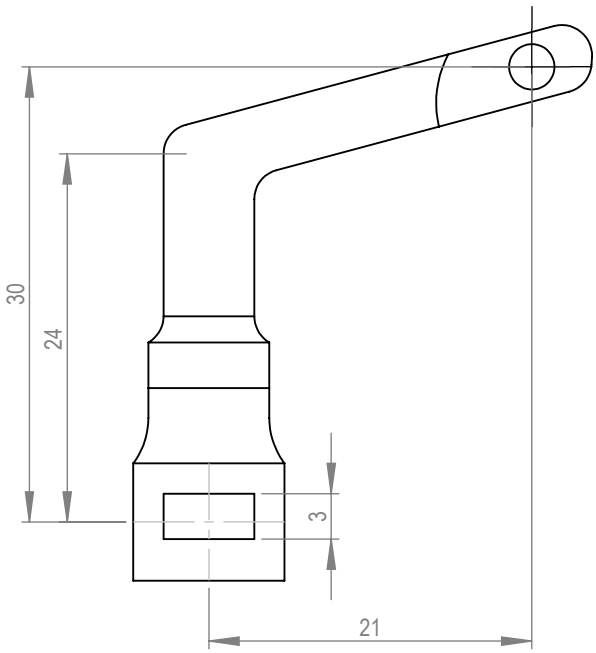
FICA | CIME

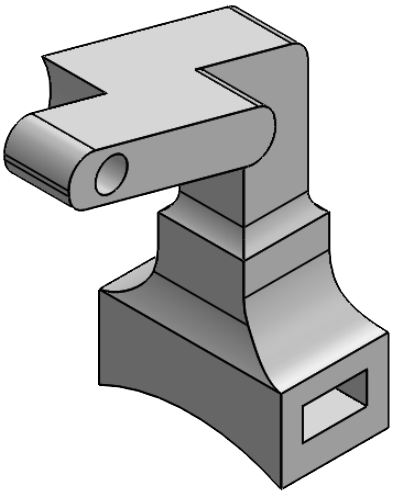


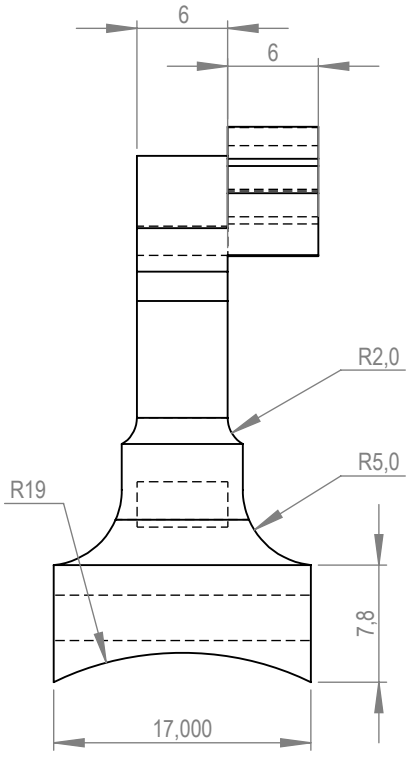


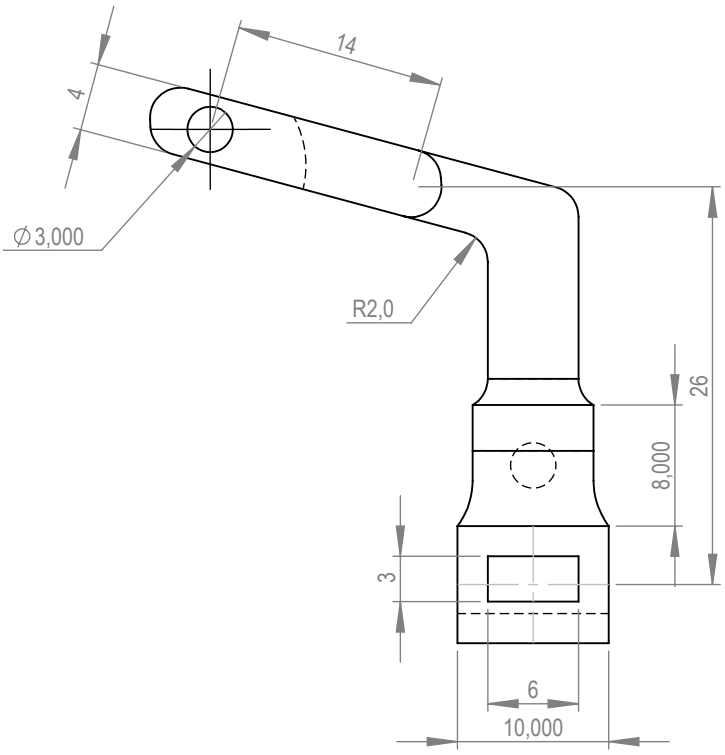


FICA / CIME	PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 2:1	
	PARTE: AGARRE CENTRAL 1					
	CÓDIGO: JR-EXO-P9				TOLERANCIA: ± 0.05	
	MATERIAL:	ABS	DISEÑÓ:	REALPE J	12/02/2026	HOJA
	TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	12/02/2026	A4
	RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	1/1
	CANTIDAD:	4	APROBÓ:	VALENCIA F	15/02/2026	

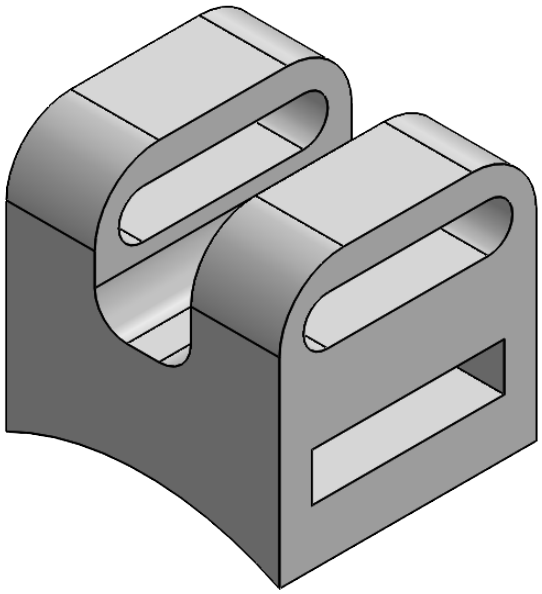


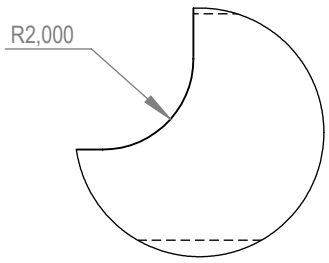




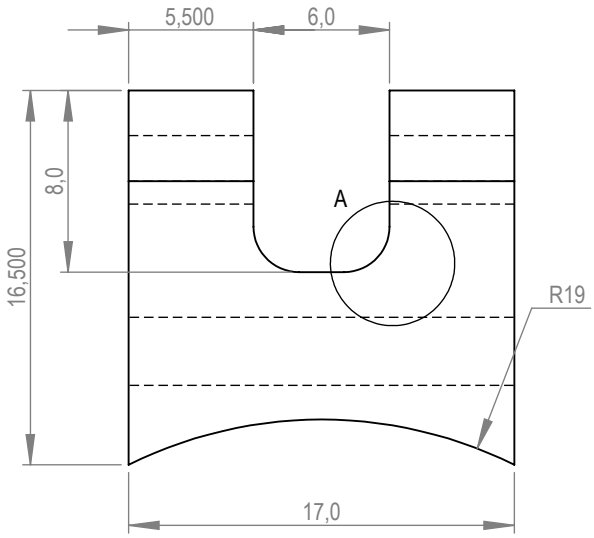


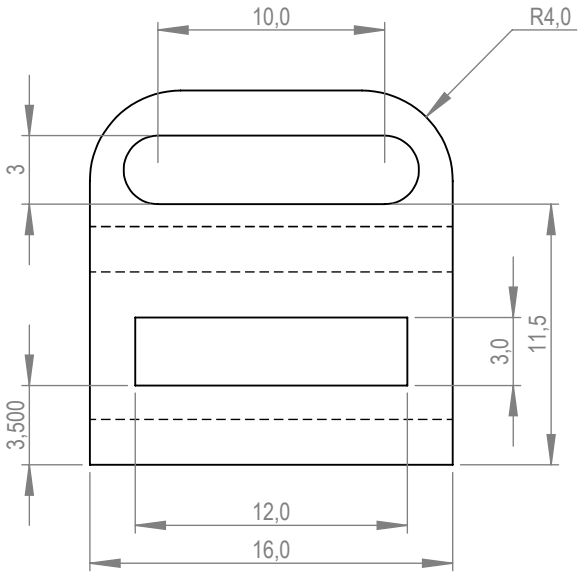
FICA	CIME	PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 2:1
		PARTE: AGARRE DISTAL				
		CÓDIGO: JR-EXO-P11				TOLERANCIA: ± 0.05
		MATERIAL:	ABS	DISEÑÓ:	REALPE J	12/02/2026 HOJA
		TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	12/02/2026 A4
		RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	15/02/2026 1/1
		CANTIDAD:	4	APROBÓ:	VALENCIA F	15/02/2026



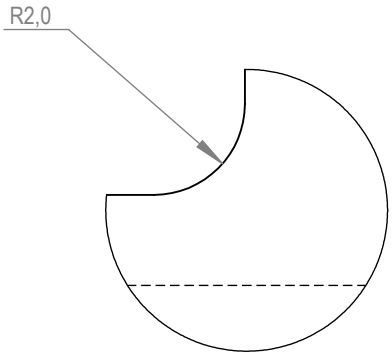


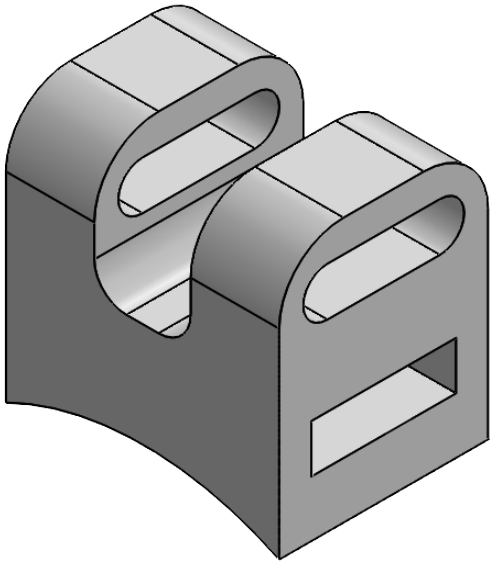
DETALLE A
ESCALA 5:1



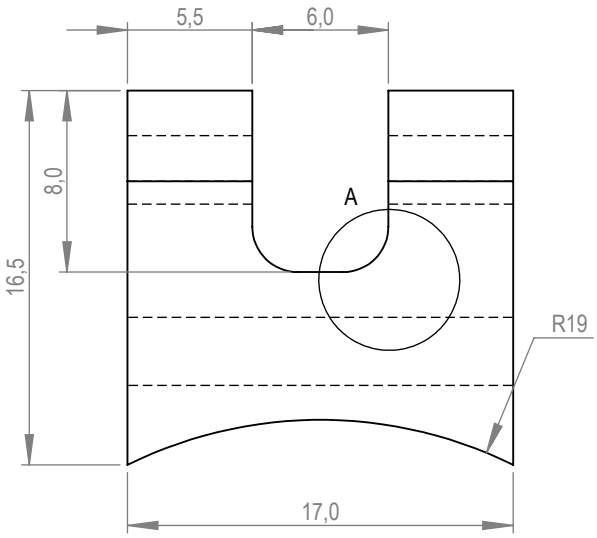


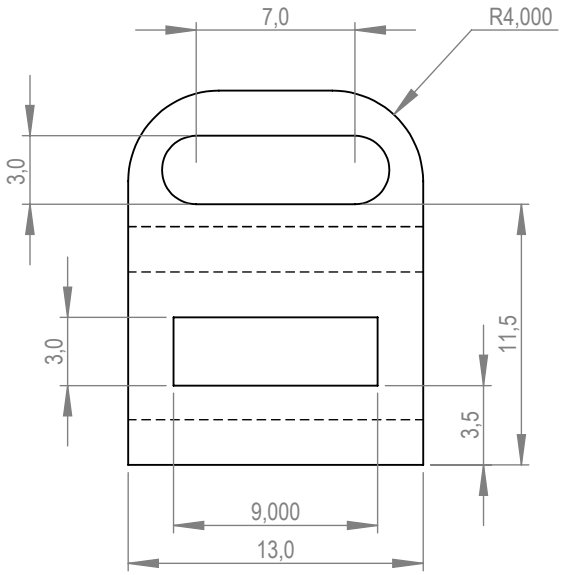
FICA	CIME	PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 2:1
		PARTE: AJUSTE FALANGE 1				
		CÓDIGO: JR-EXO-P12				TOLERANCIA: ± 0.05
		MATERIAL:	ABS	DISEÑÓ:	REALPE J	12/02/2026 HOJA
		TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	12/02/2026 A4
		RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	15/02/2026 1/1
		CANTIDAD:	4	APROBÓ:	VALENCIA F	15/02/2026





DETALLE A
ESCALA 5:1





FICA	CIME	PROYECTO: EXOESQUELETO DE MANO				ESCALA 2:1
		PARTE: AJUSTE FALANGE 2				
		CÓDIGO: JR-EXO-P13				TOLERANCIA: ± 0.05
		MATERIAL:	ABS	DISEÑÓ:	REALPE J	12/02/2026 HOJA
		TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	REALPE J	12/02/2026 A4
		RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	15/02/2026 1/1
		CANTIDAD:	4	APROBÓ:	VALENCIA F	15/02/2026