



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TEMA:

“ÓRTESIS ACTIVA PARA LA REHABILITACIÓN DE PARÁLISIS RADIAL”

Trabajo de grado previo a la obtención de título de Ingeniero en Mecatrónica

Línea de investigación: Gestión, producción, productividad, innovación y desarrollo socioeconómico.

AUTOR:

Emerson Fernando Tabango Serrano

DIRECTOR:

PhD. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio

ASESOR:

MSc. Daniela Alexandra Zurita Pinto

Ibarra - Ecuador 2025



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

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			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1004733745		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Tabango Serrano Emerson Fernando		
DIRECCIÓN:	Otavalo, Panamericana Sur, Hacienda la Magdalena		
EMAIL:	eftabangos@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	(06) 920-407	TELÉFONO	0993745094
		MÓVIL:	

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Órtesis activa para la rehabilitación de parálisis radial
AUTOR (ES):	Emerson Fernando Tabango Serrano
FECHA: DD/MM/AAAA	30/09/2025
PROGRAMA:	<input checked="" type="checkbox"/> PREGRADO <input type="checkbox"/> POSGRADO
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
ASESOR /DIRECTOR:	PhD. Brizeida Gámez MSc. Daniela Zurita

2. CONSTANCIAS

El autor (es) manifiesta (n) 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 (son) el (los) titular (es) de los derechos patrimoniales, por lo que asume (n) la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá (n) en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los treinta días del mes de septiembre de 2025

EL AUTOR:



.....
Emerson Fernando Tabango Serrano



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

CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

Ibarra, 30 de septiembre de 2025

PhD. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio

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.

BRIZEIDA
NOHEMI GAMEZ
APARICIO

Firmado digitalmente
por BRIZEIDA NOHEMI
GAMEZ APARICIO
Fecha: 2025.09.30
14:26:15 -05'00'

(f)

PhD. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio

C.C.: 1758387383



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

APROBACIÓN DEL COMITÉ CALIFICADOR

El Comité Calificador del trabajo de Integración Curricular “ÓRTESIS ACTIVA PARA LA REHABILITACIÓN DE PARÁLISIS RADIAL” elaborado por EMERSON FERNANDO TABANGO SERRANO, previo a la obtención del título de INGENIERO EN MECATRÓNICA, aprueba el presente informe de investigación en nombre de la Universidad Técnica del Norte:

BRIZEIDA
NOHEMI
GAMEZ
APARICIO

Firmado digitalmente
por BRIZEIDA NOHEMI
GAMEZ APARICIO
Fecha: 2025.09.30
14:26:50 -05'00'

(f).....

PhD. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio

C.C.: 1758387383



Firmado electrónicamente por:
**DANIELA ALEXANDRA
ZURITA PINTO**
Validar únicamente con FirmaEC

(f).....

MSc. Daniela Alexandra Zurita Pinto

C.C.: 1003019740

DEDICATORIA

Primeramente, quiero dedicar esto a Dios, fuente de vida, fortaleza y sabiduría, quien me ha dado la oportunidad y la bendición de crecer, aprender y avanzar pese a los retos. Su guía espiritual ha iluminado mi camino y me ha dado las fuerzas necesarias para culminar esta etapa.

Dedico este trabajo con todo mi corazón a mis padres que siempre me apoyaron desde pequeño, en especial a mi mamá María Serrano, quien me ha demostrado ser la mujer más fuerte del mundo. A ella, que ha estado siempre a mi lado, brindándome su apoyo incondicional, sus palabras de aliento y su amor infinito, incluso en los momentos más difíciles. Su ejemplo de esfuerzo, valentía y dedicación ha sido la inspiración más grande para no rendirme y continuar hasta alcanzar mis metas.

A mis hermanos Dayana y Rubén, quienes no solo han sido parte fundamental de mi vida, sino también compañeros de desvelo, consejeros y apoyo emocional durante todo este camino. Su compañía, comprensión y afecto han sido pilares importantes para llegar hasta este momento tan significativo.

A mi tía Belén, quien pasó a ser como una segunda madre para mí. A ella le guardo un cariño inmenso, pues en su compañía encontré comprensión, consejos, apoyo y un afecto que me han acompañado en cada paso de este camino. Su presencia ha sido un sostén invaluable en mi vida personal y académica.

A los señores Bolívar Andrade y Adrila Guzmán, quienes en cierto modo me vieron crecer. Su apoyo constante, sus consejos y la guía que me brindaron fueron fundamentales para formarme no solo como profesional, sino también como una buena persona.

A mi familia, que siempre me apoyó y me alentó a seguir adelante; gracias a su respaldo y amor hoy puedo decir con orgullo que soy el primer ingeniero de la familia, un logro que también les pertenece a ellos.

A mis amigos, tanto a aquellos que me acompañan desde la época del colegio como a los que tuve la dicha de conocer en la Universidad. Gracias por compartir conmigo momentos de apoyo, alegría y motivación que hicieron más llevadero este camino. Su amistad ha sido un pilar importante en mi formación personal y académica.

Y finalmente, a mí mismo, por no rendirme ante las adversidades, por creer en mis sueños y luchar día a día para hacerlos realidad. Por el esfuerzo, la dedicación y la constancia que me han permitido alcanzar esta meta tan importante en mi vida académica y personal.

AGRADECIMIENTO

Expreso mi más sincero agradecimiento a la Universidad Técnica del Norte por brindarme la formación académica y los recursos necesarios para el desarrollo de mi carrera profesional.

De manera especial, extiendo mi gratitud a todos los ingenieros y docentes que compartieron sus conocimientos y experiencias durante mi formación, contribuyendo de manera significativa a mi crecimiento académico.

Mi agradecimiento más profundo es para la Ing. Brizeida Gámez, tutora de esta tesis, por su guía, paciencia y dedicación en cada etapa del proceso.

De manera especial, deseo agradecer a la MSc. Daniela Zurita, mi asesora de tesis, por su guía, apoyo y valiosos aportes durante el proceso de investigación.

Finalmente, quiero reconocer al Ing. David Ojeda, quien más que un profesor fue un amigo y un apoyo constante durante mi formación, por su invaluable acompañamiento y motivación.

RESUMEN

Se identificó la necesidad de una solución accesible para pacientes con parálisis radial que no podían asistir con frecuencia a centros de rehabilitación. Muchos carecen del tiempo o los recursos para hacerlo. Por ello, se propuso una órtesis activa de uso doméstico, siempre bajo la supervisión de un especialista. El objetivo general fue desarrollar el prototipo de una órtesis activa funcional y económica. El proyecto se dividió en cuatro fases. En la primera se recopiló información sobre anatomía, fisiología, biomecánica y antropometría de la mano, además de tratamientos comunes para la parálisis radial. En la segunda fase se diseñó la órtesis en software CAD. Se generaron varias propuestas y se seleccionó la más adecuada. Se diseñó el sistema electrónico, se realizaron cálculos, se eligieron materiales y se elaboraron los planos. En la tercera fase se construyó el prototipo. Se adquirieron los componentes, se ensamblaron las partes mecánicas y electrónicas, y se programaron las funciones. La cuarta fase, aún en desarrollo, incluyó pruebas funcionales para validar el dispositivo y ajustes en caso de ser necesarios. Como resultado, se obtuvo un prototipo que integró mecánica y electrónica de forma efectiva.

Palabras clave: rehabilitación, órtesis activa, parálisis radial, prototipo.

ABSTRACT

The need for an accessible solution was identified for patients with radial paralysis who are unable to attend rehabilitation centers frequently. Many lack the time or resources to do so. Therefore, an active home-use orthosis was proposed, always under the supervision of a specialist. The main objective was to develop a functional and affordable prototype of an active orthosis. The project was divided into four phases. In the first phase, information was gathered on the anatomy, physiology, biomechanics, and anthropometry of the hand, as well as common treatments for radial paralysis. In the second phase, the orthosis was designed using CAD software. Several design proposals were generated, and the most suitable one was selected. The electronic system was designed, calculations were performed, materials were selected, and technical drawings were prepared. In the third phase, the prototype was built. Components were acquired, mechanical and electronic parts were assembled, and the functions were programmed. The fourth phase, still in progress, involved functional testing to validate the device and adjust if necessary. As a result, an initial prototype was obtained that effectively integrated mechanics and electronics.

Keywords: rehabilitation, active orthosis, radial paralysis, prototype.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.....	ii
2. CONSTANCIAS.....	iii
CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR	iv
APROBACIÓN DEL COMITÉ CALIFICADOR.....	v
DEDICATORIA.....	vi
AGRADECIMIENTO.....	viii
RESUMEN.....	ix
ABSTRACT.....	x
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xvi
ÍNDICE DE TABLAS.....	xviii
CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Planteamiento del problema.....	1
1.2 Objetivos.....	3
1.2.1 General.....	3
1.2.2 Específicos.....	3
1.3 Alcance	3
1.4 Justificación	3

CAPÍTULO 2: MARCO REFERENCIAL	5
2.1 Antecedentes	5
2.2 Marco Teórico.....	9
2.2.1 Aspectos anatómicos de la mano.....	10
2.2.1.1 Radio.....	11
2.2.1.2 Huesos del carpo.....	11
2.2.1.3 Huesos del metacarpo.....	12
2.2.1.4 Huesos de las falanges.....	13
2.2.1.5 Muñeca	13
2.2.1.6 Movimientos del brazo	14
2.2.2 Fisiología de presión de la mano	15
2.2.3 Biomecánica de la mano.....	15
2.2.3.1 Articulación carpometacarpiana de la mano	15
2.2.3.2 Articulaciones metacarpofalángicas	15
2.2.3.3 Articulaciones interfalángicas	15
2.2.3.4 Biomecánica muscular de la mano	16
2.2.3.5 Movimientos de la mano sobre el antebrazo	16
2.2.3.6 Flexión y extensión.....	16
2.2.3.7 Inclinación lateral	17
2.2.3.8 Circunducción.....	17

2.2.3.9	Presión ejercida por la mano	17
2.2.4	Generalidades antropométricas de la mano	18
2.2.4.1	Tipos de medidas antropométricas en la mano según Yunis.....	18
2.2.5	Enfermedades que afectan a la mano	19
2.2.5.1	Fracturas	19
2.2.5.2	Gota	20
2.2.5.3	Síndrome de túnel carpiano	21
2.2.5.4	Parálisis radial	21
2.2.6	Causas de la parálisis radial.....	22
2.2.6.1	Fractura del brazo	22
2.2.6.2	Presión prolongada sobre el nervio	22
2.2.6.3	Uso excesivo de la tecnología	23
2.2.7	Tratamientos	23
2.2.7.1	Fisioterapia y fortalecimiento muscular	23
2.2.7.2	Fármacos.....	24
2.2.7.3	Órtesis.....	24
2.2.8	Tipos de órtesis.....	24
2.2.8.1	Pasiva.....	24
2.2.8.2	Activa	25
2.2.9	Órtesis activa para una sola mano	25

2.2.10	Órtesis activa para ambas manos.....	25
CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO		26
3.1	Modelo y enfoques de la investigación.....	26
3.2	Diseño de la investigación	27
3.2.1.	Fase 1: Adquisición de información.....	27
3.2.2.	Fase 2: Diseño de la órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial....	27
3.2.3.	Fase 3: Construir el prototipo diseñado.....	28
3.2.4.	Fase 4: Validar el funcionamiento de la órtesis en un paciente sano	29
CAPITULO IV: RESULTADOS Y ANÁLISIS		30
4.1	Especificaciones del sistema.....	30
4.2	Soluciones propuestas.....	31
4.2.1	Alternativa de solución 1	31
4.2.2	Alternativa de solución 2.....	33
4.2.3	Alternativa de solución 3.....	35
4.3	Selección de la mejor alternativa de solución.....	36
4.4	Especificaciones de la solución propuesta.....	38
4.4.1	Caja.....	41
4.4.2	Servomotor Futaba S3003	42
4.4.3	ESP32	43
4.4.4	Tapa caja.....	43

4.4.5	Cilindro de ajuste de tensión	44
4.4.6	Hilos de nylon.....	45
4.4.7	Manilla sujetadora	45
4.4.8	Sistema cilindro-pistón.....	46
4.4.9	Pieza de movimiento	47
4.4.10	Dedos	47
4.4.11	Cálculos	49
4.4.12	Diseño electrónico	50
4.4.13	Diagramas de flujo.....	50
4.4.14	Programación.....	52
4.4.15	Interfaz gráfica.....	54
4.4.16	Construcción.....	56
4.4.17	Pruebas de funcionamiento.....	59
4.4.17.1	Objetivo	59
4.4.17.2	Materiales y equipos.....	59
4.4.17.3	Procedimiento.....	59
4.4.18	Resultados.....	60
CONCLUSIONES.....		62
RECOMENDACIONES		64
REFERENCIAS		66

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 2. 1. Vistas anatómicas de la mano: (a) Vista dorsal, (b) Vista lateral, (c) Vista palmar.	10
Fig. 2. 2 Vista general de la mano [17].	10
Fig. 2. 3 Radio. (a) Vista frontal, (b) Vista lateral [18].	11
Fig. 2. 4 Huesos del carpo [19].	12
Fig. 2. 5 Huesos del metacarpo [21].	12
Fig. 2. 6 Huesos de las falanges [23].	13
Fig. 2. 7 Movimientos de la muñeca, (a) Flexión, (b) Extensión, (c) Pronación, (d) Desviación radial, (e) Desviación cubital, (f) Supinación.	14
Fig. 2. 8 Movimiento de los dedos. (a) Flexión, (b) Extensión [27].	17
Fig. 2. 9 Fractura de muñeca [28].	20
Fig. 2. 10 Artritis gotosa [30].	20
Fig. 2. 11 Posición del nervio mediano y el ligamento carpiano transversal [32].	21
Fig. 2. 12 Posición del nervio radial [33].	22
Fig. 2. 13 Paciente usando muletas [34].	23
Fig. 2. 14 (a) Contracción prolongada de la muñeca [35]y (b) Presión sobre el brazo [36].23	
Fig. 2. 15 Órtesis pasiva [40].	24
Fig. 2. 16 Órtesis Activa [41].	25
Fig. 4. 1 Alternativa de solución Nro. 1.	32
Fig. 4. 2 Alternativa de solución Nro. 2.	34
Fig. 4. 3 Alternativa de solución Nro. 3.	35
Fig. 4. 4 Prototipo completo de órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial.	39
Fig. 4. 5 Vista explosionada de la caja.	39
Fig. 4. 6 Modelo de Órtesis final.	40
Fig. 4. 7 Caja.	41
Fig. 4. 8 Servomotor FUTABA S3003[45].	42
Fig. 4. 9 ESP 32. [46].	43

Fig. 4. 10 Tapa caja.	44
Fig. 4. 11 Cilindro de ajuste de tensión.	44
Fig. 4. 12 Hilos de nylon [47].	45
Fig. 4. 13 Manilla sujetadora.	46
Fig. 4. 14 Sistema cilindro-pistón. (a) Cilindro, (b) Pistón.	46
Fig. 4. 15 Pieza de movimiento.	47
Fig. 4. 16 Dedos. (a) Vista inferior, (b) Vista superior, (c) Vista lateral, (d) Vista frontal, (e) Vista isométrica.	48
Fig. 4. 17 Simulación realizada en WOKWI.	50
Fig. 4. 18. Diagrama de flujo de interfaz gráfica en Python.	51
Fig. 4. 19 Diagrama de flujo de programa en Arduino IDE.	52
Fig. 4. 20 Código para ordenar los giros del cilindro de la órtesis.	53
Fig. 4. 21 Código realizado en lenguaje Python.	54
Fig. 4. 22 Interfaz gráfica de control del prototipo de órtesis activa.	55
Fig. 4. 23 Laminado de piezas. (manilla)	56
Fig. 4. 24 Laminado de piezas. (dedos).	57
Fig. 4. 25 Prototipo final de órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial.	58
Fig. 4. 26 Prototipo final de órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial.	58
Fig. 4. 27 Pruebas de funcionamiento de órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial.	60
Fig. 4. 28 Pruebas de funcionamiento de órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial.	60

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2. 1 Movimientos articulares del brazo con sus rangos de movimiento [24].	14
Tabla 4. 1 Componentes solución Nro. 1.	32
Tabla 4. 2 Componentes solución Nro. 2.	34
Tabla 4. 3 Componentes solución 3.	36
Tabla 4. 4 Comparación de alternativas de solución en base a sus especificaciones.	37
Tabla 4. 5 Componentes de la caja.	40
Tabla 4. 6 Componentes del prototipo final.	41
Tabla 4. 7 Especificaciones técnicas del servomotor [45].	42
Tabla 4. 8 Propiedades PLA+ [48].	49

CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN

1.1 Planteamiento del problema

La Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que, actualmente, solo una de cada diez personas que necesitan ayudas técnicas prioritarias, incluidas las prótesis y órtesis, tienen acceso a ellas, debido a su alto costo y a la falta de conocimiento, disponibilidad, personal capacitado, políticas y financiamiento. Por este motivo, la OMS está coordinando una iniciativa mundial de cooperación en materia de tecnología de apoyo (Global Cooperation on Assistive Technology, GATE) para mejorar el acceso a ayudas técnicas asequibles y de alta calidad. En el Plan de acción mundial de la OMS sobre discapacidad 2014-2021 y en la publicación posterior Rehabilitación en los sistemas de salud se solicita a los Estados Miembros que elaboren políticas de financiación y adquisición para garantizar que las ayudas técnicas, incluidas las prótesis y órtesis, estén a disposición de toda persona que las necesite[1].

Existen ciertas patologías e incidencias en la población que se relacionan con dolencias de la mano tales como: la artrosis del pulgar o tendinitis, la rizartrrosis, la artrosis de la mano o muñeca, el esguince de muñeca y la parálisis radial. Estas producidas muchas veces por contusiones, traumas o pequeños accidentes, muchas veces los factores que influyen sobre todo en la población joven o adulta son debido al uso excesivo de la tecnología, como el mouse del computador, el celular, laptops, etc., y en personas de edad avanzada muchas veces estas patologías son causadas por el desgaste en las articulaciones con la edad[2].

El uso de órtesis forma parte del tratamiento de las enfermedades en las que el sistema musculoesquelético y fibroligamentoso de las manos se encuentra comprometido. En la mano reumática están indicadas para aliviar el dolor, disminuir la inflamación, prevenir/controlar la

aparición/progresión de deformidades, estabilizar las articulaciones en las actividades en las que se ejerzan tracciones (reduciendo el estrés articular), movilizar las articulaciones una vez superado el periodo inflamatorio y evitar la rigidez, y como tratamiento postquirúrgico, tanto para mantener la inmovilización como para favorecer la movilidad en posición correcta[3].

La rehabilitación de manos es un componente fundamental en la recuperación funcional de individuos que han sufrido lesiones o padecen condiciones médicas que afectan su capacidad de movimiento y destreza manual. En Ecuador, como en muchas partes del mundo, la rehabilitación de manos enfrenta desafíos significativos que afectan su efectividad y accesibilidad para la población.

El enfoque convencional de rehabilitación de manos en Ecuador se basa principalmente en terapias manuales y ejercicios físicos supervisados por profesionales de la salud, como fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales. Aunque estos métodos pueden ser efectivos en muchos casos, presentan desafíos importantes, como la falta de personal especializado, la disponibilidad limitada de recursos y la dificultad para mantener la motivación y la adherencia del paciente a largo plazo[4]

Además, según el Ministerio de Salud Pública de Ecuador, se observa una brecha significativa entre la demanda y la oferta de servicios de rehabilitación en el país, especialmente en regiones rurales y áreas remotas donde el acceso a la atención médica especializada es limitado. Esta situación subraya la necesidad urgente de explorar nuevas estrategias y tecnologías que puedan mejorar la efectividad y la accesibilidad de la rehabilitación de manos en Ecuador[5]

En este contexto, las órtesis activas emergen como una posible solución innovadora para abordar los desafíos mencionados. Estos dispositivos biomecánicos, diseñados para proporcionar soporte y

facilitar el movimiento de las manos, tienen el potencial de mejorar la eficacia de la rehabilitación al tiempo que permiten un mayor grado de autonomía para los pacientes.

1.2 Objetivos

1.2.1 General

Desarrollar un prototipo de una órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial.

1.2.2 Específicos

- Evaluar aspectos anatómicos, fisiológicos y biomecánicos de la mano en pacientes sanos, así como los tratamientos indicados en las terapias de rehabilitación.
- Diseñar un prototipo de la órtesis.
- Construir el prototipo de la órtesis.
- Validar el funcionamiento de la órtesis en un paciente.

1.3 Alcance

El trabajo de investigación tiene como punto de partida el análisis de los aspectos anatómicos, fisiológicos y biomecánicos de la mano de pacientes sanos, para entender su funcionamiento. Posteriormente, se procede al diseño del prototipo de órtesis para la rehabilitación de pacientes con parálisis radial. La construcción del prototipo permitirá comprobar a través de pruebas, el funcionamiento de la órtesis en un paciente sano.

1.4 Justificación

El desarrollo de esta investigación se fundamenta en los siguientes ámbitos:

En el ámbito económico, Ecuador es un país que tiene un índice de pobreza considerable, según el INEC junio 2023, la pobreza a nivel nacional se ubicó en 27,0% y la pobreza extrema en 10,8%, lo que manifiesta que no todas las personas cuentan con el recurso económico para usar o traer una

órtesis desde otro país, por ello teniendo una órtesis dentro del país podría reducir los costos y estar a un mejor alcance de las personas que lo necesitan.

En el ámbito técnico, las órtesis importadas, en la mayoría de los casos, no son de la medida necesaria para las personas de Ecuador, debido a que las medidas antropométricas de los ecuatorianos son diferentes a las de la población mundial, por ello surge la necesidad de desarrollar órtesis que se adapten a las necesidades de los ecuatorianos.

En el ámbito de la investigación y avances tecnológicos del Ecuador, el desarrollo de una órtesis permitirá la apertura de campos para futuras investigaciones relacionadas con las órtesis dinámicas para las manos, que beneficiarían a las personas de bajos recursos, también a las personas que necesitan realizarse terapias en las manos y no disponen del tiempo de realizarlas.

En el ámbito social, con el desarrollo de una órtesis, se plantean soluciones más económicas en el campo de la realización de terapias en las manos, aplicando principios científicos para desarrollar dispositivos tecnológicos que serán útiles para una gran cantidad de personas, y con ello poder mejorar la calidad de vida de los ecuatorianos.

CAPÍTULO 2: MARCO REFERENCIAL

2.1 Antecedentes

Se presenta el desarrollo de una órtesis dinámica para la muñeca, con múltiples funciones, destinada a pacientes con diversos problemas de movilidad, cognitivos, y especialmente a aquellos con lesiones en los tendones flexores de los dedos. Se enfoca en este último grupo debido al alto número de lesiones en tendones causadas por cortes en trabajos manuales, y a la falta de sistemas de rehabilitación específicos. Esta órtesis, de bajo costo, ligera gracias a la impresión 3D, y de diseño simple para facilitar su uso sin necesidad de conocimientos especializados, está destinada a ser accesible para toda la población. Su diseño modular la hace sostenible, ya que las piezas pueden ser reemplazadas individualmente sin necesidad de desechar toda la órtesis en caso de daños. La capacidad de personalización promete mejorar el proceso de rehabilitación y, por ende, la calidad de vida del paciente [6].

Por otra parte, una investigación aborda aspectos esenciales de la ortótica, dirigida especialmente a terapeutas ocupacionales involucrados en la salud física, así como a aquellos que aspiren a incursionar en este campo. En este sentido, reconoce el papel crucial de los terapeutas ocupacionales como expertos en la confección de órtesis, se destaca su presencia en diversos entornos de atención, desde hospitales hasta centros de rehabilitación y atención primaria. A través de un análisis narrativo, se profundiza en la terminología histórica y las clasificaciones tanto a nivel nacional como internacional, con un enfoque particular en la realidad chilena. Además, de explorar las consideraciones biomecánicas para una selección precisa de dispositivos ortésicos, se examinan detalladamente las opciones de materiales y aditamentos disponibles para su fabricación. Asimismo, se enfatiza la necesidad de comprender a fondo los objetivos terapéuticos específicos, junto con los procesos de moldeo y las precauciones fundamentales a tener en cuenta durante el

uso de la órtesis, lo que contribuye a mejorar significativamente la calidad y efectividad de la intervención ortésica en la práctica clínica [7].

En otra investigación se explora la viabilidad de emplear sensores mecanomiográficos como una alternativa a los sensores EMG para capturar señales en órtesis biónicas. Aunque previamente se han evaluado estos sensores en individuos sanos en la literatura, el objetivo aquí es evaluar su rendimiento en pacientes con disminución de fuerza y movilidad debido a afecciones como lesiones del plexo braquial y accidentes cerebrovasculares. Utilizando métodos de diseño 3D y evaluando la fuerza requerida en el brazo, se ha logrado desarrollar un diseño preliminar de órtesis personalizada, así como el diseño del circuito que integra los sensores y motores necesarios para apoyar el movimiento del paciente. Esta órtesis personalizada tiene como objetivo proporcionar un movimiento más natural y adaptado a las necesidades específicas del paciente, especialmente en el contexto de terapias de rehabilitación postoperatorias para miembros superiores en personas con movilidad reducida[8].

La evaluación y rehabilitación sensitivomotora deben comenzar tempranamente, con un entendimiento profundo de los mecanismos fisiológicos post-lesión para lograr un tratamiento efectivo. En términos de sensibilidad, se emplean pruebas de discriminación y cuantificación para identificar territorios con disminución o alteración de la sensación. La evaluación motora se realiza músculo a músculo, utilizando sistemas de puntuación específicos. Antes de iniciar la rehabilitación, se implementa una fase preventiva que incluye el uso de dispositivos ortopédicos para preservar la masa muscular y la movilidad articular. En una fase posterior, la rehabilitación se adapta y se intensifica según los avances sensoriales y motores del paciente, siendo crucial la adherencia del paciente y su comprensión del tratamiento. Cuando la recuperación completa no es posible, se implementan adaptaciones que faciliten la realización de las actividades diarias. Aunque

el pronóstico suele ser favorable, es común que queden secuelas funcionales sensitivas y/o motoras que deben ser consideradas para asegurar una reintegración socio-profesional adecuada[9].

Por otra parte, se conoció sobre una investigación enfocada en controlar, monitorear y aplicar electroestimulación a personas con lesiones del nervio radial, que causan inmovilidad en la muñeca y la mano y requieren atención diaria de un fisioterapeuta. Se diseñó una férula cómoda con acero quirúrgico y textiles, que permite movimientos de la muñeca y la mano de arriba a abajo y de izquierda a derecha, usando dos servomotores controlados por Matlab. El paciente accede al sistema con un usuario y contraseña, llena una ficha médica y toma una foto, que se envían automáticamente a una base de datos. Los avances en la rehabilitación se registran en una hoja de cálculo en Excel mediante gráficas y porcentajes, gestionados por el fisioterapeuta. Para la rehabilitación completa del nervio radial, se usó un electroestimulador con frecuencias de 18 y 83Hz, un tren de pulsos triangular y una intensidad de 7mA, que se coloca en el antebrazo con dos electrodos y se activa con un sensor flex [10].

Asimismo, se presenta un plan de intervención desde la Terapia Ocupacional para pacientes con lesiones del nervio radial tras una fractura diafisaria del húmero, una complicación frecuente de este tipo de fractura. Se describe la metodología para evaluar la afectación de los pacientes en sus actividades básicas y avanzadas de la vida diaria (ABVD y AIVD) antes y después del plan de intervención, así como las distintas actividades y sesiones dirigidas a tratar tanto la afectación sensitiva como motora del brazo, antebrazo y mano, mejorando así la funcionalidad del paciente. Las actividades del plan de intervención tienen como objetivos aumentar la movilidad del hombro, reducir el dolor, disminuir las parestesias de la mano, aumentar la fuerza del antebrazo y la mano, y mejorar el movimiento y coordinación de la mano y los dedos. Los autores concluyen que el programa de rehabilitación debe ser individualizado, interdisciplinario, integral y adaptable, y debe

iniciarse lo antes posible para evitar periodos prolongados de inmovilidad. También debe incluir actividades diarias y cuidados que se ajusten a las necesidades cambiantes del paciente [11].

Por otra parte, una investigación propone un prototipo de órtesis dinámica para rehabilitar la mano. Para ello se realizó un estudio acerca de los fundamentos biomecánicos y los patrones de movimiento de los dedos, luego la definición de un sujeto de prueba y la toma de mediciones necesarias. El prototipo, controlado por servomotores, usa anillos con eslabones rígidos para mover los dedos, imitando la flexión y extensión naturales, está diseñado para personas con inmovilidad en las falanges, el dispositivo ayuda a prevenir la atrofia muscular. Es una alternativa económica a las terapias tradicionales, útil para pacientes con problemas en las manos. Las órtesis, que se colocan externamente, mejoran la función del cuerpo al proporcionar estiramiento continuo y fuerzas correctivas. Las órtesis dinámicas, mantienen la estabilidad y ayudan a los músculos débiles de la mano mediante servomotores y bandas elásticas[12].

Durante la exploración física de un número de pacientes se observó una incapacidad para flexionar o extender la muñeca, indicativa de parálisis radial. Confirmado mediante electromiograma que reveló neuropatía desmielinizante por neuropraxia, se prescribió una órtesis activa y rehabilitación. Tras ocho semanas, el paciente mostró una recuperación completa. El diagnóstico de parálisis radial depende principalmente de una evaluación clínica detallada y antecedentes de compresión o trauma en el brazo, destacando la importancia de un diagnóstico temprano para un tratamiento efectivo y seguimiento adecuado por parte del médico de familia[13].

Además, un proyecto de investigación se enfocó en el diseño de un dispositivo para asistir en la terapia manual de personas con discapacidad neuromuscular en el miembro superior. Utilizando un exoesqueleto de mano impreso en 3D y basado en el sistema TSA (Twisted String Actuator), permite mantener la mano en posturas estáticas y de agarre para realizar ejercicios de rehabilitación.

La investigación integró conceptos de rehabilitación médica y ortesis, utilizando motores eléctricos para mover la mano. El resultado es un diseño práctico, ligero y ajustable, que puede ser operado por otra persona para facilitar la terapia en sus primeras etapas, mejorando el tono muscular y reactivando los nervios. Además, el dispositivo es asequible, con un costo inferior a 241 dólares, y adaptable a diferentes tamaños de mano, lo que beneficia a más pacientes y reduce la carga de trabajo de los terapeutas [14].

Finalmente, se conoce sobre una revisión completa sobre el diseño y las aplicaciones de los exoesqueletos de mano, subrayando su relevancia en la rehabilitación y el mejoramiento de las capacidades humanas. Se examinan varios desarrollos destacados, como un exoesqueleto para el dedo índice que utiliza sensores de fuerza y motores para replicar movimientos naturales, y otro que emplea sensores para medir y controlar los movimientos de la mano. En el ámbito de la realidad virtual, se describen exoesqueletos que permiten una interacción precisa mediante retroalimentación de fuerza y algoritmos de control. Se resalta la importancia de los sistemas electrónicos en la industria y la salud, mostrando cómo estos proyectos integran diferentes ramas de la ingeniería electrónica, como la instrumentación, el control y la potencia, para crear sistemas completos de conocimiento enriquecidos con enfoques interdisciplinarios. Además, se destaca cómo los exoesqueletos pueden optimizar la rehabilitación de pacientes y proporcionar protección y apoyo a las extremidades humanas, que están constantemente expuestas a lesiones[15].

2.2 Marco Teórico

El diseño de una órtesis activa para la rehabilitación de parálisis radial requiere el conocimiento de los aspectos anatómicos y fisiológicos de la mano junto con la articulación de la muñeca. Que se presentan a continuación.

2.2.1 Aspectos anatómicos de la mano

La mano es una de las partes más interesantes y complicadas del cuerpo humano. A lo largo del tiempo, ha sido fundamental para el desarrollo de la especie humana, sobre todo por su capacidad para agarrar cosas y porque el pulgar puede tocar los otros dedos. Gracias a esto, junto con la coordinación y los movimientos precisos, se han podido hacer herramientas, empezar a escribir y mejorar la comunicación sin palabras[16]. En la **Fig. 2.1** se pueden observar las vistas de la mano.

En la **Fig. 2.2** se muestra una vista general y estructura de la mano.

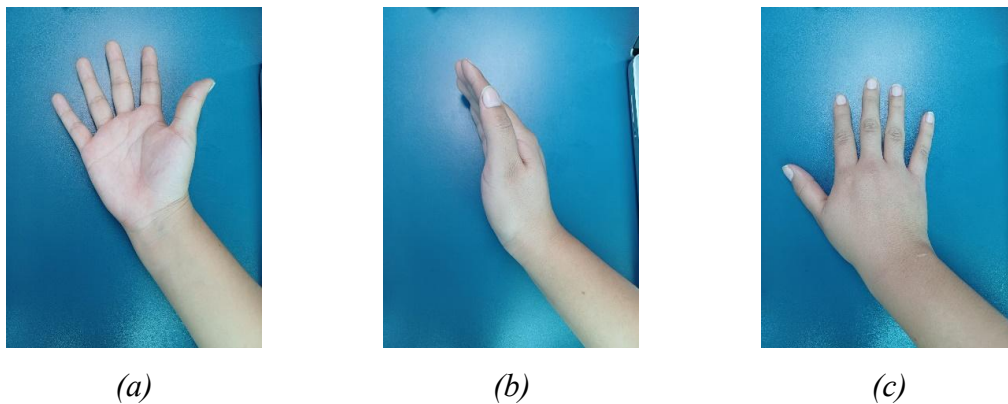
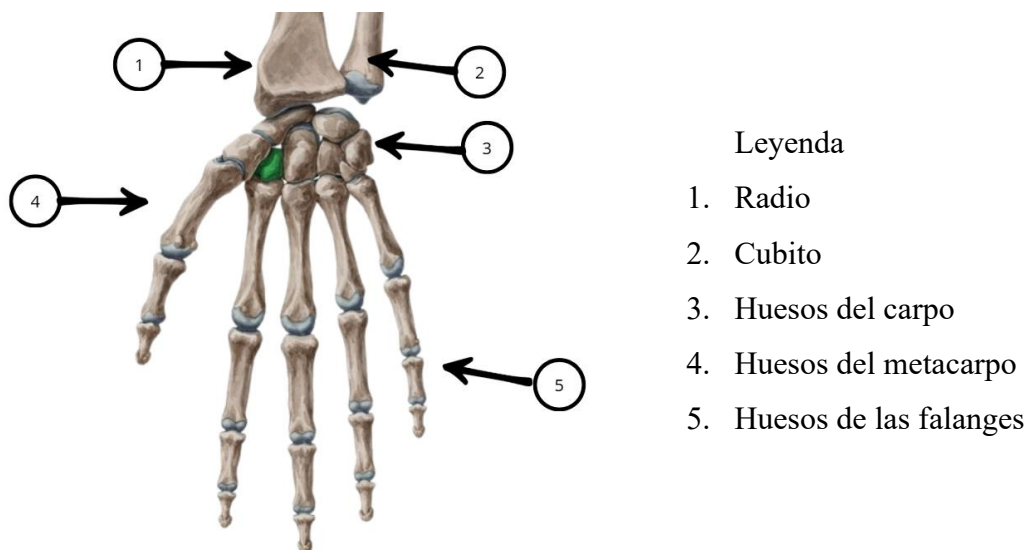


Fig. 2. 1. *Vistas anatómicas de la mano: (a) Vista dorsal, (b) Vista lateral, (c) Vista palmar.*



- Leyenda
1. Radio
 2. Cubito
 3. Huesos del carpo
 4. Huesos del metacarpo
 5. Huesos de las falanges

Fig. 2. 2 *Vista general de la mano [17]*

2.2.1.1 Radio

El radio mostrado en la **Fig. 2.3** es el hueso más largo de los dos que componen el antebrazo. La parte del radio, cercana a la muñeca, se llama extremo distal. Una fractura del radio distal ocurre cuando se rompe esta área del hueso cerca de la muñeca [16].

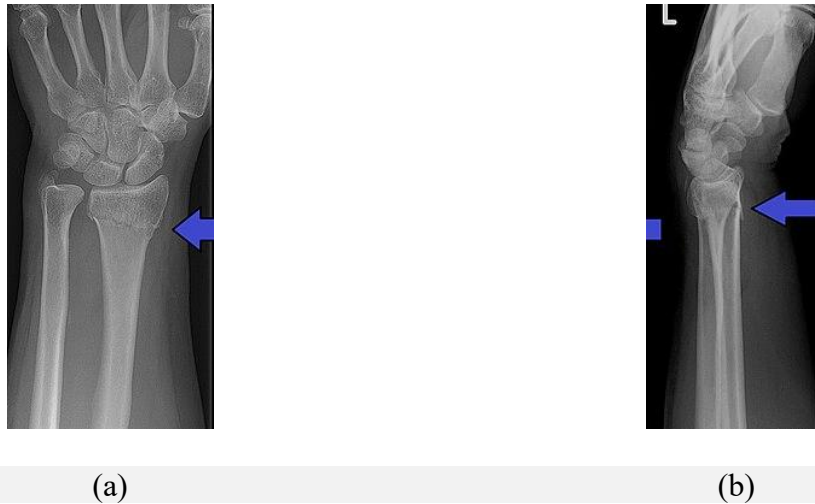
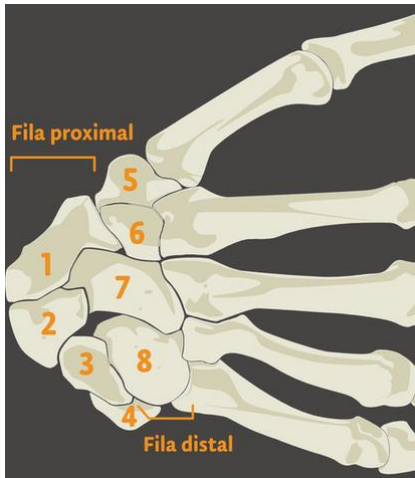


Fig. 2. 3 Radio. (a) Vista frontal, (b) Vista lateral [18].

2.2.1.2 Huesos del carpo

Los huesos del carpo son un grupo de ocho huesos pequeños ubicados en la muñeca, que forman la base de la mano. Estos huesos están dispuestos en dos filas, una proximal y una distal, y actúan como una unidad para permitir la movilidad y flexibilidad de la muñeca y la mano. Los huesos del carpo son esenciales para la realización de movimientos complejos y precisos de la mano y los dedos [16]. En la **Fig. 2.4** se pueden identificar los huesos del carpo.



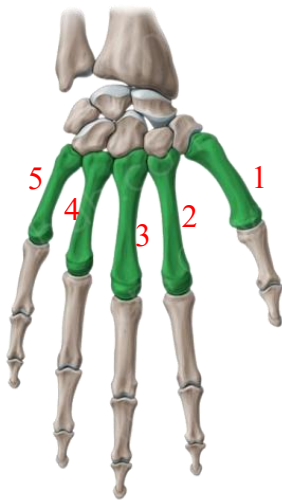
Leyenda:

1. Escafoides.
2. Semilunar.
3. Piramidal.
4. Pisiforme.
5. Trapecio
6. Trapezoide.
7. Grande.
8. Ganchoso.

Fig. 2. 4 Huesos del carpo[19]

2.2.1.3 Huesos del metacarpo

Los metacarpianos son un grupo de cinco huesos en la mano que se encuentran entre las falanges y el carpo [20]. En la **Fig. 2.5** se puede observar la ubicación de los huesos.



1. Primer hueso metacarpiano.
2. Segundo hueso metacarpiano.
3. Tercer hueso metacarpiano.
4. Cuarto hueso metacarpiano.
5. Quinto hueso metacarpiano

Fig. 2. 5 Huesos del metacarpo [21].

2.2.1.4 Huesos de las falanges

Las falanges de la mano son una serie de pequeños huesos que forman la estructura ósea de los dedos de la mano [22]. En la **Fig. 2.6** se muestra la ubicación de las falanges.



1. *Falanges proximales*
2. *Falanges medias.*
3. *Falanges distales.*

Fig. 2. 6 *Huesos de las falanges [23]*

2.2.1.5 Muñeca

Se refiere a la región anatómica que conecta el antebrazo con la mano. Sus límites son: en la parte proximal, el borde inferior del pronador cuadrado, y en la parte distal, las articulaciones carpometacarpianas. Está compuesta por el extremo distal del radio y el cúbito, los ocho huesos del carpo. Esta articulación posibilita los movimientos de flexión, extensión, desviación radial y cubital [16]. En la **Fig. 2.7** se pueden identificar los movimientos que realiza la muñeca.

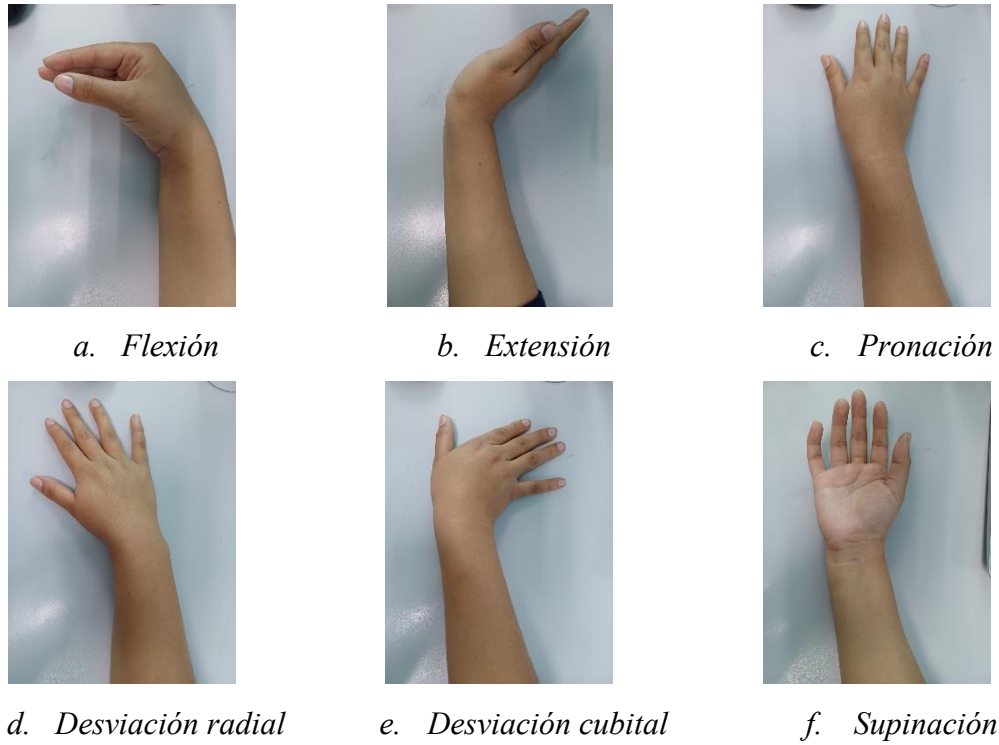


Fig. 2. 7 Movimientos de la muñeca, (a) Flexión, (b) Extensión, (c) Pronación, (d) Desviación radial, (e) Desviación cubital, (f) Supinación.

2.2.1.6 Movimientos del brazo

Tabla 2. 1 Movimientos articulares del brazo con sus rangos de movimiento [24].

Referencia anatómica	Articulación	Movimiento	Min/Max
Antebrazo	Radiocubital proximal y distal	Pronación	0° / 90°
		Supinación	0° / 90°
		Flexión	0° / 50° - 60°
		Extensión	0° / 35° - 60°
Mano	Muñeca	Desviación radial	0° / 25° - 30°
		Desviación cubital	0° / 30° - 40°

2.2.2 Fisiología de presión de la mano

La fuerza de prensión se refiere al trabajo conjunto de los músculos que permiten que los dedos se doblen, tanto los que están dentro de la mano como los que están fuera de ella. Así, la capacidad de agarrar algo con la mano es el resultado de muchos elementos neuromusculares que trabajan juntos sobre los huesos de la mano. Por eso, medir la fuerza de prensión es una manera de evaluar de modo general el funcionamiento de toda esta estructura biomecánica [25].

2.2.3 Biomecánica de la mano

2.2.3.1 Articulación carpometacarpiana de la mano

Se encuentra entre la base del metacarpiano del pulgar y el trapecio. Es una articulación compleja que permite movimientos muy amplios del pulgar. Debido a la forma única de silla de montar de la articulación, permite la oposición completa del pulgar. Esta acción permite que el pulgar rodee objetos en la palma de la mano, siendo crucial para la seguridad de la prensión [25].

2.2.3.2 Articulaciones metacarpofalángicas

Es una articulación amplia y ovoide situada entre las cabezas convexas de los metacarpianos y las superficies proximales planas de las falanges proximales. Permite dos planos de movimiento: flexión y extensión en el plano sagital, y abducción y aducción en el plano frontal. La estabilidad mecánica de la articulación metacarpofalángica es crucial para la biomecánica general de la mano [25].

2.2.3.3 Articulaciones interfalángicas

En las articulaciones interfalángicas proximales y distales de los dedos, se permite un solo tipo de movimiento: flexión y extensión. Estas articulaciones son estructural y funcionalmente más simples que la articulación metacarpofalángica [25].

2.2.3.4 Biomecánica muscular de la mano

Los músculos que controlan los movimientos de los dedos se dividen en extrínsecos e intrínsecos de la mano. Los músculos extrínsecos se insertan en la zona proximal del antebrazo y en algunos casos cerca de los epicóndilos del húmero, mientras que los músculos intrínsecos tienen inserciones tanto en las zonas proximales como distales de la mano. Por lo tanto, los movimientos de la mano, como abrir y cerrar los dedos, requieren la participación coordinada de músculos tanto extrínsecos como intrínsecos [25].

2.2.3.5 Movimientos de la mano sobre el antebrazo

La mano puede moverse hacia arriba, hacia abajo y de lado a lado en relación con el antebrazo. Al combinar estos movimientos, la mano puede hacer un movimiento circular. Estos movimientos son posibles gracias a dos articulaciones: la que conecta el radio con el carpo y la que está en el medio del carpo [26].

2.2.3.6 Flexión y extensión

En la flexión, la palma de la mano se mueve hacia la parte delantera del antebrazo. La extensión es el movimiento contrario. Desde la máxima flexión hasta la máxima extensión, el movimiento abarca 180°. El eje del movimiento pasa por la parte superior del hueso grande, independientemente de la articulación que se considere. Los movimientos de flexión y extensión que se pueden observar en la **Fig. 2.8** están limitados por la tensión de los ligamentos en la articulación de la muñeca [26].



Fig. 2. 8 *Movimiento de los dedos. (a) Flexión, (b) Extensión [27]*

2.2.3.7 Inclinación lateral

Hay dos tipos de inclinación de la mano: hacia el lado del dedo meñique (cubital o aducción) y hacia el lado del pulgar (radial o abducción). Estos movimientos se hacen alrededor de un eje que va de adelante hacia atrás, pasando por el centro del hueso grande en la muñeca. En estos movimientos, la articulación de la muñeca (radiocarpiana) se usa más que la del medio de la muñeca (mediocarpiana). Estos movimientos están más limitados por la tensión de los ligamentos a los lados de la muñeca que por los huesos mismos [26].

2.2.3.8 Circunducción

Este movimiento combina los cuatro movimientos anteriores de la mano. A menudo, también involucra las articulaciones entre el radio y el cúbito, y se relaciona con los movimientos de girar la mano hacia arriba (supinación) y hacia abajo (pronación) [26].

2.2.3.9 Presión ejercida por la mano

Agarrar algo con la mano implica una serie de movimientos. De hecho, todo el brazo participa en esta tarea. Es una función delicada y precisa, pero también fuerte. Todas las partes del brazo

trabajan juntas para que se pueda agarrar cosas de la mejor manera posible y con la mayor fuerza [26].

2.2.4 Generalidades antropométricas de la mano

La antropometría es un método no invasivo y de bajo costo, portátil y aplicable en todo el mundo para estimar el tamaño, las proporciones y la composición del cuerpo humano. A través de este método, se recolectan datos sobre los referentes antropométricos de una persona, tomando en cuenta las estructuras anatómicas como referencia.

Para un diseño ergonómico adecuado basado en una población específica, es esencial considerar las medidas antropométricas de la mano. Se han identificado ocho dimensiones importantes: longitud máxima de la mano, longitud de la palma, ancho de la mano, ancho máximo de la mano, espesor de la mano, diámetro de agarre, circunferencia de la mano y circunferencia máxima de la mano. Estas dimensiones antropométricas contribuyen directamente a la eficacia de la fuerza de prensión en tareas específicas [25].

2.2.4.1 Tipos de medidas antropométricas en la mano según Yunis

- Longitud máxima de la mano: Medida desde el pliegue más cercano a la palma de la muñeca hasta la punta de la tercera falange del dedo.
- Longitud de la mano: Desde el pliegue más cercano a la palma de la muñeca (longitud palmar) hasta la línea que se proyecta desde el pliegue más cercano al cuerpo de la segunda falange.
- Ancho de la mano: La distancia entre las cabezas del segundo y quinto metacarpiano, medido desde su parte más externa.
- Ancho máximo de la mano: La distancia entre la cabeza del quinto metacarpiano en el lado de la mano y la cabeza del primer metacarpiano en el mismo lado.

- Espesor de la mano: Se mide con la mano desde un lado y es la distancia entre una línea que se proyecta desde la cabeza del segundo metacarpiano en la parte de la palma y otra línea que se proyecta desde el mismo metacarpiano en la parte dorsal.
- Diámetro de agarre: Se mide el diámetro máximo de agarre en una forma cónica entre la primera y la tercera falange.
- Circunferencia máxima de la mano: Se mide rodeando la muñeca alrededor de la cabeza del primer metacarpiano, pasando por la eminencia hipotenar.
- Circunferencia la mano: Se mide el perímetro de la mano rodeándola, comenzando y terminando en un punto de la cabeza del segundo metacarpiano, y pasando por la cabeza del quinto metacarpiano.
- Longitud de las falanges: Se mide en la parte dorsal de la mano con las falanges flexionadas a 90°. Se calcula la distancia entre la cabeza del metacarpiano correspondiente y la punta de la falange [26].

2.2.5 Enfermedades que afectan a la mano

2.2.5.1 Fracturas

Las fracturas de los huesos de la mano son una de las razones más comunes para buscar atención en servicios de urgencias, y las fracturas de las falanges constituyen más del 50% de todas las fracturas de la muñeca y la mano [21]. En la **Fig. 2.9** se muestra una fractura de la muñeca.

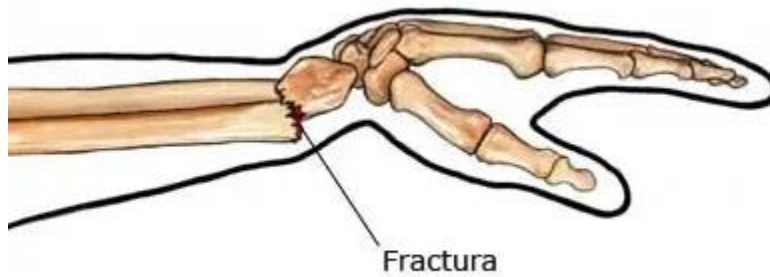


Fig. 2. 9 Fractura de muñeca [28]

2.2.5.2 Gota

Es una enfermedad que provoca episodios repentinos de dolor intenso, sensibilidad, enrojecimiento, aumento de temperatura e inflamación en algunas articulaciones. Generalmente, afecta una articulación a la vez, siendo más comúnmente la articulación grande del dedo gordo del pie. También puede afectar otras articulaciones como las de la rodilla, el talón, el pie, la mano, como se muestra en la **Fig. 2.10**, la muñeca y el codo. Es poco común que afecte los hombros, las caderas y la columna vertebral. La presencia de gota en una articulación no significa necesariamente que se extenderá a otras [29].



Fig. 2. 10 Artritis gotosa [30].

2.2.5.3 Síndrome de túnel carpiano

Se refiere a una condición causada por el aumento de presión sobre el nervio mediano a nivel de la muñeca. En la **Fig. 2.11** se puede identificar tanto el nervio mediano como el ligamento carpiano transversal. Esta condición se conoce como síndrome del túnel carpiano, que se describe como una neuropatía de compresión sintomática. Se caracteriza por una mononeuropatía o radiculopatía que resulta de la distorsión mecánica gradual y el aumento de la fuerza de compresión sobre el nervio mediano [31].

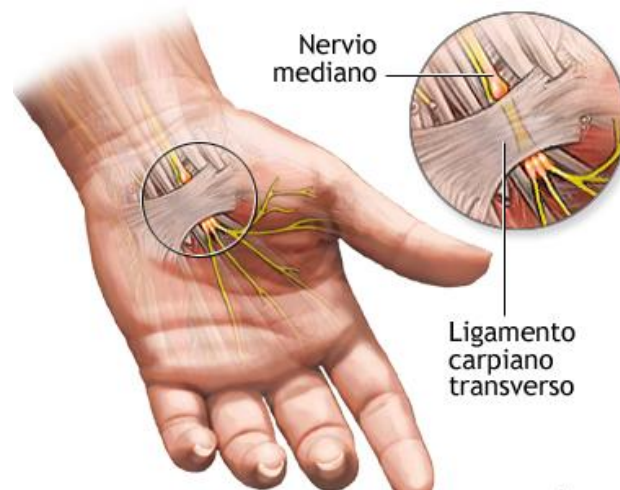


Fig. 2. 11 Posición del nervio mediano y el ligamento carpiano transversal [32]

2.2.5.4 Parálisis radial

Esta condición se asocia con la parálisis del nervio radial, específicamente es una condición médica que resulta de la lesión o compresión del nervio radial. Este nervio es responsable de controlar los músculos que permiten extender el codo, la muñeca y los dedos, así como de proporcionar sensación en partes del dorso de la mano. En la **Fig. 2.12** se puede observar la posición del nervio radial.

Los síntomas típicos de la parálisis radial incluyen la incapacidad para extender el codo, la muñeca y los dedos, lo que puede llevar a una mano caída y debilidad en la musculatura extensora [33].

2.2.6 Causas de la parálisis radial

2.2.6.1 Fractura del brazo

La mayoría de las fracturas en el antebrazo muestran desplazamiento porque la fuerza necesaria para romper ambos huesos también es suficiente para mover los fragmentos [23], (ver **Fig. 2.12**).

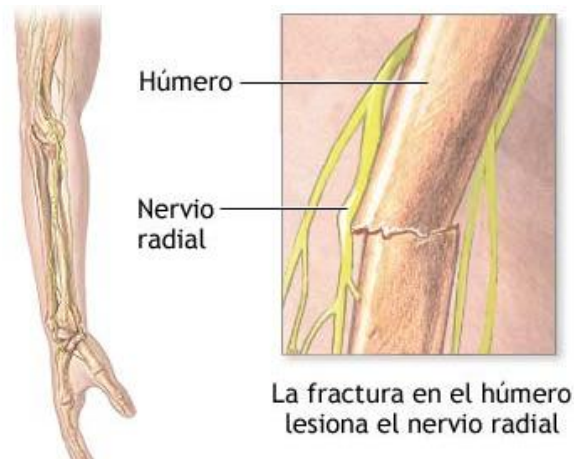


Fig. 2. 12 Posición del nervio radial [33]

2.2.6.2 Presión prolongada sobre el nervio

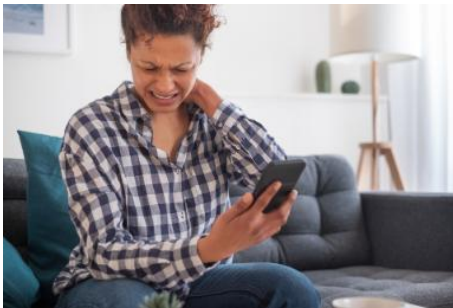
El uso inadecuado de muletas provoca presión excesiva en la axila [33], afectando el funcionamiento normal del nervio radial. En la Fig. 2.13 se puede observar una mala posición de reposo de las muletas.



Fig. 2. 13 Paciente usando muletas [34]

2.2.6.3 Uso excesivo de la tecnología

La manipulación constante de dispositivos móviles (ver **Fig. 2.14**) genera la contracción prolongada de la muñeca y afecta el nervio radial. Asimismo, la presión a la parte superior del brazo a causa de posturas del brazo [33]. En la **Fig. 2.14** se muestra una posición en la cual se presionan los nervios del brazo.



(a)



(b)

Fig. 2. 14 (a) Contracción prolongada de la muñeca [35]y (b) Presión sobre el brazo [36]

2.2.7 Tratamientos

2.2.7.1 Fisioterapia y fortalecimiento muscular

- Movilizaciones
- Movilizaciones activo-asistidas de hombro en flexión y abducción.
- Movilizaciones activo-asistidas de codo en flexo extensión y pronosupinación.
- Movilizaciones pasivas de muñeca: flexo extensión y circunducciones.

- Movilizaciones pasivas de todos los dedos, tanto de la articulación metacarpofalángica como de las interfalángicas: en flexión, extensión, separación, aproximación y pinza [11].

2.2.7.2 Fármacos

Pueden utilizarse fármacos como amitriptilina, carbamazepina, ácido valproico o gabapentina [13].

2.2.7.3 Órtesis

Órtesis para parálisis radial. Permite la movilidad activa de la muñeca y estabilidad para prevenir la deformación, indicada para lesiones del nervio radial [37].

2.2.8 Tipos de órtesis

Las ortesis son dispositivos que se colocan externamente y se utilizan para modificar las características estructurales o funcionales del sistema esquelético y neuromuscular [38].

2.2.8.1 Pasiva

No articuladas, para mantener en reposo. Su función principal es postural o inmovilizadora; previenen, corrigen o impiden deformidades [39]. En la **Fig. 2.15** se visualiza un modelo de órtesis pasiva.



Fig. 2. 15 Órtesis pasiva [40]

2.2.8.2 Activa

Articuladas, que permiten determinados movimientos, facilitando la acción de músculos debilitados o el movimiento articular [39]. En la **Fig. 2.16** se muestra un modelo de órtesis activa.

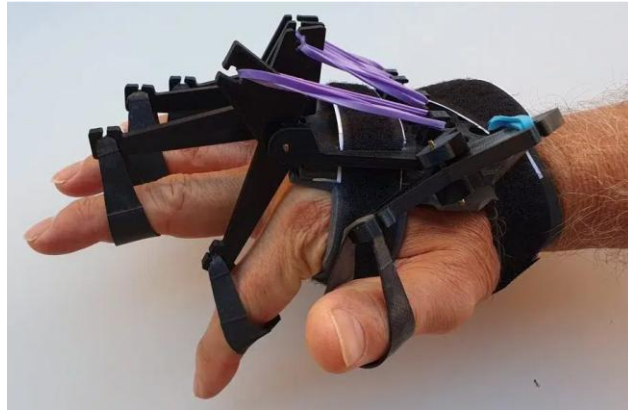


Fig. 2. 16 Órtesis Activa [41]

2.2.9 Órtesis activa para una sola mano

Estas ortesis para la mano se colocan externamente y pueden ser dispositivos rígidos o flexibles que cubren una parte específica. Se usan para tratar cualquier problema muscular o esquelético con el objetivo de recuperar la funcionalidad de la mano o ayudar en su recuperación natural.

Pueden usarse solo en una de las dos manos por ejemplo la derecha que es la mano más afectada a lesiones, si se requiera una órtesis para la mano izquierda se tendría que realizar la adquisición de otra órtesis, pero para la mano izquierda [42].

2.2.10 Órtesis activa para ambas manos

Ayudan a mantener la estabilidad y a la vez proporcionan fuerzas que corrigen y mantienen la mano en una posición adecuada, asistiendo a los músculos débiles que extienden los dedos. Pueden adaptarse con soportes especiales, resortes, elásticos, bandas de goma y otros sistemas para ofrecer ayuda dinámica.

Además de que puede ser utilizada en las dos manos tanto en izquierda como en derecha [43].

CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO

En este capítulo se explica la metodología utilizada para el desarrollo de la investigación con el propósito de presentar de forma clara y precisa el orden de los pasos considerados para llegar a cumplir el diseño y construcción de la órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial.

3.1 Modelo y enfoques de la investigación

Además, la investigación es documental ya que su objetivo es estudiar un fenómeno a través del análisis y la comparación de diversas fuentes de información [44]. Con la búsqueda de información se extraen datos que sirven de referencia al momento de plantear una posible solución al problema del trabajo.

De igual manera, la investigación es descriptiva, ya que es el procedimiento utilizado en ciencia para describir las características de un fenómeno, sujeto o población que se está estudiando [44]. Con esta investigación se pueden detallar las características principales de los elementos que se usarán en el desarrollo de la órtesis.

Asimismo, la investigación es experimental ya que está compuesta por un conjunto de actividades metodológicas y técnicas que se llevan a cabo para recopilar la información y los datos necesarios sobre el tema de investigación y el problema a resolver [44]. Este trabajo requiere el traslado del investigador para poder analizar el resultado de la aplicación de la órtesis y la retroalimentación para corregir y mejorar los errores.

En este trabajo se desarrolla una investigación aplicada, que se enfoca en resolver problemas específicos dentro de un contexto dado. Se orienta hacia la aplicación práctica de conocimientos provenientes de una o varias áreas especializadas para satisfacer necesidades específicas en el

sector social o productivo [44]. Específicamente, el problema se solucionaría al plantear una solución que admita el desarrollo de un prototipo para la rehabilitación de parálisis radial.

3.2 Diseño de la investigación

A continuación, se desarrolla la descripción de las fases y actividades para poder obtener el prototipo de la órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial. Las fases y actividades están relacionadas con los objetivos específicos del trabajo.

3.2.1. Fase 1: Adquisición de información

En esta fase se investigan los aspectos anatómicos de la mano, fisiología general de la mano, generalidades antropométricas de la mano y la biomecánica de la mano, además de los tratamientos indicados en las terapias de rehabilitación.

- **Actividad 1: “Investigación de aspectos anatómicos, fisiológicos, antropométricos y biomecánicos de la mano”;** en esta actividad se pretende buscar información sobre los movimientos que puede realizar la mano para adecuarlos a la órtesis.
- **Actividad 2: “Investigación de antecedentes y terapias de rehabilitación”;** en esta actividad se evalúa la información de trabajos previos sobre el tema para tener ideas y proponer posibles soluciones, además de las terapias utilizadas para tratar la lesión.
- **Actividad 3: “Entrevistas”;** se realizan entrevistas a especialistas fisioterapeutas.
- **Actividad 4: “Especificaciones del sistema a diseñar”;** en esta actividad se definen las características que tendrá la órtesis (peso, tamaño).

3.2.2. Fase 2: Diseño de la órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial

En esta fase se procede con la realización del diseño del prototipo que cumpla con las especificaciones antes mencionadas, se propone un modelo que cumpla con los requerimientos,

pero sobre todo que sea accesible en precio y que sea lo suficientemente duradero después de la implementación.

- **Actividad 5: “Planteamiento de posibles soluciones y selección de la mejor”**; en esta actividad se revisa toda la información obtenida y con base en ella se plantean posibles soluciones que cumplan con las especificaciones y se selecciona la mejor, para proceder con el diseño.
- **Actividad 6: “Diseño CAD-CAM”**; aquí se procede con el diseño de la órtesis en un software CAD, y posteriormente se obtiene el modelo mediante impresión 3D.
- **Actividad 7: “Diseño electrónico”**; se procede a realizar la simulación del control de motores para la extensión y flexión de los dedos.
- **Actividad 8: “Elaboración de cálculos”**; en esta actividad se llevan a cabo los cálculos para determinar los componentes electrónicos, resorte y bandas a utilizar, además del material a utilizar en el tutor.
- **Actividad 9: “Selección de materiales”**; elaboración de una lista de los materiales a utilizar para su posterior adquisición.
- **Actividad 10: “Elaboración de planos mecánicos”**; se realizan los planos de todos los componentes siguiendo las normas de dibujo.

3.2.3. Fase 3: Construir el prototipo diseñado

En esta fase se plantea realizar la construcción de la órtesis, por lo cual se procede a la adquisición de componentes y materiales necesarios.

- **Actividad 11: “Adquisición de materiales”**; se compran los elementos eléctricos y mecánicos para la construcción de la órtesis.

- **Actividad 12: “Construcción de la estructura del dispositivo”;** se elaboran los componentes empleando técnicas de impresión 3D con filamentos comercializados en Ecuador.
- **Actividad 13: “Integración de elementos mecánicos y electrónicos”;** en esta actividad se procede con el ensamblaje de la órtesis.
- **Actividad 14: “Programación de funciones para el dispositivo”;** se realiza la programación para la regulación de fuerza en el movimiento de extensión y flexión de los dedos.

3.2.4. Fase 4: Validar el funcionamiento de la órtesis en un paciente sano

En esta fase se desarrollan las pruebas que permiten determinar si la órtesis funciona correctamente y si cumple con todas las especificaciones del paciente. De manera complementaria, se corrigen errores que se presenten en las pruebas para garantizar la eficiencia de la órtesis.

- **Actividad 15: “Realización de pruebas de funcionamiento”;** al terminar con la construcción, se realizan pruebas de funcionamiento en una persona sana y así poder comprobar el correcto funcionamiento del sistema que regula la fuerza.
- **Actividad 16: “Ajustes requeridos”;** se analizan los resultados obtenidos durante la realización de las pruebas para verificar si el dispositivo funciona correctamente.
- **Actividad 17: “Desarrollo del documento final”;** se procede a la redacción del documento final correspondiente al trabajo de integración curricular, con los detalles de todo el proceso de construcción de la órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial.

CAPITULO IV: RESULTADOS Y ANÁLISIS

4.1 Especificaciones del sistema

A continuación, se muestran los criterios a tomar en cuenta al momento del desarrollo del prototipo.

Funcionalidad

- Debe permitir la flexión y extensión de la mano afectada.
- Debe ser capaz de asistir al movimiento, y permitir el trabajo activo del paciente.
- Debe evitar la dependencia excesiva del usuario en la órtesis.

Materiales

- Livianos y resistentes.
- Hipoalergénicos y de fácil limpieza.
- Capaces de soportar el estrés mecánico del movimiento repetitivo.

Diseño y ergonomía

- Ajustable para adaptarse a distintas dimensiones de mano (sistema telescópico o con bandas regulables).
- Fácil de colocar por el usuario sin necesidad de asistencia constante.
- No debe restringir completamente el movimiento natural.

Dimensiones

- La órtesis activa está diseñada con dimensiones adaptables para ajustarse a manos con un tamaño comprendido entre 18 y 20 cm de longitud. Su estructura debe contar con un sistema de ajuste ergonómico que garantiza una sujeción segura y comfortable.

Peso

- Debe ser ligero, de modo que no cause fatiga en el brazo del paciente.

Mecanismo de asistencia

- Puede ser mecánico (resortes, ligas elásticas) o electromecánico (motor, actuador).
- Si es motorizado, debe contar con una fuente de energía eficiente.

Costo y accesibilidad

- Debe ser económica en comparación con soluciones existentes.
- Debe considerar materiales disponibles y accesibles en el mercado local.
- En caso de ser electrónica, debe utilizar componentes comerciales de bajo costo.

4.2 Soluciones propuestas

4.2.1 Alternativa de solución 1

En la **Fig. 4.1** se puede observar la propuesta de una férula dinámica que puede emplearse para la rehabilitación de ambas manos. Está conformada por un sistema de sujeción que permite adaptar la férula al antebrazo del paciente, además de facilitar la fijación de la estructura encargada de realizar el movimiento de flexo-extensión.

Asimismo, cuenta con un sistema adaptable que permite colocar el mecanismo de resortes a una altura más conveniente con respecto a la mano, tomando en cuenta la antropometría del paciente. Además, la férula puede ajustarse al rango de longitud de mano especificado anteriormente (18 a 20 cm), mediante un sistema regulador de longitud.

Dispone además de un sistema regulador de resistencia que, mediante un resorte tipo bisagra colocado entre las piezas 4 y 5, es encargado de ajustar la tensión de los resortes, y con ello la fuerza que debe ejercer al realizar el movimiento de flexo-extensión.

Asimismo, incluye un sistema de resistencia compuesto por resortes de tracción que, en conjunto con el sistema regulador de resistencia, determina la fuerza con la que se realizarán las repeticiones

del movimiento de flexo-extensión. En la **Tabla 4.1** se muestran los componentes de la solución Nro. 1.

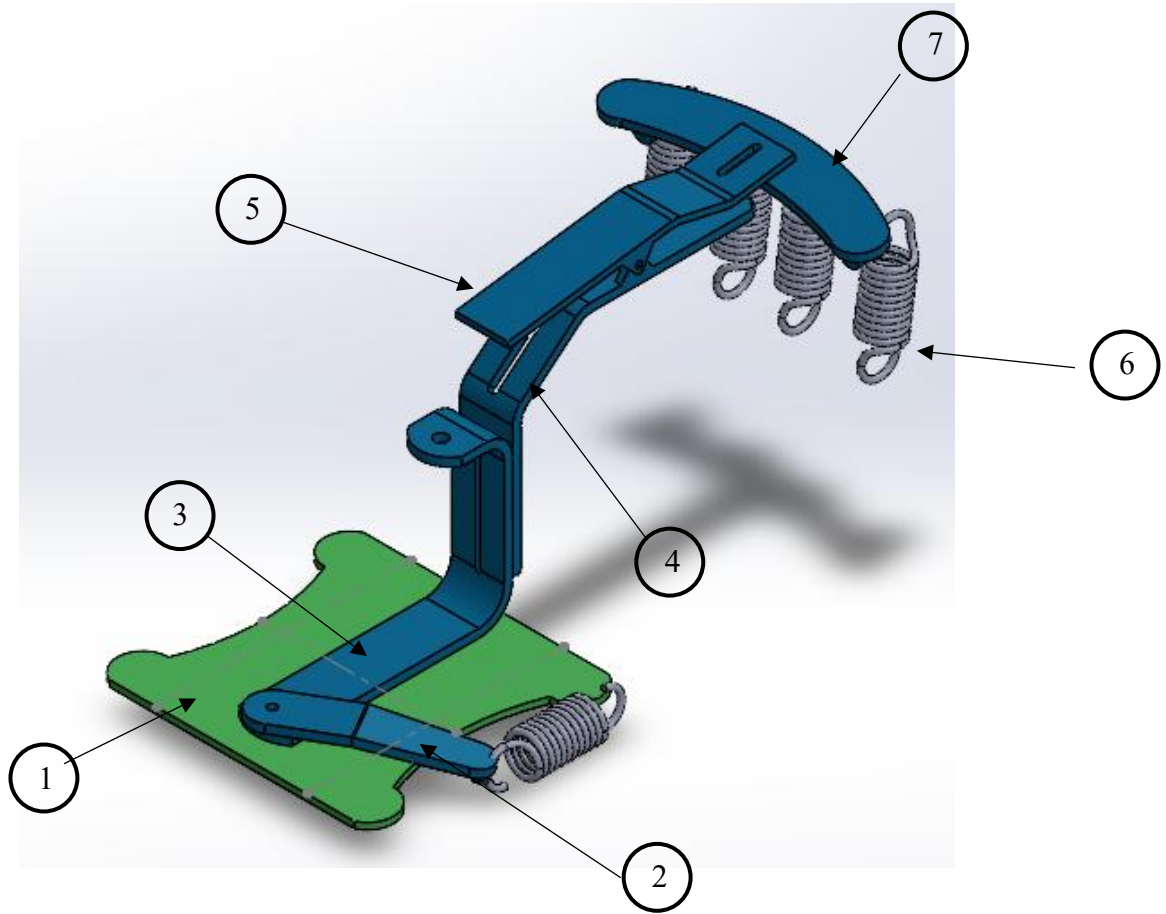


Fig. 4. 1 Alternativa de solución Nro. 1.

Tabla 4. 1 Componentes solución Nro. 1.

No.	Elementos	Cantidad	Material
1	Placa sujetadora	1	PLA+
2	Placa de pulgar	1	PLA+
3	Placa base-soporte	1	PETG
4	Placa reguladora	1	PETG

5	Placa reguladora de fuerza	1	PLA+
6	Resortes	5	Acero inoxidable
7	Placa soporte dedos	1	PLA+

La configuración del dispositivo permite al paciente realizar movimientos de manera controlada, regulando la fuerza mediante el sistema de ajuste de resistencia. El sistema ha sido diseñado específicamente para facilitar la ejecución de movimientos de flexión y extensión de los dedos durante la rehabilitación.

4.2.2 Alternativa de solución 2

La **Fig. 4.2** muestra una férula dinámica diseñada para la rehabilitación funcional de una sola mano. El dispositivo está compuesto por un sistema de sujeción que permite su adaptación anatómica al antebrazo, garantizando estabilidad durante el uso.

Incluye un sujetador de resortes (3) que, en conjunto con el sujetador de resortes de los dedos (4), conforma un sistema regulador de fuerza ajustable. Este sistema permite controlar la tensión aplicada durante los ejercicios de rehabilitación.

La férula también incorpora un mecanismo de movilidad para los dedos, compuesto por un tubo flexible y dedales, lo que facilita el movimiento guiado y seguro de las articulaciones digitales. Adicionalmente, el diseño integra un sistema intercambiable para el dedo pulgar, lo que permite utilizar la férula indistintamente en la mano izquierda o derecha, ampliando su funcionalidad y versatilidad terapéutica. En la **Tabla 4.2** se muestran los componentes que conforman la solución Nro. 2.

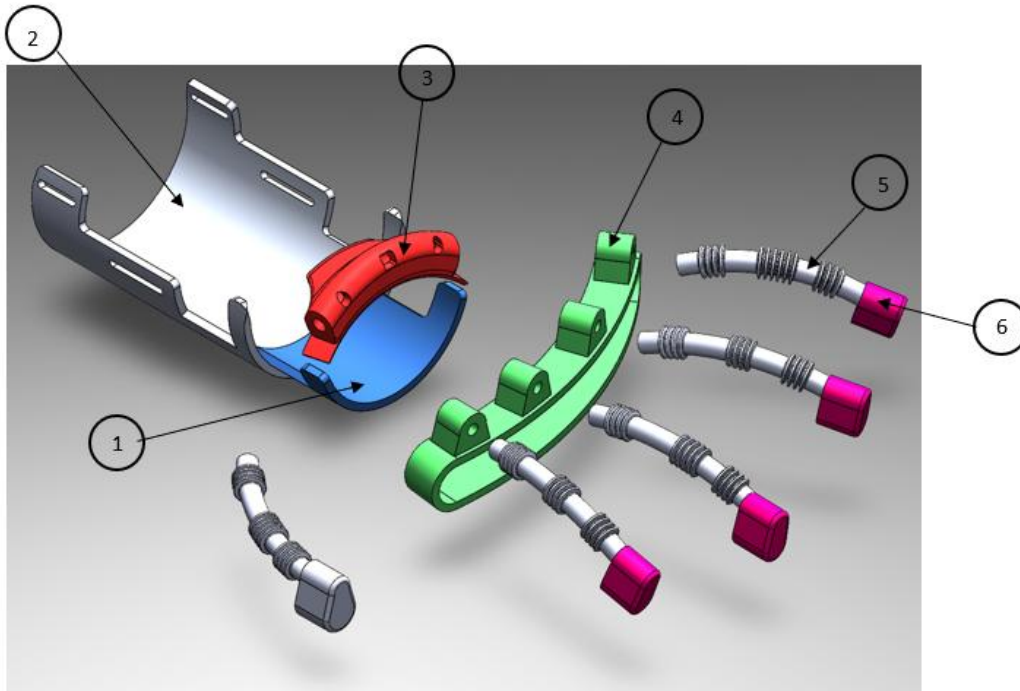


Fig. 4. 2 Alternativa de solución Nro. 2.

Tabla 4. 2 Componentes solución Nro. 2.

No.	Elementos	Cantidad	Material
1	Sujetador	1	PLA+
2	Brazal sujetador	1	PLA+
3	Base resortes	1	PETG
4	Pieza palmar-apoyo resortes	1	TPU
5	Tubo corrugado	5	Plástico
6	Soporte de dedos	5	PLA+

Esta configuración permite que el paciente realice movimientos controlados, regulando la fuerza ejercida mediante el ajuste de los resortes ubicados en la pieza 3. El movimiento principal que se facilita es el de flexo-extensión de los dedos. Estos movimientos son guiados a través de tubos corrugados que, junto con los resortes en su interior, generan una resistencia controlada durante la

flexión. Al finalizar el movimiento, los mismos resortes devuelven los dedos a su posición inicial, favoreciendo así el ciclo completo de rehabilitación.

4.2.3 Alternativa de solución 3

En la **Fig. 4.3** se puede observar una férula dinámica diseñada para la rehabilitación funcional de una sola mano. El dispositivo cuenta con un sistema de sujeción que permite su adaptación anatómica al antebrazo, garantizando estabilidad durante su uso.

También cuenta con un sistema de pistones que se encarga de que los dedos regresen a la posición inicial una vez terminado el movimiento de flexión. Además, tiene un sistema de regulación de tensión de cables mediante un cilindro situado en la caja de control.

A su vez también se tiene una caja de control en la cual se encuentran todos los materiales electrónicos como servomotor y microcontrolador. En la **Tabla 4.3** se observan los componentes que conforman tanto la caja de control como el prototipo.

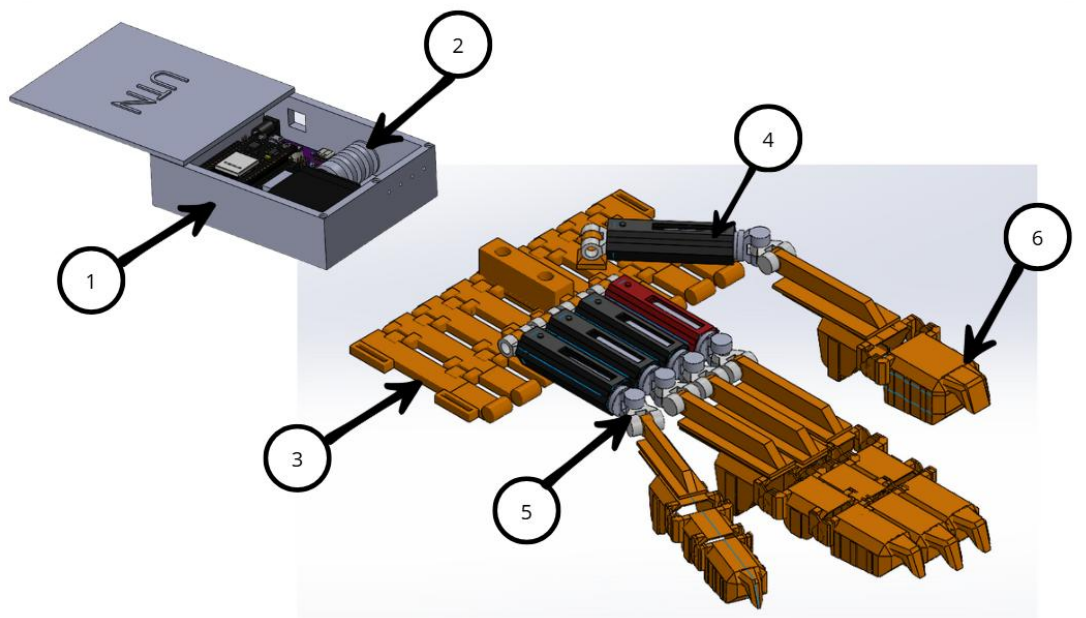


Fig. 4. 3 Alternativa de solución Nro. 3.

Tabla 4. 3 Componentes solución 3.

No.	Elementos	Cantidad	Material
1	Caja de control	1	PLA+
2	Cilindro controlador de tensión	1	PLA+
3	Manilla sujetadora	1	PLA+
4	Sistema cilindro-pistón	5	PLA+, elástico
5	Pieza de movimiento	10	PLA+
6	Dedos	5	PLA+

Esta configuración permite que el paciente tenga una rehabilitación completamente asistida si así lo requiere. Esto se logra mediante el microcontrolador que se encarga de mover el servomotor y de controlar las repeticiones a realizarse dependiendo de la terapia.

Al finalizar el movimiento, el sistema de pistones devuelve los dedos a su posición inicial, favoreciendo así el ciclo completo de rehabilitación.

Además, de poseer una interfaz desarrollada en Python, desde la cual se envían los comandos de la terapia a realizar, esta interfaz está conectada a la caja de control mediante comunicación serial (cable USB mini).

4.3 Selección de la mejor alternativa de solución

Después de un análisis se concluye que la solución 3 es la que presenta más ventajas, ya que dispone de una mayor cantidad de funciones además de ser una solución que propone una rehabilitación completamente asistida de ser necesario. En la **Tabla 4.4** se puede observar las comparaciones de alternativas de solución en base a sus especificaciones.

Además, la interfaz se diseña mediante un programa en Python, debe ser amigable con el usuario y fácil de usar para los pacientes. Esta interfaz tiene como función de enviar los comandos a la caja de control de la terapia a realizar.

Tabla 4. 4 Comparación de alternativas de solución en base a sus especificaciones.

CRITERIOS	SOLUCIÓN 1	SOLUCIÓN 2	SOLUCIÓN 3
Funcionalidad	Permite la flexión y extensión de los dedos. No asiste al movimiento.	Permite la flexión y extensión de los dedos. Si asiste el movimiento.	Permite la flexión y extensión de los dedos. Si asiste el movimiento.
Funciones	Fuerza de ejercicio ajustable.	Rehabilitación asistida. Fuerza de ejercicio ajustable.	Rehabilitación asistida. Diferentes tipos de terapias dependiendo de la gravedad de la lesión.
Materiales	No toxico. Cómodo y fácil de limpiar.	No toxico. Cómodo y fácil de limpiar.	No toxico. Cómodo y fácil de limpiar.
Interfaz	Fácil de usar.	Fácil de usar.	Fácil de usar. Llamativa al usuario.

Ergonomía	Diseño intuitivo y no restringe movimientos naturales.	Diseño intuitivo y no restringe movimientos naturales.	Diseño intuitivo y no restringe movimientos naturales.
Dimensiones	Diseñado para ser usado en longitudes de manos de 18 a 20 cm de largo.	Diseñado para ser usado en longitudes de manos de 18 a 20 cm de largo.	Diseñado para ser usado en longitudes de manos de 18 a 20 cm de largo.
Mecanismo de asistencia	Mediante resortes.	Mediante resortes y un servomotor.	Mediante resortes y un servomotor.

4.4 Especificaciones de la solución propuesta

En este apartado se procede a detallar cada componente que integra la solución planteada para el desarrollo de la ortesis para rehabilitación. En la **Fig. 4.4** se muestra el prototipo completo.

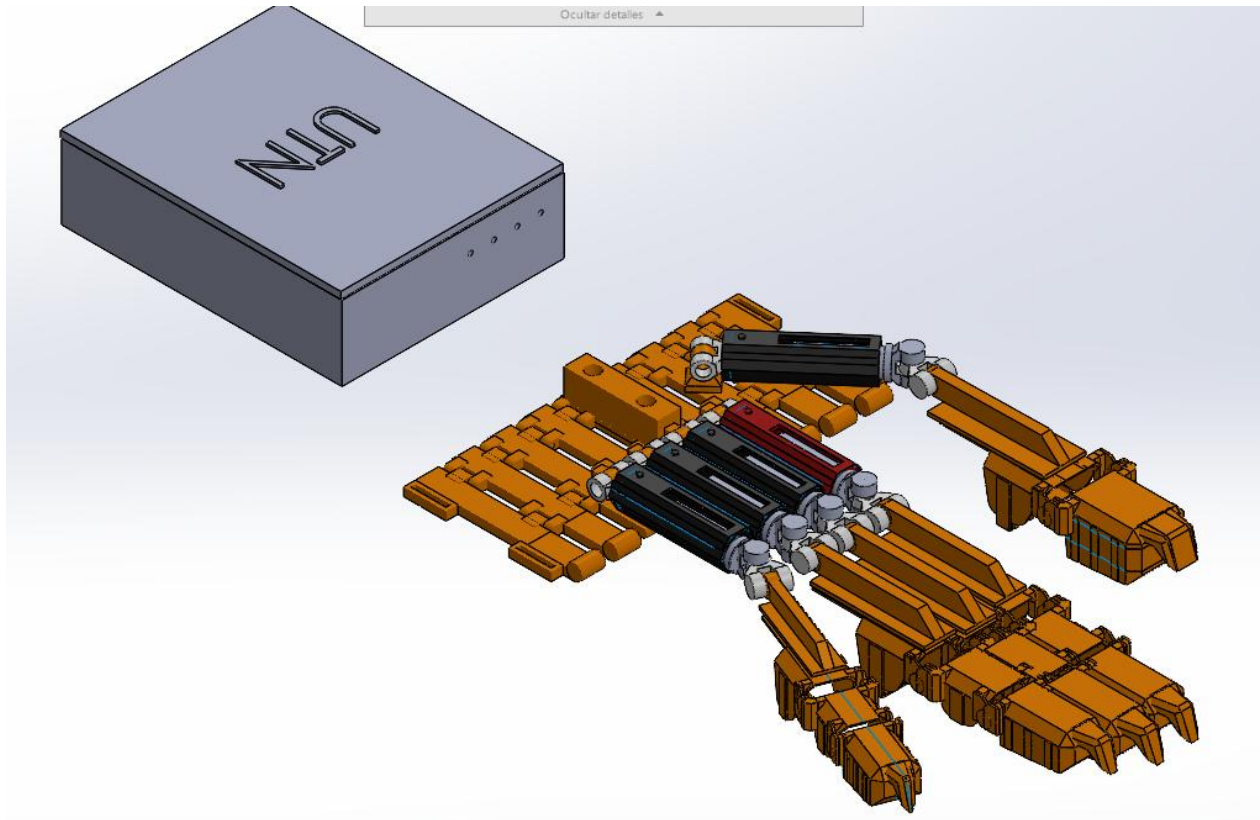


Fig. 4. 4 Prototipo completo de órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial.

En la **Fig. 4.4** se puede observar una vista en explosión de la caja de control y en la **Tabla 4.5** se puede encontrar su contenido.

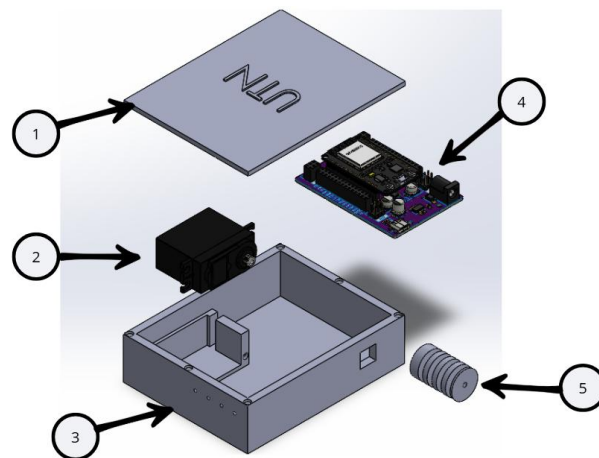


Fig. 4. 5 Vista explosionada de la caja.

Tabla 4. 5 Componentes de la caja.

No.	Denominación	Modelo	Cantidad
1	Tapa caja	PLA+	1
2	Servomotor FUTABA S3003	Comercial	1
3	Caja	PLA+	1
4	Esp32 – módulo de expansión.	Comercial	1
5	Cilindro de ajuste de tensión	PLA+	1

En la **Fig. 4.6** se puede observar una vista en explosión de la férula y en la **Tabla 4.6** se puede encontrar su contenido.

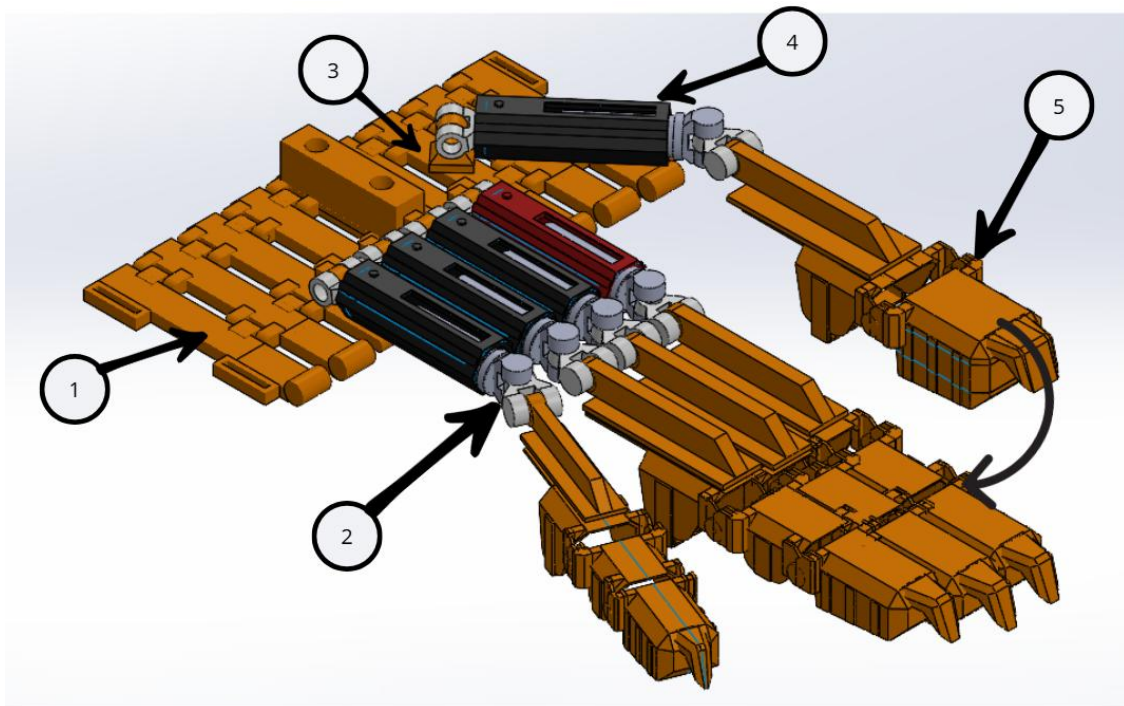


Fig. 4. 6 Modelo de Órtesis final.

Tabla 4. 6 Componentes del prototipo final.

No.	Denominación	Modelo	Cantidad
1	Manilla sujetadora	PLA+	1
2	Pieza de movimiento	PLA+	9
3	Movimiento pulgar	PLA+	1
4	Sistema cilindro-pintón	PLA	5
5	Dedos	PLA+	5

4.4.1 Caja

La caja que se puede observar en la **Fig. 4.6** se diseñada con la finalidad de ser el recipiente en el cual irán todos los componentes electrónicos (ESP-32 y Servomotor). Este elemento se fabrica a través de una impresora 3D, utilizando filamento PLA+, el cual tiene las características especificadas en la **Tabla 4.7**.

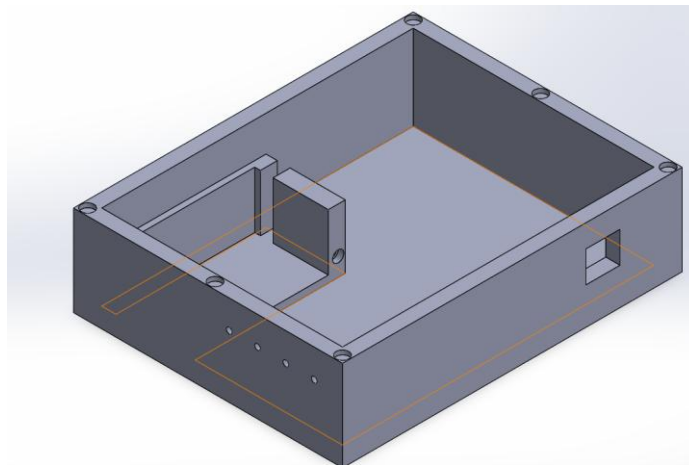


Fig. 4. 7 Caja.

4.4.2 Servomotor Futaba S3003

El servomotor FUTABA S3003 que se puede observar en la **Fig. 4.7** es un servo analógico ampliamente utilizado en aplicaciones de radiocontrol (RC) y proyectos electrónicos. En la **Tabla 4.8** se pueden observar las especificaciones técnicas.



Fig. 4. 8 Servomotor FUTABA S3003[45]

Tabla 4. 7 Especificaciones técnicas del servomotor [45]

Especificaciones Técnicas		
Modulación	Control por PWM	
Torque	4.8V: 3.17 kg/cm	6V: 4.10 kg/cm
Velocidad	4.8V: 0.23 seg/60°	6V: 0.19 seg/60°
Peso y dimensiones	Peso: 37 g	
	Dim: 39.9 mm x 20.1 mm x 36.1 mm	
Alimentación	4.8 V – 6V	

4.4.3 ESP32

ESP32-WROOM-32 es un módulo MCU Wi-Fi + BT + BLE genérico y potente que se dirige a una amplia variedad de aplicaciones, que van desde redes de sensores de baja potencia hasta las tareas más exigentes, como codificación de voz, transmisión de música y decodificación de MP3. En la **Fig. 4.8** se puede observar el módulo ESP32 [46] Se encarga de controlar la velocidad de giro de los servomotores y con ello la fuerza.

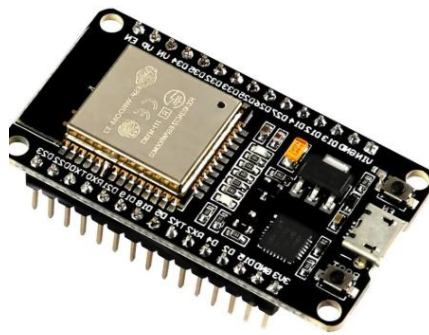


Fig. 4. 9 ESP 32. [46]

4.4.4 Tapa caja

Se encarga de cerrar la caja de control, por seguridad, para que el usuario no tenga contacto directo con componentes electrónicos. Diseñada específicamente para ser fabricada mediante impresión 3D con PLA+. Las características del material se pueden observar especificadas en la **Tabla 4.7** y la tapa se puede observar en la **Fig. 4.9**.

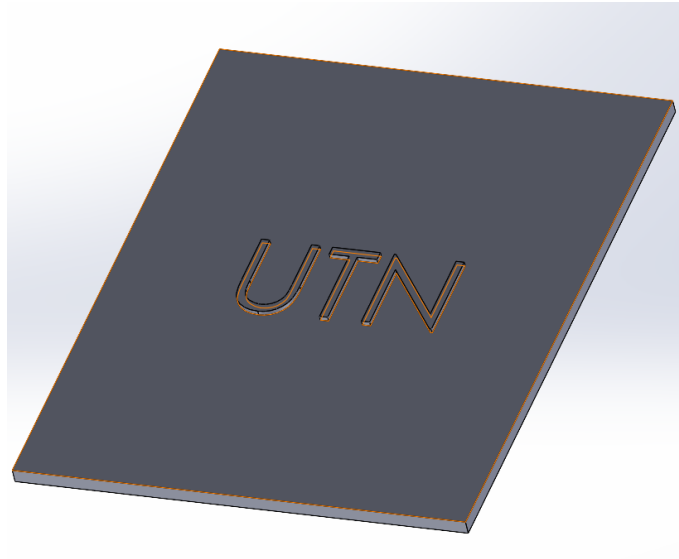


Fig. 4. 10 Tapa caja.

4.4.5 Cilindro de ajuste de tensión

Es el componente encargado de ajustar o liberar los hilos de nylon, mediante el giro del servomotor, para generar el movimiento de flexión y extensión de los dedos. Fue diseñado para ser fabricado mediante impresión 3D con PLA+. Las características del material se pueden observar especificadas en la **Tabla 4.7** y el cilindro se puede observar en la **Fig. 4.10**.

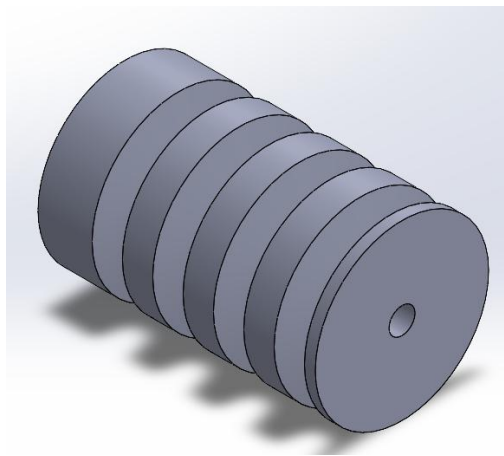


Fig. 4. 11 Cilindro de ajuste de tensión.

4.4.6 Hilos de nylon

Los hilos de nylon utilizados en el prototipo son filamentos sintéticos de alta resistencia y bajo peso, caracterizados por su flexibilidad, durabilidad y bajo coeficiente de fricción. Estas propiedades las hacen ideales para transmitir movimientos de tracción de forma suave y precisa, sin deformarse con facilidad ni añadir un peso significativo al sistema. En la **Fig. 4.11** se puede observar el carrete del material usado.



Fig. 4. 12 Hilos de nylon [47]

4.4.7 Manilla sujetadora

Se encarga de que la férula que fija a la muñeca del usuario mediante correas de velcro. Fue diseñado para ser fabricado mediante impresión 3D con PLA+. Las características del material se pueden observar en la **Tabla 4.7** y el diseño de la manilla se puede observar en la **Fig. 4.12**.

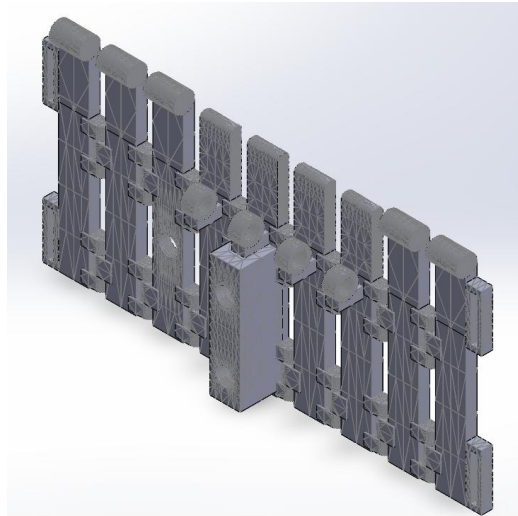
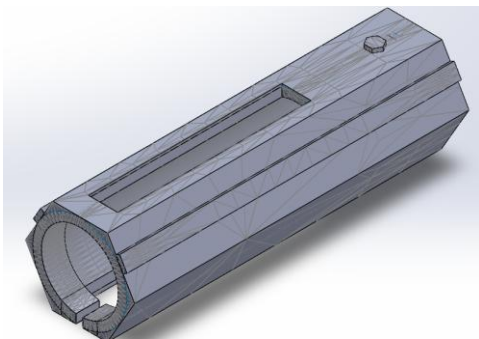


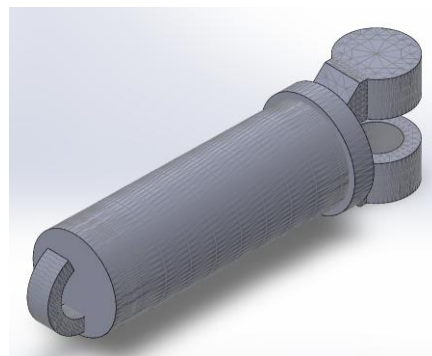
Fig. 4. 13 Manilla sujetadora.

4.4.8 Sistema cilindro-pistón

Este es el sistema que se encarga de que los dedos regresen a la posición inicial después de realizar el movimiento de flexión. Fue diseñado para ser fabricado mediante impresión 3D con PLA+. Las características del material se pueden observar especificadas en la **Tabla 4.7** y el diseño del sistema cilindro-pistón se puede observar en la **Fig. 4.13**.



(a)



(b)

Fig. 4. 14 Sistema cilindro-pistón. (a) Cilindro, (b) Pistón.

4.4.9 Pieza de movimiento

Es la pieza que se encarga de unir todos las demás que componen el prototipo, además de ser la encargada que permite el movimiento libre de los dedos que se pueden observar en la **Fig. 4.15**. Fue diseñado para ser fabricado mediante impresión 3D con PLA+. Las características del material se especifican en la **Tabla 4.7** y el diseño de la pieza de movimiento se puede observar en la **Fig. 4.14**.

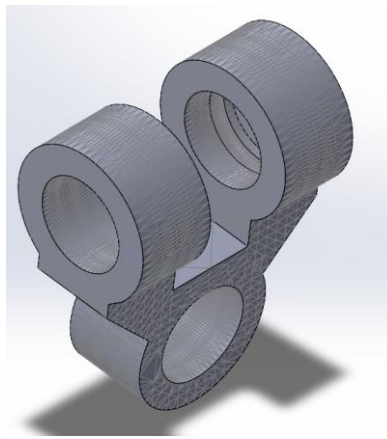
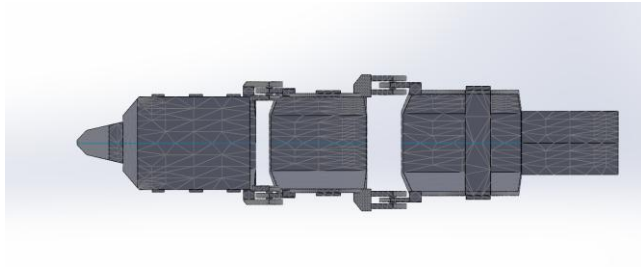


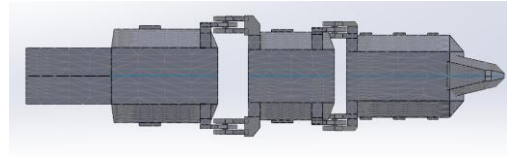
Fig. 4. 15 Pieza de movimiento.

4.4.10 Dedos

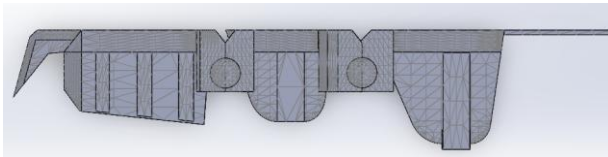
Se encargan de rodear los dedos y seguir el movimiento de los mismos, sin impedir el movimiento natural. Fue diseñado para ser fabricado mediante impresión 3D con PLA+. Las características del material se pueden observar especificadas en la **Tabla 4.7** y el diseño de los dedos se pueden observar en la **Fig. 4.15**.



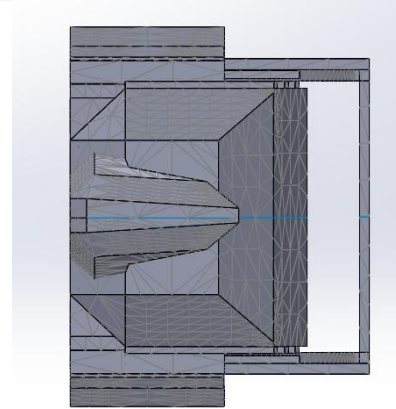
(a)



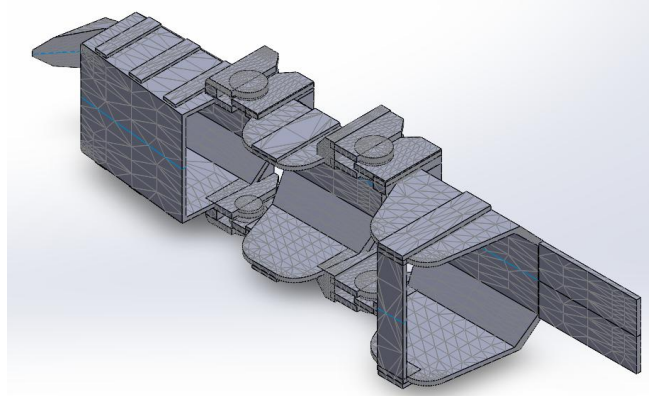
(b)



(c)



(d)



(e)

Fig. 4. 16 Dedos. (a) Vista inferior, (b) Vista superior, (c) Vista lateral, (d) Vista frontal, (e) Vista isométrica.

Tabla 4. 8 *Propiedades PLA+ [48]*

Características	Denominación
Fabricante	SUNLU
Peso	1 kg
Tipo de material	Ácido poliláctico
Resistencia a la tracción	Blanco
Resistencia a la flexión	61 MPa
Densidad	83 MPa
Temperatura de fusión	164 °C

4.4.11 Cálculos

En el diseño propuesto, la mayoría de los componentes incorporados en la caja no requieren consumo eléctrico propio, ya que cumplen funciones puramente mecánicas (guías, ojales, tensores y elementos estructurales).

Únicamente el módulo ESP32-WROOM-32 y el servomotor Futaba S3003 demandan alimentación eléctrica para su funcionamiento.

El ESP32 se alimenta directamente desde el puerto USB del computador durante la programación y las pruebas, lo que proporciona el voltaje de 5 V necesario para su operación.

El mismo ESP32, a través de sus pines de salida, suministra la tensión y la corriente adecuadas para accionar el servomotor en las condiciones de trabajo previstas, por lo que no se requiere una fuente de alimentación externa adicional para el sistema descrito.

Por estas razones, no se considera necesario realizar cálculos adicionales de consumo o dimensionamiento eléctrico, ya que el propio ESP32 cubre los requerimientos del servomotor en el contexto del diseño actual.

4.4.12 Diseño electrónico

Para el desarrollo y representación del circuito y la disposición de los componentes electrónicos del proyecto, se utilizó la herramienta WOKWI, la cual permitió realizar esquemas y simulaciones de manera sencilla y visual. Gracias a esta plataforma se elaboraron los diagramas de conexión entre el ESP32, su módulo de expansión y el servomotor Futaba S3003 que se puede observar en la **Fig. 4.16**, facilitando la validación previa del diseño antes de su implementación física.

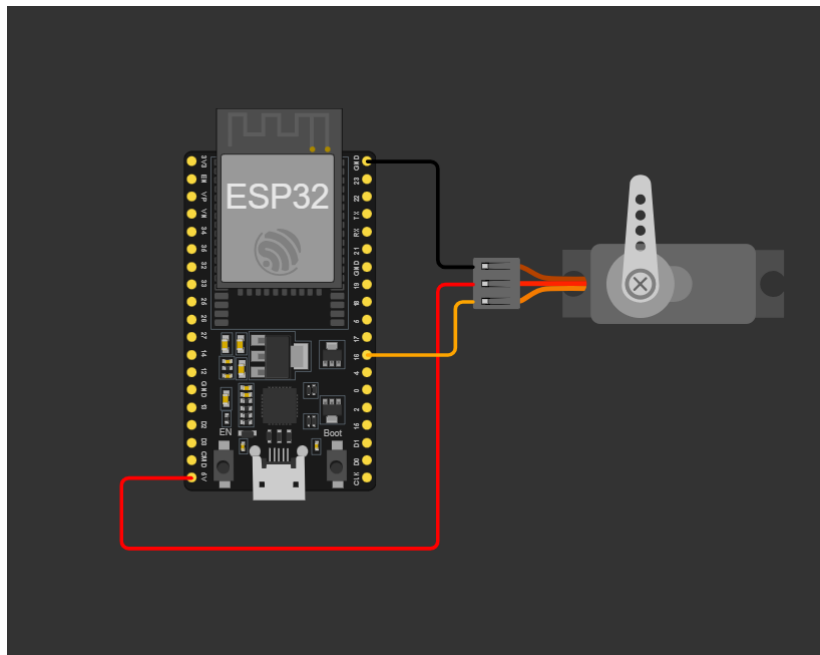


Fig. 4. 17 Simulación realizada en WOKWI.

4.4.13 Diagramas de flujo

En esta sección se presentan los diagramas de flujo correspondientes a los códigos desarrollados para el proyecto. Estos diagramas permiten visualizar de forma clara y ordenada la secuencia de

procesos, las decisiones y las interacciones entre los distintos módulos del sistema, facilitando así la comprensión del funcionamiento del software implementado.

En la **Fig. 4.17** se puede observar el diagrama de flujo de la interfaz gráfica desarrollada en Python y el diagrama de flujo del código realizado en Arduino IDE se puede observar en la **Fig. 4.18**.

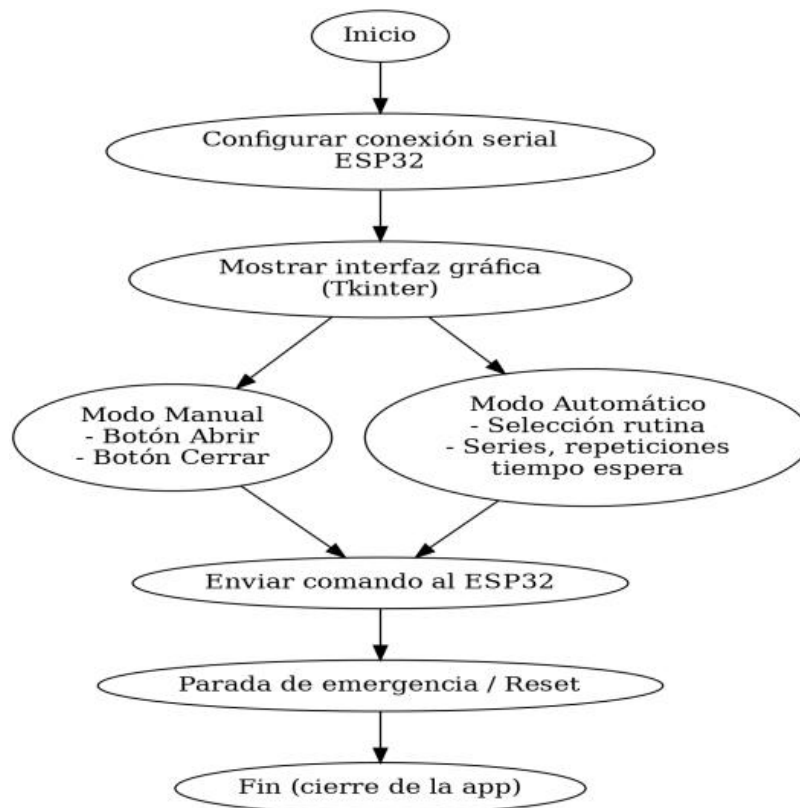


Fig. 4. 18. Diagrama de flujo de interfaz gráfica en Python.

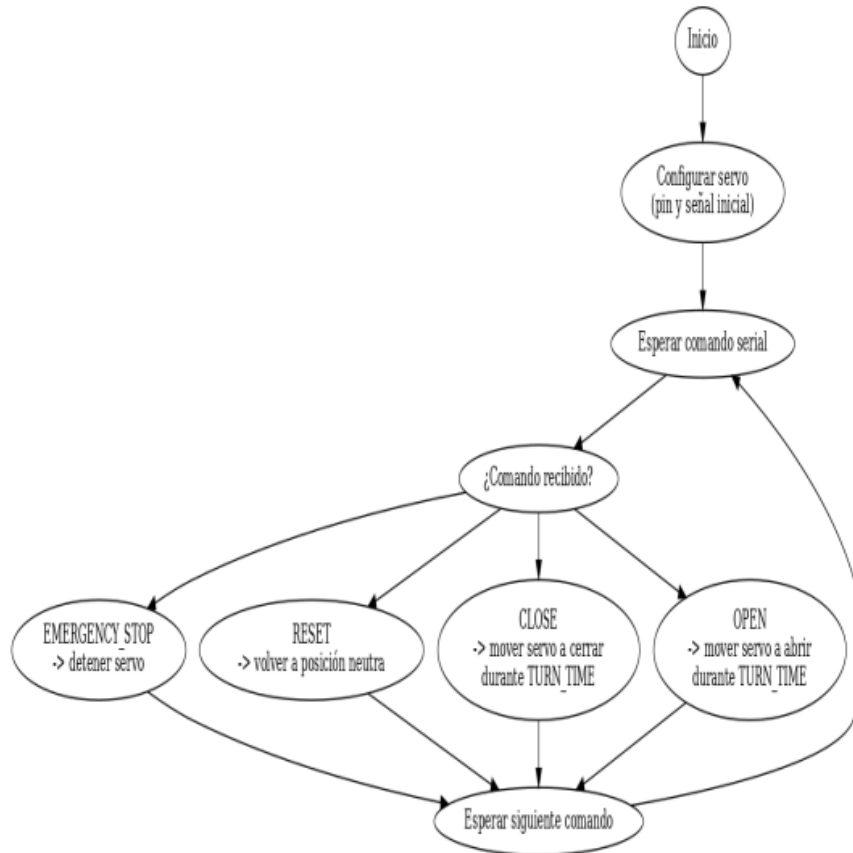


Fig. 4. 19 Diagrama de flujo de programa en Arduino IDE.

4.4.14 Programación

En esta sección se presentan los códigos de programación desarrollados para el proyecto, especificando los lenguajes utilizados y el entorno de desarrollo en el que fueron implementados. El objetivo es ofrecer una visión clara y completa del software que controla el sistema, mostrando tanto la lógica de funcionamiento como las herramientas empleadas para su elaboración.

Para la programación del módulo ESP32 se utilizó el entorno Arduino IDE, aprovechando su compatibilidad con bibliotecas y su facilidad de carga de código en microcontroladores. Se puede divisar el código realizado en Arduino IDE en la **Fig. 4.19**.

```
CodigoFINALIDE | Arduino IDE 2.3.6
File Edit Sketch Tools Help
ESP32 Dev Module
CodigoFINALIDE.ino
1 #include <Arduino.h>
2 #include <ESP32Servo.h>
3
4 // === CONFIGURACIÓN DE PIN ===
5 #define SERVO_PIN 18
6
7 // === CONSTANTES DE CONTROL ===
8 #define STOP_SIGNAL 90 // Señal de reposo
9 #define OPEN_SIGNAL 0 // Señal para abrir
10 #define CLOSE_SIGNAL 180 // Señal para cerrar
11 #define MOVE_TIME 800 // Tiempo
12
13 Servo servo;
14 bool emergencyStop = false;
15
16 void setup() {
17     Serial.begin(115200);
18
```

Fig. 4. 20 Código para ordenar los giros del cilindro de la órtesis.

Por su parte, para el desarrollo de la interfaz gráfica y de comandos del sistema se empleó el lenguaje Python, dado que permite crear aplicaciones visuales y de control de manera ágil y flexible. Se puede observar el código realizado en Python en la **Fig. 4.20**.

```

import tkinter as tk
from tkinter import messagebox
import serial
import time
import threading

# === CONFIGURACIÓN SERIAL ===
# Ajusta el puerto COM según tu PC (ejemplo
COM3 en Windows o /dev/ttyUSB0 en Linux)
ESP32_PORT = "COM3"
BAUD_RATE = 115200

try:
    esp32 = serial.Serial(ESP32_PORT,
BAUD_RATE, timeout=1)
except:
    esp32 = None
    print("⚠ No se pudo conectar al ESP32.
Verifica el puerto.")

# === FUNCIONES DE COMUNICACIÓN ===
def send_command(cmd):
    if esp32 and esp32.is_open:
        esp32.write((cmd +
"\n").encode("utf-8"))
        print(f">>> {cmd}")

# === MODO MANUAL ===
def open_hand():
    send_command("OPEN")

```

Fig. 4. 21 Código realizado en lenguaje Python.

De este modo se facilita la comprensión y futura modificación del programa por parte de otros usuarios o desarrolladores.

4.4.15 Interfaz gráfica

La interfaz gráfica fue desarrollada en Python utilizando la librería Tkinter, con el objetivo de facilitar el control de la órtesis activa de forma intuitiva para el usuario o el terapeuta. Como se puede observar en la **Fig. 4.21**.

La aplicación cuenta con tres secciones principales:

- Modo Manual

Permite al usuario enviar comandos directos al dispositivo mediante botones para abrir o cerrar la mano. Este modo es útil en pruebas iniciales o cuando se requiere un control inmediato y sencillo del movimiento.

- Modo Automático

En esta sección se seleccionan las terapias ya cargadas en la placa ESP32.

➤ Seguridad

Incluye la opción de Parada de Emergencia, que detiene inmediatamente cualquier movimiento, y un botón de Reinicio del Sistema para volver a la posición neutral.

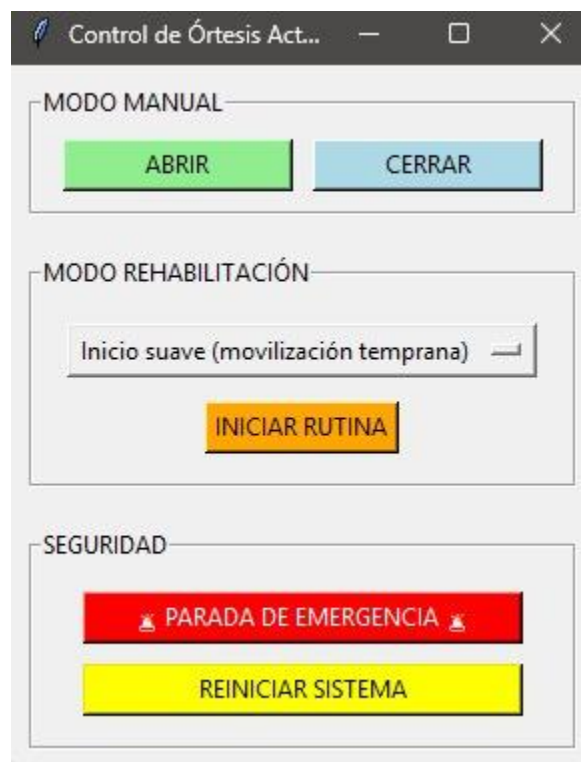


Fig. 4. 22 Interfaz gráfica de control del prototipo de órtesis activa.

Gracias a esta estructura, la interfaz permite alternar entre control manual y terapias automatizadas, garantizando seguridad y facilidad de uso en el proceso de rehabilitación.

4.4.16 Construcción

Para la construcción del prototipo se ejecutaron cuatro fases: Diseño, Impresión, Programación y Ensamblaje.

En la fase de diseño se desarrollaron todas las piezas que constituyen el prototipo utilizando un software de modelado 3D. Esta etapa permitió definir las dimensiones, la disposición de los componentes y los detalles funcionales antes de su fabricación física, asegurando que cada elemento cumpliera su función dentro del sistema.

En la fase de impresión se fabricaron las piezas diseñadas mediante impresión 3D, empleando filamento PLA+, un material que ofrece buena resistencia mecánica, facilidad de impresión y acabado superficial adecuado para prototipos funcionales. En las **Fig. 4.22** y **Fig. 4.23** se puede observar el laminado de las piezas en el software de uso libre “OrcaSlicer”.

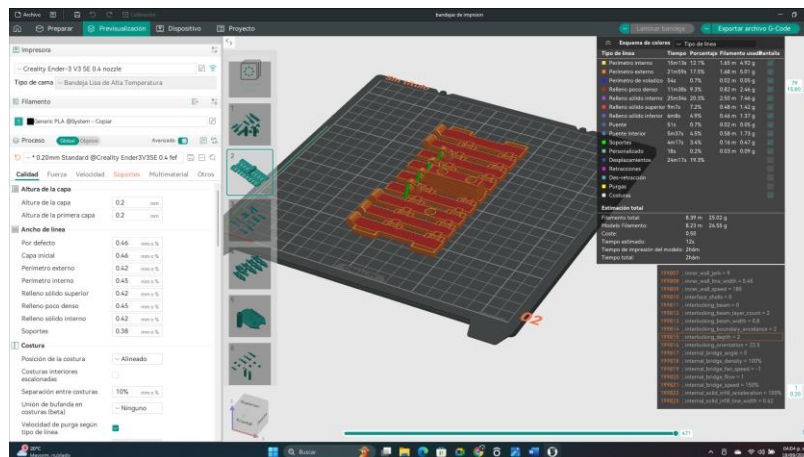


Fig. 4. 23 Laminado de piezas. (manilla)



Fig. 4. 25 Prototipo final de órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial



Fig. 4. 26 Prototipo final de órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial.

4.4.17 Pruebas de funcionamiento

Para verificar el correcto desempeño del prototipo se realizaron pruebas de funcionamiento orientadas a evaluar tanto la parte mecánica como la electrónica del sistema. Estas pruebas consistieron en comprobar que cada componente respondiera adecuadamente según su diseño: el movimiento del servomotor, la transmisión de fuerza mediante los hilos de nylon y el control ejercido por el ESP32 a través de la interfaz programada en Python. En las **Fig. 4.26** y **Fig. 4.27** se puede observar las pruebas de funcionamiento realizadas.

Se llevaron a cabo encendidos y apagados controlados, variaciones de posiciones y recorridos para asegurar que las piezas impresas soportan las cargas previstas sin deformaciones ni interferencias. También se verificó la comunicación entre el ESP32 y la computadora, así como la correcta ejecución de los comandos en la interfaz gráfica.

4.4.17.1 Objetivo

Comprobar el funcionamiento del prototipo en un paciente.

4.4.17.2 Materiales y equipos

- Prototipo de órtesis.
- Laptop con el programa instalado.

4.4.17.3 Procedimiento

- a) Colocarse el prototipo en la mano y ajustar conforme se necesite.
- b) Conectar la caja de control a la laptop mediante el cable USB.
- c) Explicación al paciente del funcionamiento del prototipo y familiarización con la interfaz gráfica.
- d) Ajustar la tensión de los hilos de nylon a través del modo manual con los botones ABRIR o CERRAR.

- e) Escoger uno de los modos de rehabilitación y presionar el botón de INICIAR RUTINA.
- f) Una vez terminada la rutina, se puede seleccionar otra rutina o, a su vez, volver a repetir la misma rutina.

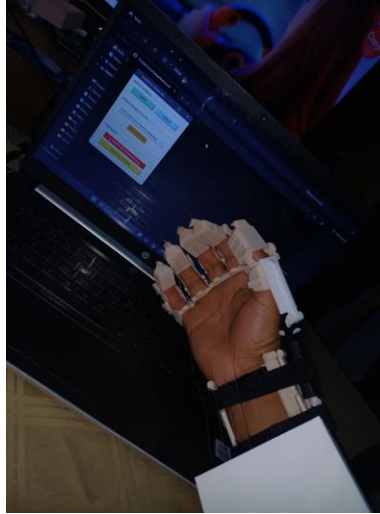


Fig. 4. 27 Pruebas de funcionamiento de órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial.

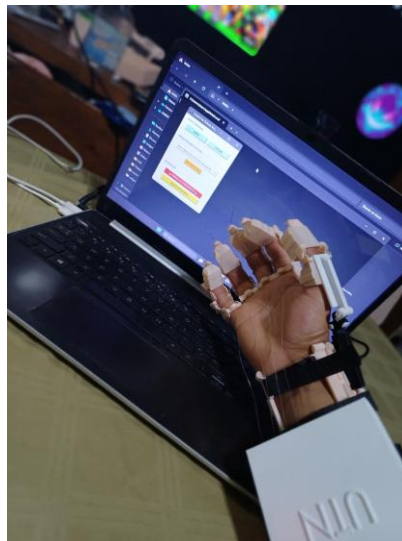


Fig. 4. 28 Pruebas de funcionamiento de órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial.

4.4.18 Resultados

Durante las pruebas de funcionamiento, el prototipo fue probado directamente con un paciente, lo que permitió evaluar su rendimiento en un contexto real de uso. A lo largo del periodo de prueba

se constató que la persona comprendió con facilidad tanto el funcionamiento del dispositivo como la interfaz gráfica, lo que favoreció la interacción y el manejo de sus distintas funciones.

El dispositivo se utilizó en las terapias previamente programadas en el sistema, efectuándose además ajustes en tiempo real. Esta experiencia práctica brindó información valiosa para perfeccionar su desempeño. Entre las modificaciones realizadas sobresale el incremento del recorrido del servomotor, que posibilitó una flexión más marcada de los dedos y, en consecuencia, una mayor efectividad en la terapia.

Los resultados obtenidos demuestran que el prototipo ofrece un desempeño altamente satisfactorio y ha sido muy bien aceptado por el paciente, validando su funcionalidad y su potencial para aplicaciones y mejoras futuras.

CONCLUSIONES

El desarrollo del prototipo de órtesis activa para la rehabilitación de parálisis radial permitió cumplir satisfactoriamente con el objetivo general planteado. Durante el proceso, se integraron conocimientos de anatomía, fisiología y biomecánica para comprender el funcionamiento de la mano y sus requerimientos terapéuticos. Esta base teórica fue fundamental para definir los parámetros de diseño del dispositivo, garantizando que se adaptara adecuadamente a la anatomía del usuario y ofreciera un soporte funcional y seguro durante las terapias de rehabilitación.

A partir de esta información, se procedió al diseño y construcción del prototipo de la órtesis, priorizando criterios ergonómicos, funcionales y de seguridad. Para ello se utilizaron materiales adecuados y tecnologías de fabricación aditiva, específicamente impresión 3D con filamento PLA+, lo que permitió obtener piezas precisas, resistentes y con un acabado apropiado para su uso en un contexto terapéutico. El diseño final integró además componentes electrónicos de bajo consumo y una interfaz gráfica intuitiva para facilitar su control y configuración.

El funcionamiento del prototipo fue validado en un paciente, evaluando así su desempeño en un entorno real de uso. Durante las pruebas se evidenció un buen entendimiento del paciente tanto en la manipulación del dispositivo como en la interacción con la interfaz gráfica, lo que facilitó la ejecución de las terapias y la configuración en tiempo real. Esta experiencia práctica permitió también recopilar información valiosa para optimizar su desempeño; entre las mejoras implementadas destaca el aumento del recorrido del servomotor, logrando así una flexión de los dedos más pronunciada y un mejor efecto terapéutico.

Los resultados obtenidos confirman que el prototipo desarrollado presenta un rendimiento muy satisfactorio y una excelente aceptación por parte del paciente, validando así su funcionalidad y potencial de aplicación en terapias de rehabilitación de parálisis radial. El dispositivo no solo cumple con los objetivos específicos propuestos, sino que también sienta las bases para futuros

desarrollos y optimizaciones, permitiendo mejorar su eficacia, adaptabilidad y escalabilidad hacia otros tipos de terapias o necesidades de los pacientes.

RECOMENDACIONES

Para potenciar el alcance y la eficacia del prototipo desarrollado, se recomienda continuar con un proceso iterativo de mejora y validación. En primer lugar, sería conveniente realizar pruebas con un grupo más amplio de pacientes con parálisis radial u otras afecciones similares. Esto permitirá recopilar datos más representativos sobre la respuesta de diferentes usuarios y ajustar parámetros de diseño, programación y ergonomía del dispositivo para aumentar su adaptabilidad y confort.

Asimismo, se sugiere incorporar nuevas funciones y opciones de configuración en la interfaz gráfica para facilitar aún más el control del sistema por parte de terapeutas y pacientes. Una interfaz más personalizable, con retroalimentación visual y registro de datos, podría mejorar la experiencia de uso y permitir un seguimiento más detallado de la evolución de las terapias.

Se recomienda profundizar en la investigación de nuevas terapias y protocolos de rehabilitación que puedan ser incorporados al sistema. Esto permitiría ampliar la base de programas disponibles en la órtesis, adaptándola a distintas etapas del proceso de recuperación y a las necesidades específicas de cada paciente, mejorando así su efectividad terapéutica.

De igual forma, se sugiere evaluar la posibilidad de integrar un servomotor independiente para cada dedo, con el fin de ampliar la variedad y precisión de los ejercicios y terapias disponibles. Esta mejora permitiría ofrecer un control más individualizado de cada articulación, favoreciendo un progreso más completo en la rehabilitación funcional de la mano.

También, se recomienda investigar en mayor profundidad el movimiento del pulgar, ya que, al tratarse de un dedo con una biomecánica distinta al resto, no se incluyó en este proyecto inicial. Comprender mejor su dinámica permitiría diseñar mecanismos específicos para dotarlo de movimiento y así aumentar de forma significativa el alcance terapéutico del dispositivo.

En términos de diseño y construcción, se recomienda explorar materiales alternativos o combinados con el PLA+ para aumentar la resistencia, durabilidad y ligereza del prototipo. Además,

considerar la integración de baterías internas o fuentes de alimentación portátiles podría dotar al dispositivo de mayor autonomía.

Por último, es importante establecer colaboraciones con profesionales del área médica y de rehabilitación para validar continuamente la efectividad terapéutica del dispositivo. Esta interacción permitirá incorporar sugerencias clínicas y avanzar hacia un producto final más robusto, seguro y con mayor potencial de impacto en la rehabilitación funcional de los pacientes.

REFERENCIAS

- [1] I. Com, “NORMAS DE ORTOPROTÉSICA PARTE 1. NORMAS”, Accessed: May 12, 2024. [Online]. Available: <http://apps.who.int/bookorders>.
- [2] Farmalastic, “Las principales patologías de la mano y cómo tratarlas.” Accessed: May 12, 2024. [Online]. Available: <https://farmalastic.cinfa.com/blog/patologias-de-la-mano-como-tratarlas>
- [3] A. Marta, A. Bressel, and D. De Autor, “Efectos del uso de órtesis de mano sobre la independencia funcional en pacientes con artritis reumatoide: Revisión bibliográfica,” vol. 15, 2018, Accessed: May 12, 2024. [Online]. Available: www.revistatog.com<http://www.revistatog.com/num27/pdfs/revision1.pdf>
- [4] V. Tapia, “DESARROLLO DE GUANTES ELECTRÓNICOS PARA EL PROCESO DE REHABILITACIÓN POR MONITOREO DE LA MOTRICIDAD EN LOS DEDOS DE LAS MANOS,” 2020.
- [5] Ministerio de Salud Pública, “MSP impulsa estrategia de rehabilitación basada en la comunidad beneficiando a población con discapacidad,” 2023. Accessed: Apr. 24, 2024. [Online]. Available: <https://www.salud.gob.ec/msp-impulsa-estrategia-de-rehabilitacion-basada-en-la-comunidad-beneficiando-a-poblacion-con-discapacidad/>
- [6] M. B. García, E. M^a, and S. Villacampa, “Trabajo Fin de Grado Occupational therapy intervention plan after radial nerve injury due to humerus fracture Autor/es”.

- [7] T. O. Patricia and P. Herrera, "ORTÓTICA, UNA MIRADA DESDE LA TERAPIA OCUPACIONAL," *Contexto*, no. 10, pp. 13–29, Jul. 2023, doi: 10.54761/CONTEXTO.NUM10.49.
- [8] J. Sebastián, S. Manrique, A. : Christian, J. C. De, and L. Portilla, "Diseño de órtesis utilizando sensores mecanomiográficos como alternativa a los sensores de EMG para terapia de rehabilitación de miembro superior," Aug. 05, 2022, *Universidad de los Andes*. Accessed: May 12, 2024. [Online]. Available: <http://hdl.handle.net/1992/62601>
- [9] M. Schwebel, T. Michel, and P. Liverneaux, "Tratamiento y rehabilitación de las lesiones de los nervios periféricos," *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, vol. 43, no. 1, pp. 1–13, Feb. 2022, doi: 10.1016/S1293-2965(21)45976-1.
- [10] D. C. Guananga Chavarrea and Á. F. Vinueza Naranjo, "Diseño e implementación de una férula para personas con lesiones en la muñeca y del nervio radial," 2019.
- [11] P. I. Sierra, J. Francisco, L. Puy, and U. De Zaragoza, "TRABAJO FIN DE GRADO TRATAMIENTO FISIOTERÁPICO DE AXONOTMESIS DE NERVIO RADIAL SECUNDARIA A FRACTURA DE HÚMERO".
- [12] E. E. Montijo-Valenzuela, "Proposal for the design and manufacture of a dynamic orthoses prototype for hand rehabilitation," *Journal of Technological Prototypes*, pp. 19–29, Dec. 2022, doi: 10.35429/JTP.2022.22.8.19.29.
- [13] J. Magallanes Gamboa and V. Notario Barba, "Parálisis del nervio radial," *Medicina general*, ISSN-e 0214-8986, Vol. 9, Nº. 1, 2020, vol. 9, no. 1, p. 7, 2020, Accessed: Jun. 23, 2024. [Online]. Available: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=7470860&info=resumen&idioma=ENG>

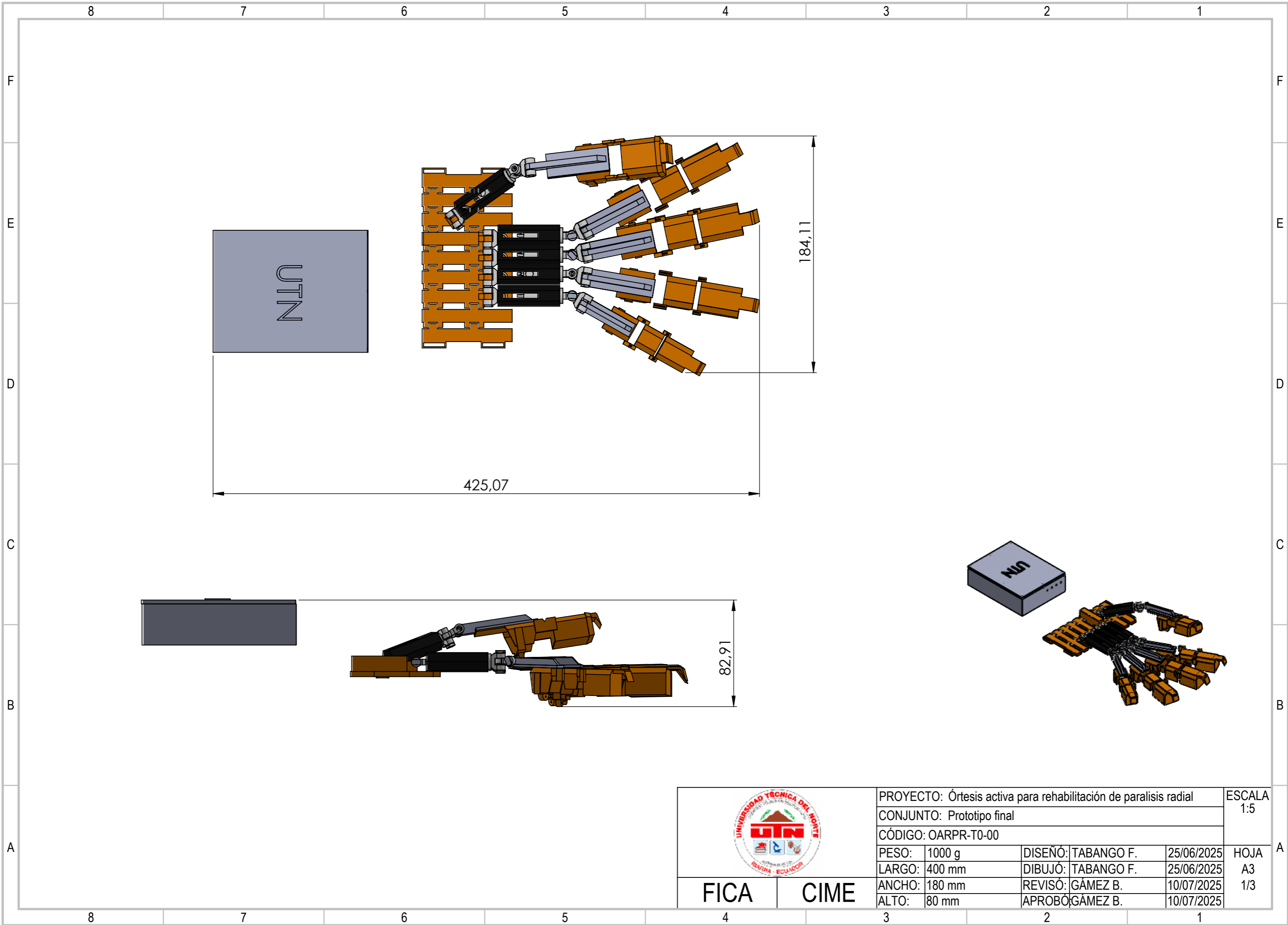
- [14] M. A. CORNEJO OROSCO, “Diseño de dispositivo wearable exoglove para rehabilitación de mano aplicada a discapacitados con parálisis temporal usando protocolo de movilización mediante actuación por TSA,” Universidad Ricardo Palma, Lima, 2023.
- [15] M. Alejandro Chávez Cardona Ψ, F. Rodríguez Spitia, and A. Baradica López, “EXOESQUELETOS PARA POTENCIAR LAS CAPACIDADES HUMANAS Y APOYAR LA REHABILITACIÓN,” *Rev Ing Biomed*, vol. 4, no. 7, pp. 63–73, 2010, Accessed: Jul. 14, 2024. [Online]. Available: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1909-97622010000100008&lng=en&nrm=iso&tlng=es
- [16] D. R. Ramirez, C. E. R. Moreno, M. Á. N. Bayona, S. L. T. L. Torres, and M. Á. G. Rueda, “La mano. Aspectos anatómicos I. Generalidades, osteología y artrología,” *Morfolia*, vol. 12, no. 1, pp. 11–30, Jan. 2020, Accessed: Jul. 03, 2024. [Online]. Available: <https://revistas.unal.edu.co/index.php/morfolia/article/view/88606>
- [17] “Huesos del carpo: anatomía y relaciones | Kenhub.” Accessed: Sep. 21, 2025. [Online]. Available: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/huesos-del-carpo>
- [18] “Fractura distal del radio - Wikipedia, la enciclopedia libre.” Accessed: Jul. 14, 2024. [Online]. Available: https://es.wikipedia.org/wiki/Fractura_distal_del_radio
- [19] “Fisiosaludable - Los ocho huesos del carpo.” Accessed: Sep. 18, 2025. [Online]. Available: <https://fisiosaludable.com/publicaciones/articulos/209-los-ocho-huesos-del-carpo>
- [20] “Huesos del metacarpo: Anatomía y articulaciones | Kenhub.” Accessed: Jul. 14, 2024. [Online]. Available: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/huesos-del-metacarpo>

- [21] A. : Iban, C. Moreno, and S. Quintas Alvarez, “CAPÍTULO 113-FRACTURAS DE METACARPIANOS Y FALANGES”.
- [22] “Falanges de la mano: Anatomía y función | Kenhub.” Accessed: Jul. 14, 2024. [Online]. Available: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/falanges-de-la-mano>
- [23] P. B. Lasalvia, J. Luis, M. Campos, and N. Moreno Moreu, “CAPÍTULO 109-FRACTURAS DIAFISARIAS DEL CÚBITO Y RADIO”.
- [24] V. Lobato, “Modelo Flexible de Movimiento de Torso, Brazo, Antebrazo y Muñeca,” Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, Puebla, 2016.
- [25] A. F. J. Rosas Espinoza, “ANTROPOMETRIA DE LA MANO Y FUERZA DE PRENSION DEL PERSONAL,” 2020. Accessed: Jul. 03, 2024. [Online]. Available: https://repositorio.uwiener.edu.pe/bitstream/handle/20.500.13053/4755/T061_72767449_T.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- [26] Y. Carlosama and E. Ramos, “EVALUACIÓN DE LA FUERZA DE AGARRE UTILIZANDO EL DINAMÓMETRO JAMAR A PROFESIONALES DE FISIOTERAPIA DURANTE LA JORNADA LABORAL DEL SERVICIO PÚBLICO EN LA PROVINCIA DE IMBABURA DURANTE EL PERIODO 2015-2016,” Universidad Técnica del Norte, Ibarra , 2016.
- [27] “Movimiento de flexión-extensión de los dedos | Download Scientific Diagram.” Accessed: Sep. 18, 2025. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/figure/Movimiento-de-flexion-extension-de-los-dedos_fig1_275214850

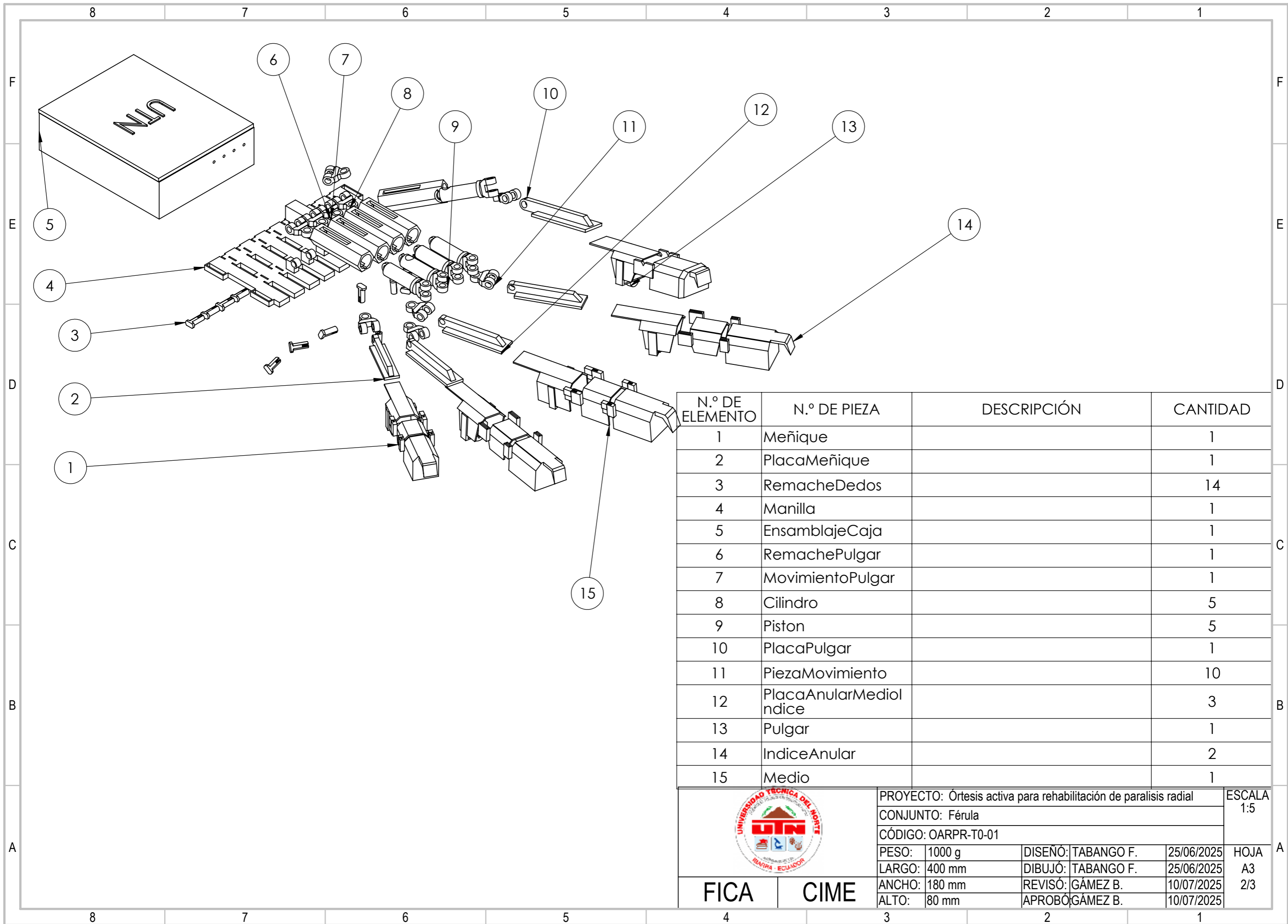
- [28] “Fractura de Muñeca (Fractura del extremo distal del radio o EDR) – MEDS.” Accessed: Sep. 18, 2025. [Online]. Available: <https://www.meds.cl/fractura-muneca-fractura-del-extremo-distal-del-radio-edr/>
- [29] Missouri Department of Health & Senior Services, “GOTA,” 2020.
- [30] “Fotos de la enfermedad gota (artritis gotosa).” Accessed: Sep. 18, 2025. [Online]. Available: <https://www.mdsau.de.com/es/reumatologia-es/fotos-enfermedad-gota/>
- [31] L. López, “Síndrome de túnel carpo,” vol. 11, no. 1, Mar. 2014.
- [32] “Síndrome del túnel carpiano: MedlinePlus enciclopedia médica.” Accessed: Sep. 18, 2025. [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000433.htm>
- [33] “Disfunción del nervio radial: MedlinePlus enciclopedia médica.” Accessed: Jul. 03, 2024. [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000790.htm>
- [34] “Como usar muletas de la forma correcta | Edigar.” Accessed: Jul. 03, 2024. [Online]. Available: <https://www.edigar.com.mx/como-usar-muletas-de-la-forma-correcta/>
- [35] “El uso excesivo del celular puede causar problemas de salud | Piédica.” Accessed: Jul. 03, 2024. [Online]. Available: <https://www.piedica.com/blog/articulos-de-interes-4/el-uso-excesivo-del-celular-puede-causar-problemas-de-salud-25>
- [36] “La forma en que agarras el mouse podría causar dolor de muñeca - Infobae.” Accessed: Jul. 03, 2024. [Online]. Available: <https://www.infobae.com/america/vice/2018/08/03/la-forma-en-que-agarras-el-mouse-te-podria-causar-dolor-de-muneca/>
- [37] “ORTESIS DE MUÑECA ARTICULADA | Orliman.” Accessed: Jul. 14, 2024. [Online]. Available: <https://www.orliman.com/producto/ortesis-de-muneca-articulada/>

- [38] M. Corredoira Trobajo, O. María, E. López, F. José, and B. Sandá, “CAPÍTULO 54- PRINCIPIOS BÁSICOS DE REHABILITACIÓN Y ORTESIS”.
- [39] Maciej Serda *et al.*, “Tipos de ortesis que existen,” *Uniwersytet śląski*, vol. 7, no. 1, pp. 343–354, 2013, doi: 10.2/JQUERY.MIN.JS.
- [40] “OSD 000B Ortesis pasiva en termoplástico para mantener el pulgar en oposición o abducción A MEDIDA - Bienestaris. Ortopedia Online.” Accessed: Sep. 21, 2025. [Online]. Available: https://www.bienestaris.com/tienda/ortesis-pasiva-en-termoplastico-para-mantener-el-pulgar-en-oposicion-o-abduccion-a-medida/?srsltid=AfmBOorAP5EK3fsxgh1nohvnR6GSPq_kC18O_hdG8jkBWVna-4JtgbRB
- [41] “Una ortesis para volver a abrir la mano.” Accessed: Sep. 21, 2025. [Online]. Available: <https://www.innovaspain.com/ortesis-mano-apertura-upv-oraculo-carlos-roldan/>
- [42] “Órtesis de Mano - ¿Qué son y cómo funcionan? - Miprotesisdepierna.mx.” Accessed: Jul. 14, 2024. [Online]. Available: https://miprotesisdepierna.mx/blog/que-es-una-ortesis-de-mano/#%C2%BFComo_funcionan_las_Ortesis_de_mano
- [43] “ORTESIS DE MIEMBROS SUPERIORES Clasificación-Funciones-Prototipos- Características-Indicaciones”.
- [44] S. Chasipanta, D. Jazmin, O. Vergara, M. Stayner Métodos, and Y. T. De Investigación, “CEVALLOS VEINTIMILLA ALICIA FABIOLA POLO LUNA ERNESTO FABRICIO”.
- [45] “Futaba S3003 Servo Specs and Reviews.” Accessed: Sep. 17, 2025. [Online]. Available: <https://servodatabase.com/servo/futaba/s3003>

- [46] “Esp32 características y pines - Pasión electrónica.” Accessed: Sep. 18, 2025. [Online]. Available: <https://pasionelectronica.com/esp32-caracteristicas-y-pines/>
- [47] “Nylon Barracuda 40 metros 25 - 40 libras / x 5 Unidades / natural – Ravenna Industrial Sas.” Accessed: Sep. 18, 2025. [Online]. Available: <https://ravenna.com.co/products/nylon-barracuda-40-metros-4-5-20-libras-x-10-unidades-natural-copia>
- [48] Ultimaker, “Denominación química,” no. Datos Técnicos, p. 3, May 2017.



FICA	CIME	PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial			ESCALA 1:5
		CONJUNTO: Prototipo final			
		CÓDIGO: OARPR-T0-00			HOJA A3 1/3
PESO:	1000 g	DISEÑO:	TABANGO F.	25/06/2025	
LARGO:	400 mm	DIBUJÓ:	TABANGO F.	25/06/2025	
ANCHO:	180 mm	REVISÓ:	GÁMEZ B.	10/07/2025	
ALTO:	80 mm	APROBÓ:	GÁMEZ B.	10/07/2025	

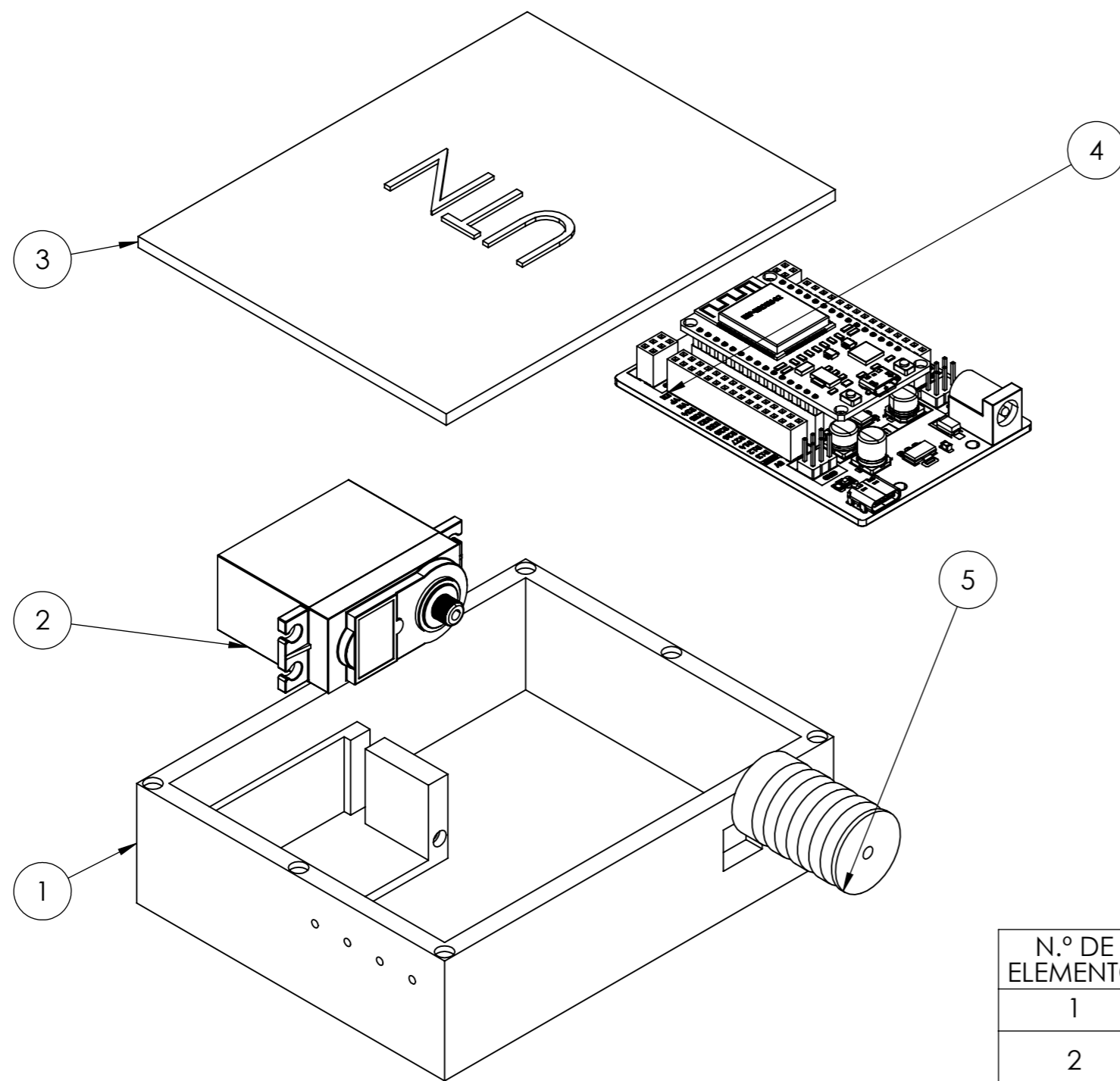


N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	Meñique		1
2	PlacaMeñique		1
3	RemacheDedos		14
4	Manilla		1
5	EnsamblajeCaja		1
6	RemachePulgar		1
7	MovimientoPulgar		1
8	Cilindro		5
9	Piston		5
10	PlacaPulgar		1
11	PiezaMovimiento		10
12	PlacaAnularMedio ndice		3
13	Pulgar		1
14	IndiceAnular		2
15	Medio		1



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial			ESCALA 1:5	
CONJUNTO: Férula				
CÓDIGO: OARPR-T0-01				
PESO:	1000 g	DISEÑO:	TABANGO F. 25/06/2025	HOJA A3 2/3
LARGO:	400 mm	DIBUJÓ:	TABANGO F. 25/06/2025	
ANCHO:	180 mm	REVISÓ:	GÁMEZ B. 10/07/2025	
ALTO:	80 mm	APROBÓ:	GÁMEZ B. 10/07/2025	

FICA CIME



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	Caja		1
2	Servo Futaba S3003 v6.step		1
3	Tapa		1
4	Shield ESP32.step		1
5	CilindroMotor		1



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial				ESCALA 1:5	
CONJUNTO: Caja de control					
CÓDIGO: OARPR-T0-02					
PESO:	500g	DISEÑO:	TABANGO F.	25/06/2025	HOJA A3 3/3
LARGO:	400 mm	DIBUJÓ:	TABANGO F.	25/06/2025	
ANCHO:	180 mm	REVISÓ:	GÁMEZ B.	10/07/2025	
ALTO:	80 mm	APROBÓ:	GÁMEZ B.	10/07/2025	

FICA CIME

4

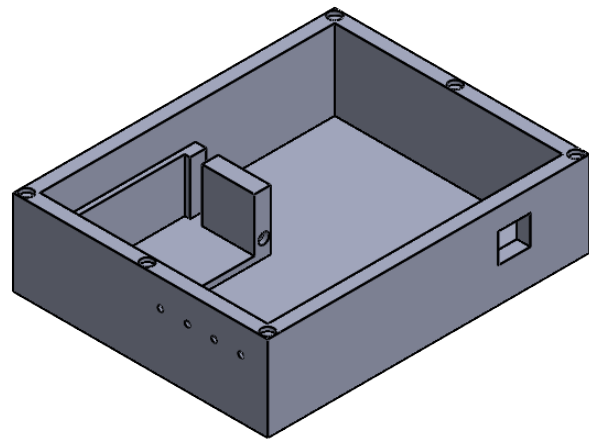
3

2

1

F

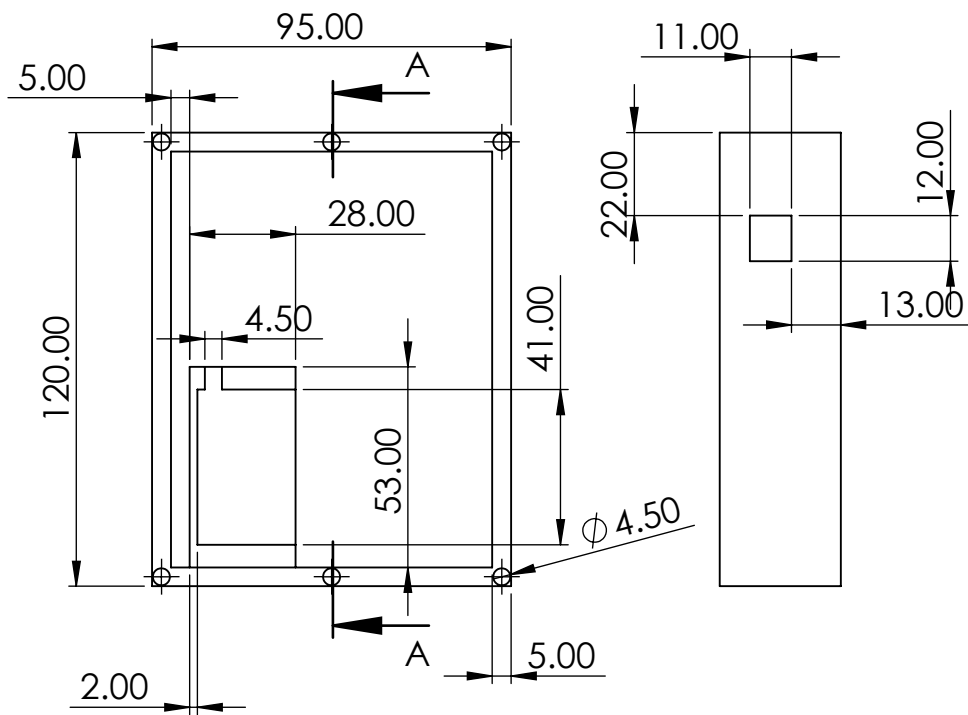
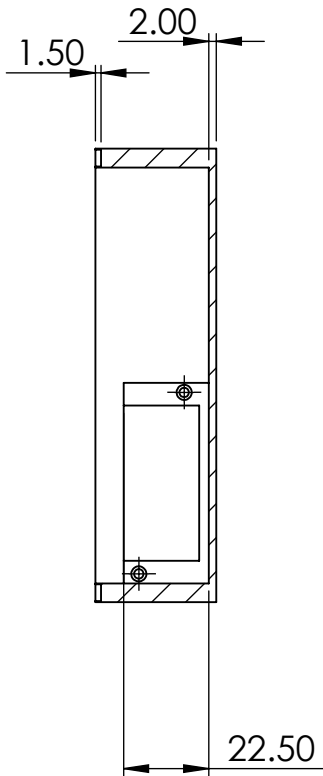
F



E

E

SECCIÓN A-A

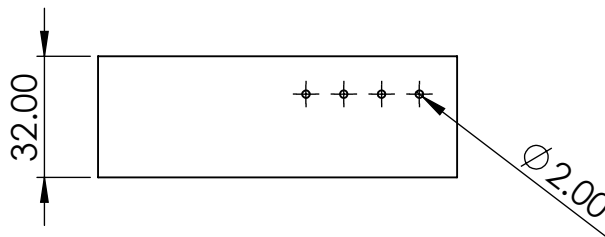


D

D

C

C



B

B

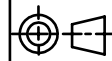
A

A



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial

ESCALA 1:2



PARTE: Caja

CÓDIGO: OARPR -T1-01

TOLERANCIA: ± 0.1

MATERIAL: PLA+

PLA+

DISEÑO: TABANGO.F

TABANGO.F

25/06/2025

HOJA: A4

TRATAMIENTO: NINGUNO

NINGUNO

DIBUJÓ: TABANGO.F

TABANGO.F

25/06/2025

1/17

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

NINGUNO

REVISÓ: GÁMEZ. B

GÁMEZ. B

10/07/2025

FICA

CIME

CANTIDAD: 1

1

APROBÓ: GÁMEZ. B

GÁMEZ. B

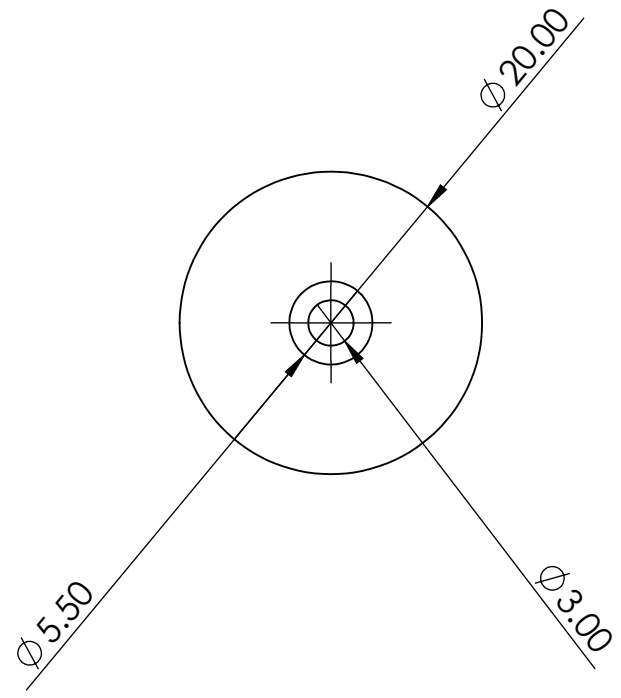
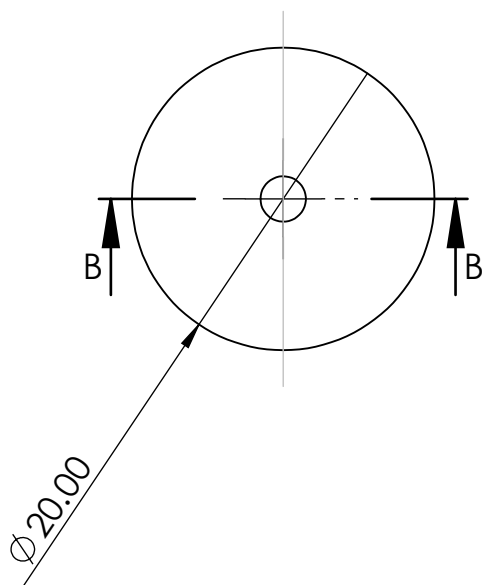
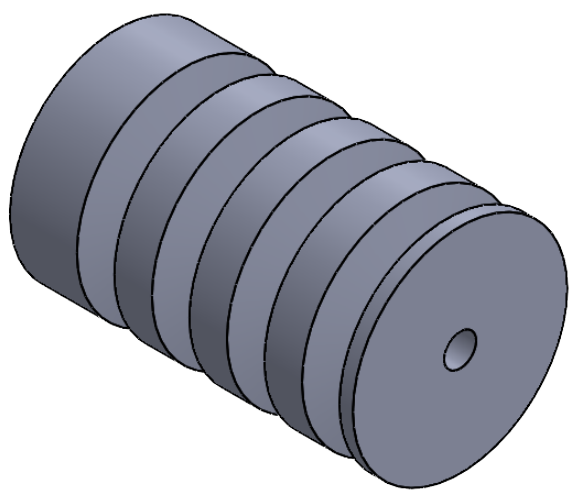
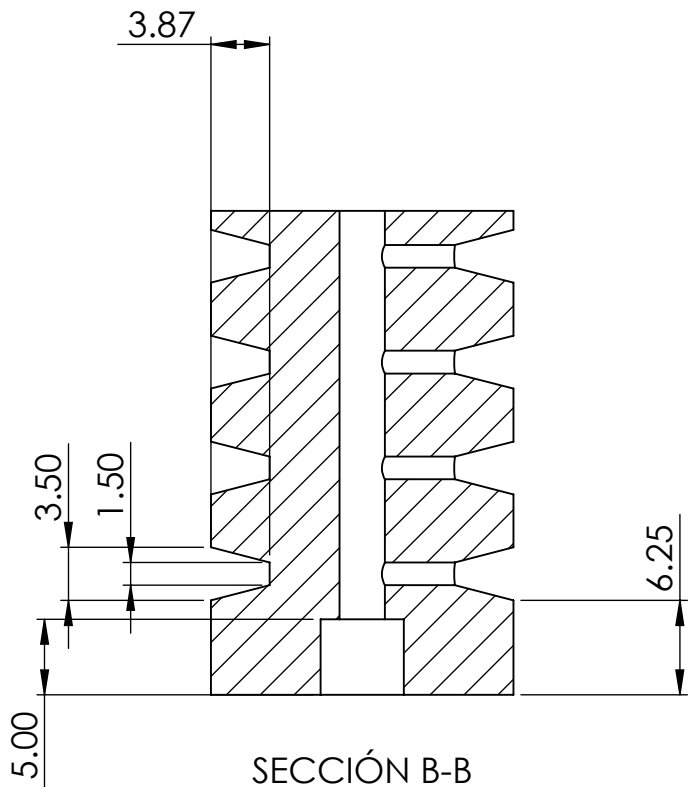
10/07/2025

4

3

2

1



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial				ESCALA 2:1	
PARTE: CilindroMotor				TOLERANCIA: ± 0.1	
CÓDIGO: OARPR -T2-01					
MATERIAL:	PLA+	DISEÑO:	TABANGO.F	25/06/2025	HOJA: A4 2/17
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	TABANGO.F	25/06/2025	
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025	
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025	

FICA

CIME

4

3

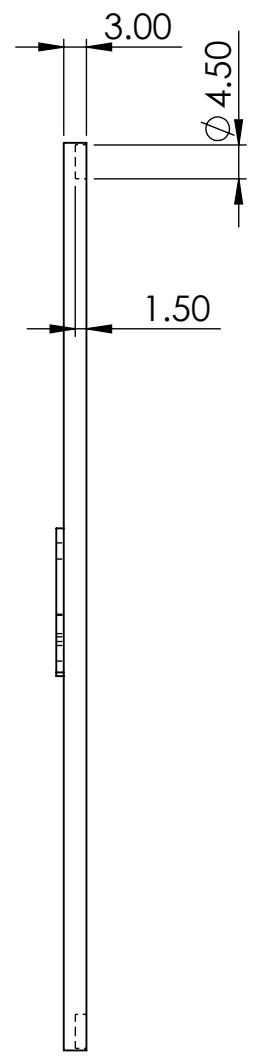
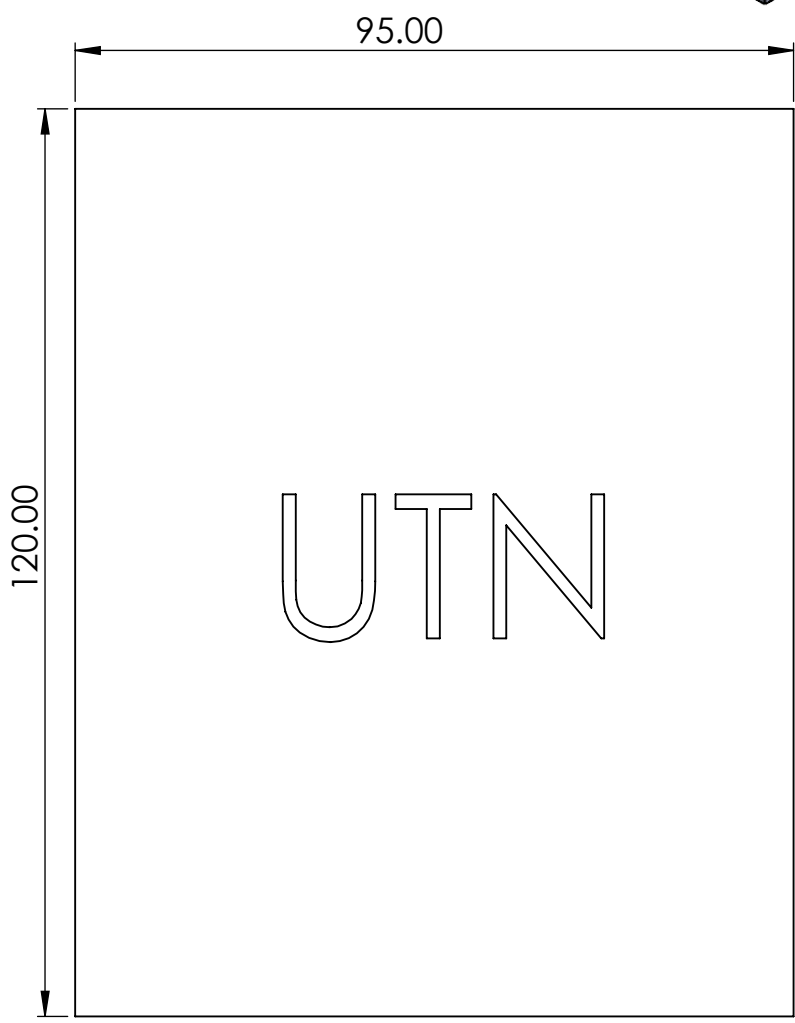
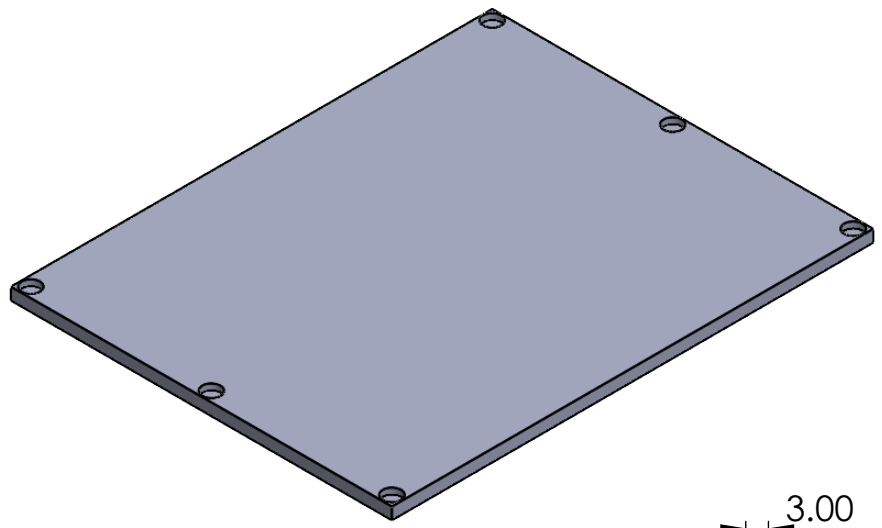
2

1

4 3 2 1

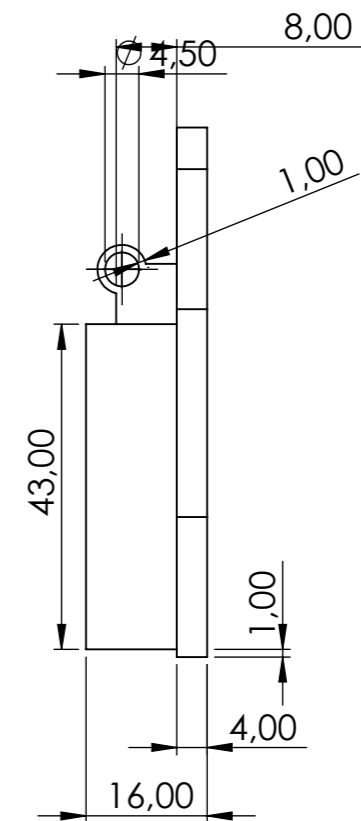
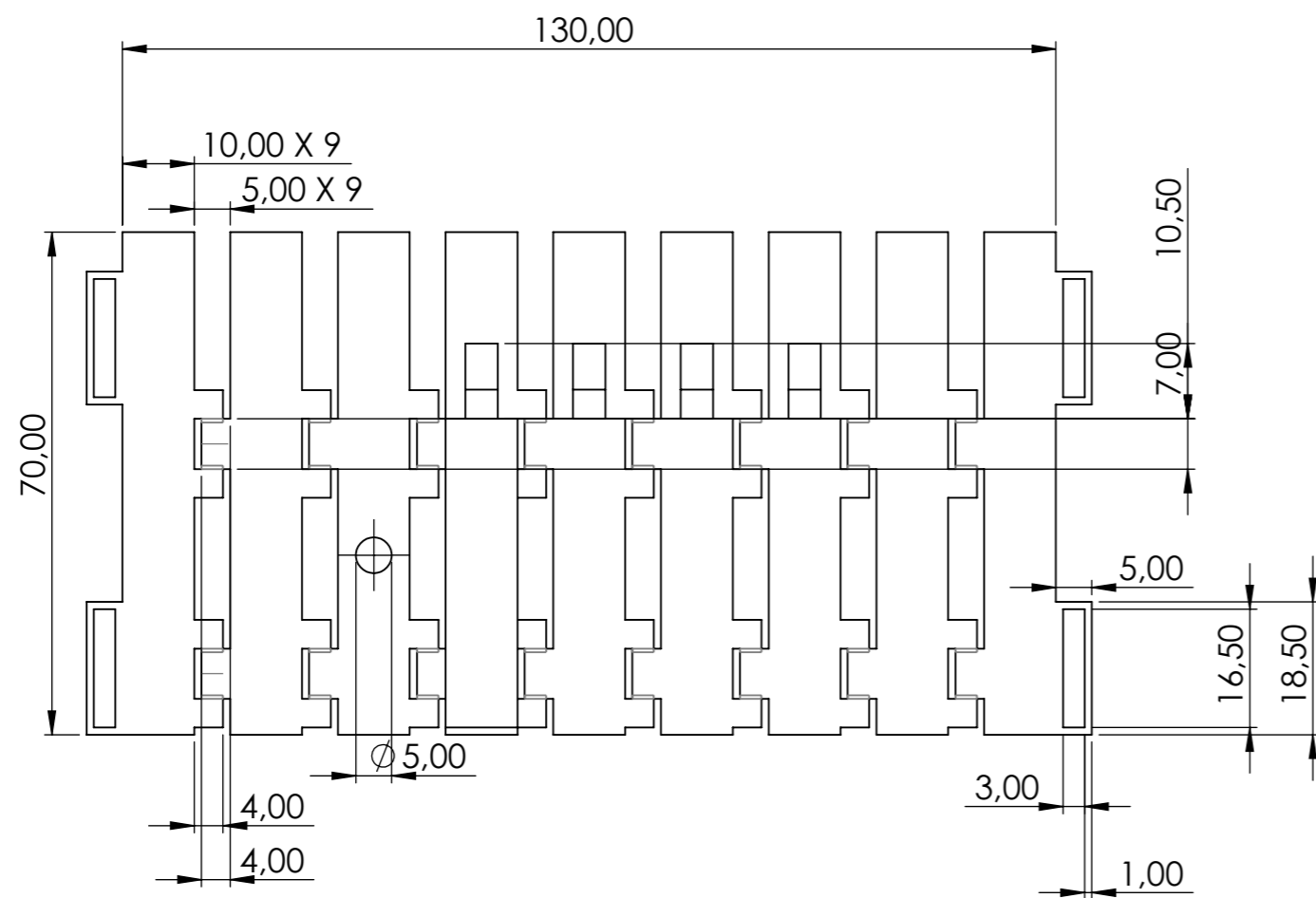
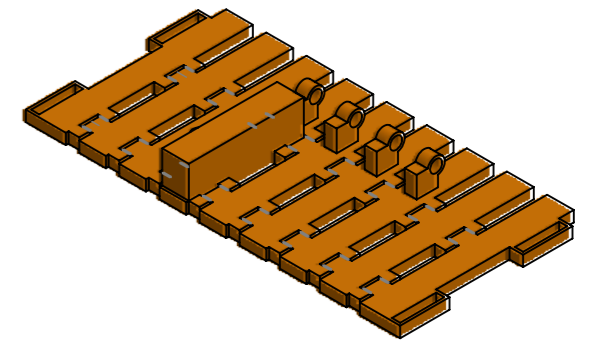
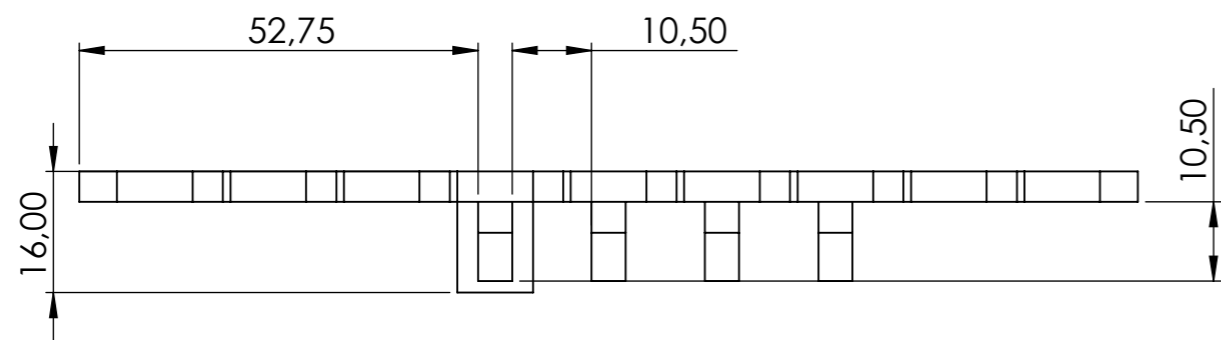
F
E
D
C
B

F
E
D
C
B



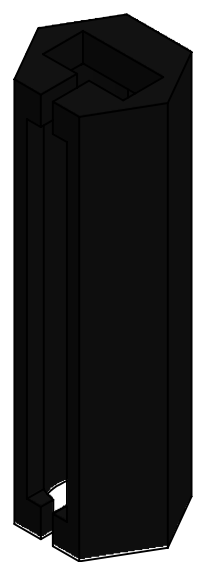
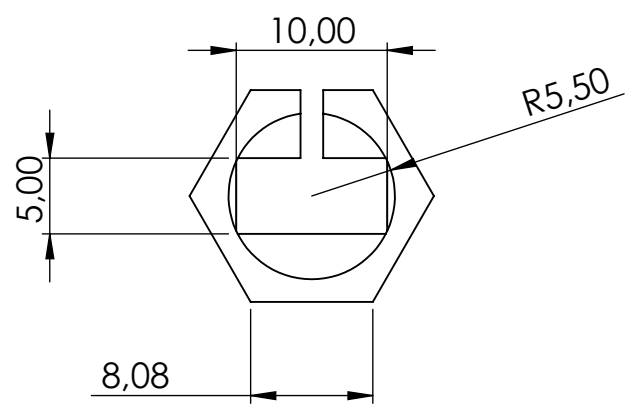
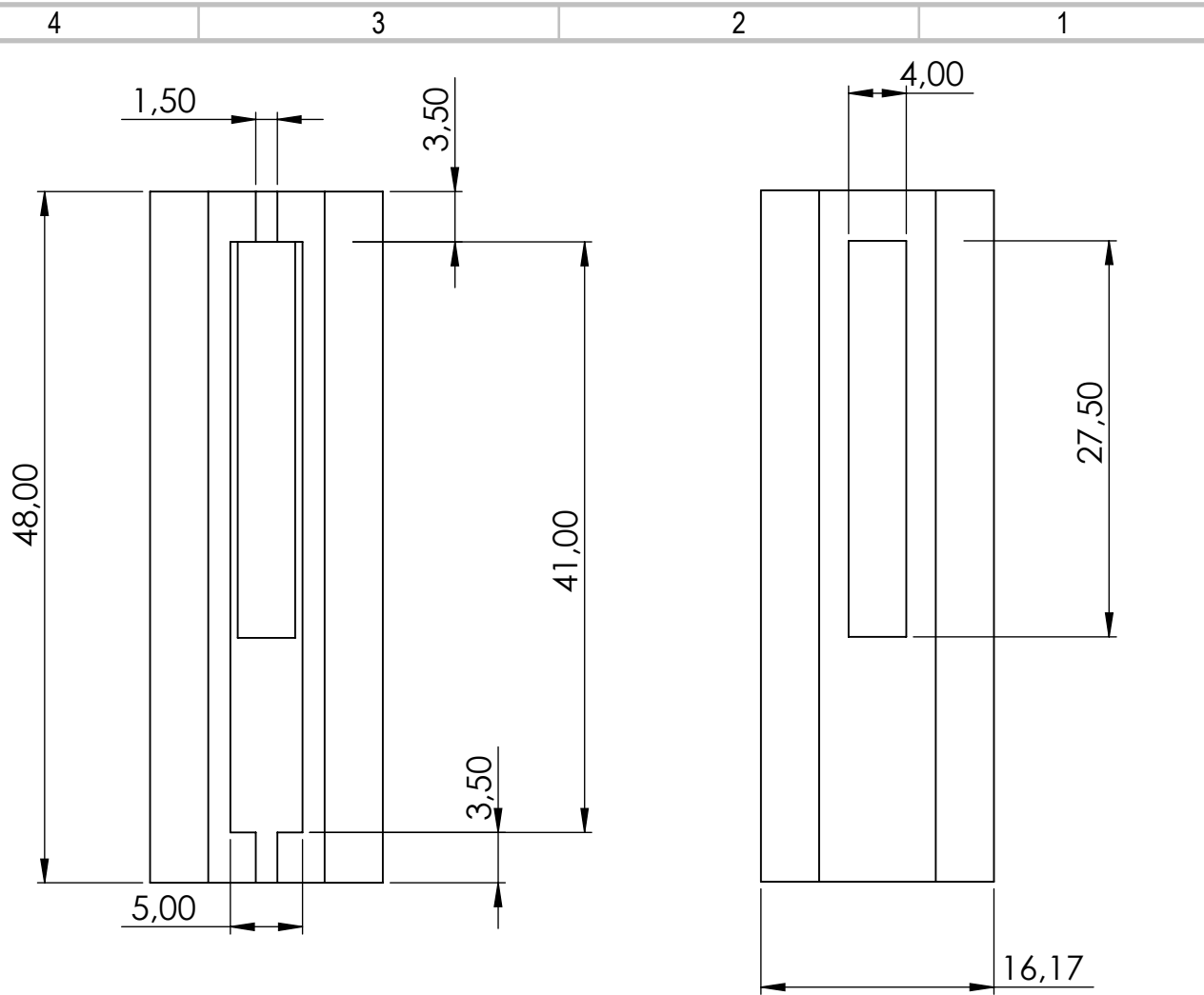
	PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial				ESCALA 1:2 	HOJA: A4 3/17
	PARTE: Tapa					
	CÓDIGO: OARPR -T3-01				TOLERANCIA: ± 0.1	
	MATERIAL:	PLA+	DISEÑO:	TABANGO.F	25/06/2025	
	TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	TABANGO.F	25/06/2025	
	RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025	
FICA	CIME	CANTIDAD:	1	APROBÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025

4 3 2 1



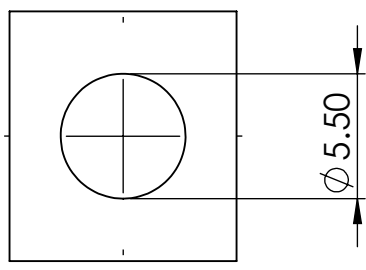
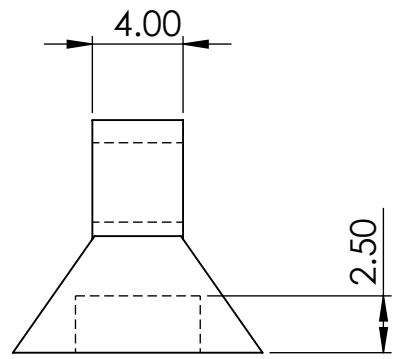
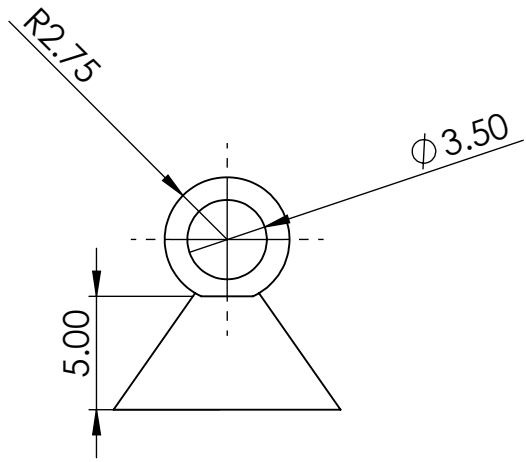
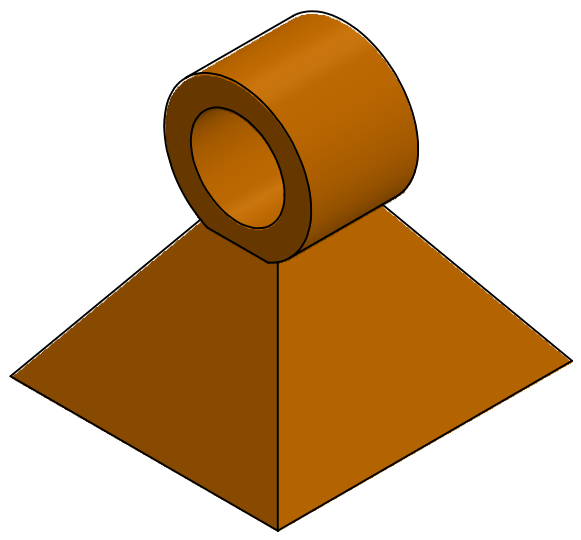
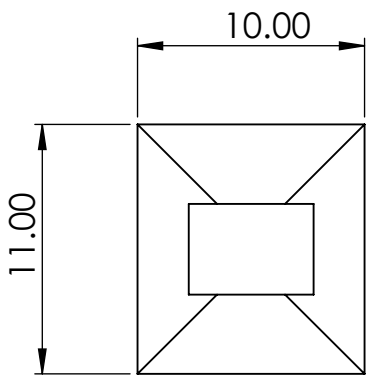
PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial				ESCALA 1:2	
PARTE: Manilla				TOLERANCIA: ± 0.1	
CÓDIGO: OARPR -T4-01					
MATERIAL:	PLA+	DISEÑO:	TABANGO.F	25/06/2025	HOJA:
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	TABANGO.F	25/06/2025	A3
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025	4/17
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025	

FICA CIME



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial				ESCALA 2:1	
PARTE: Cilindro				TOLERANCIA: ± 0.1	
CÓDIGO: OARPR -T5-01					
MATERIAL:	PLA+	DISEÑO:	TABANGO.F	25/06/2025	HOJA: A4 5/17
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	TABANGO.F	25/06/2025	
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025	
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025	

FICA CIME



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial				ESCALA 5:1	
PARTE: MovimientoPulgar				TOLERANCIA: ± 0.1	
CÓDIGO: OARPR -T6-01					
MATERIAL:	PLA+	DISEÑO:	TABANGO.F	25/06/2025	HOJA: A4 6/17
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	TABANGO.F	25/06/2025	
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025	
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025	

FICA

CIME

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

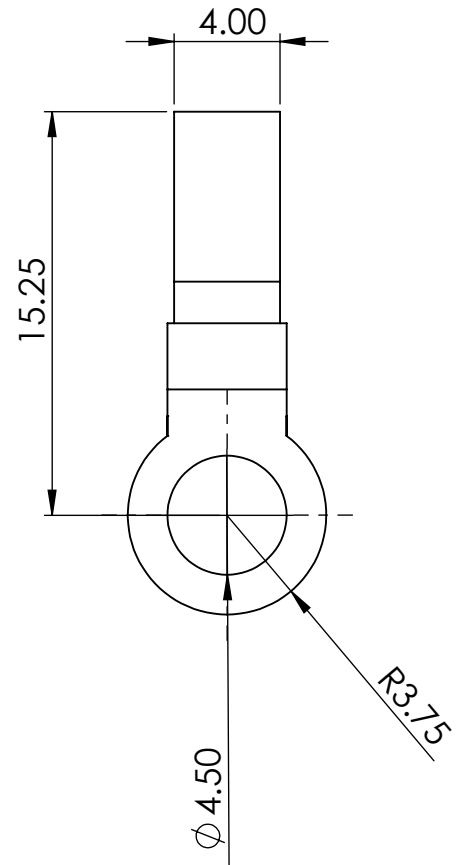
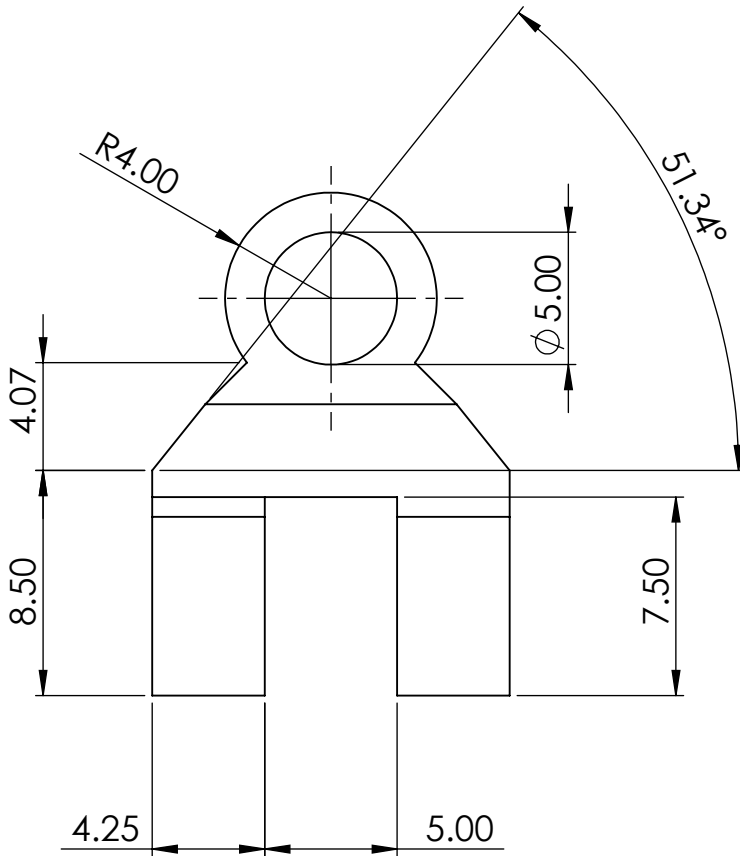
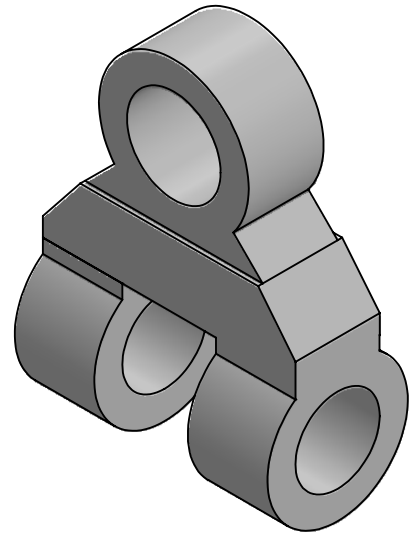
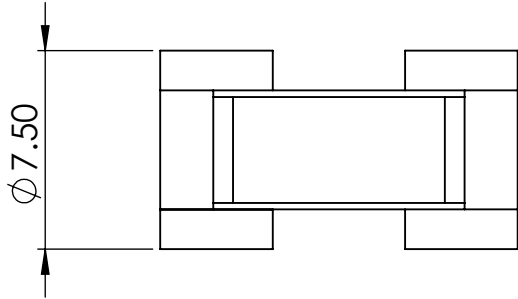
D

C

C

B

B



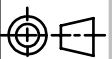
A

A



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial

ESCALA
5:1



PARTE: PiezaMovimiento

CÓDIGO: OARPR -T7-01

TOLERANCIA: ± 0.1

MATERIAL: PLA+

DISEÑO: TABANGO.F

25/06/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: TABANGO.F

25/06/2025

A4

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: GÁMEZ. B

10/07/2025

7/17

CANTIDAD: 1

APROBÓ: GÁMEZ. B

10/07/2025

FICA

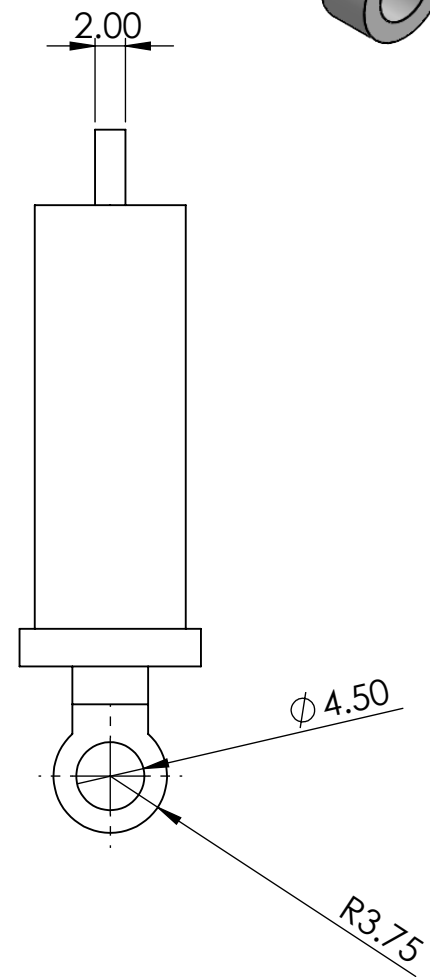
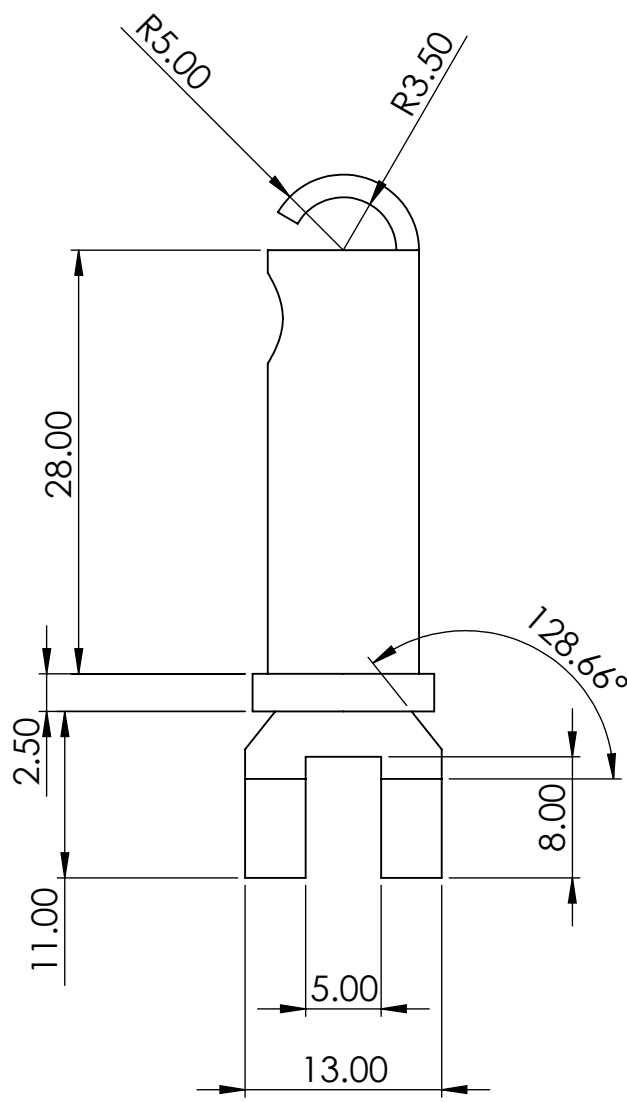
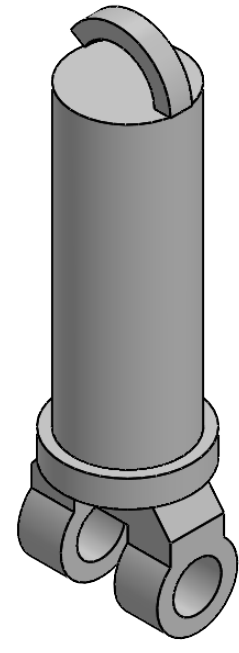
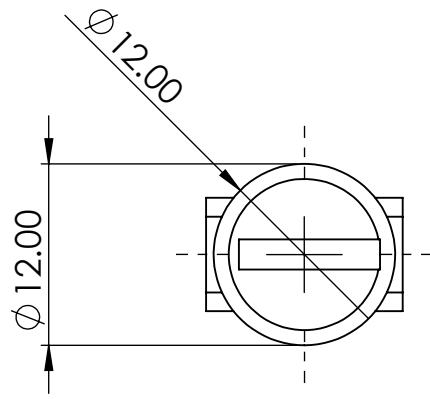
CIME

4

3

2

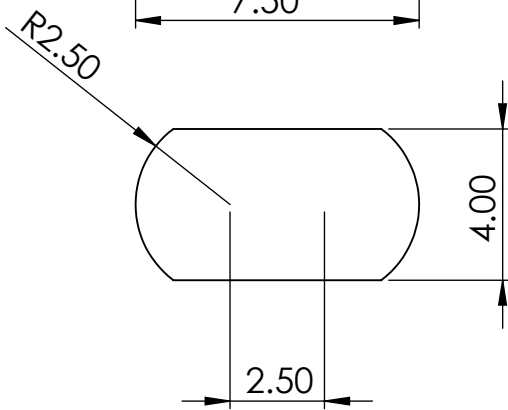
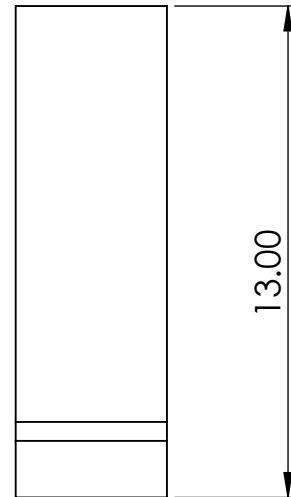
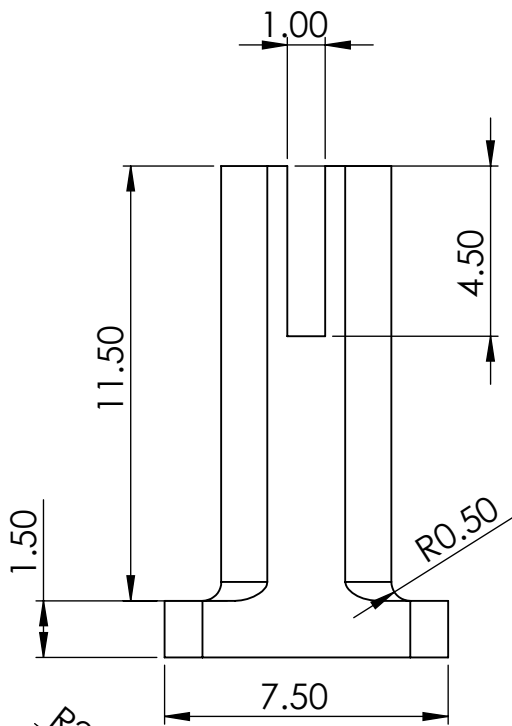
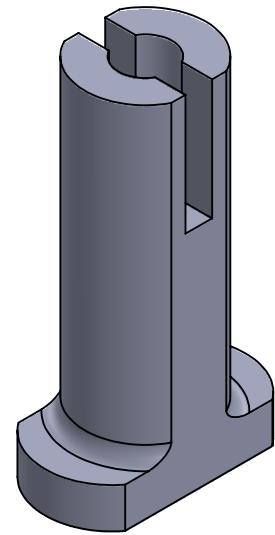
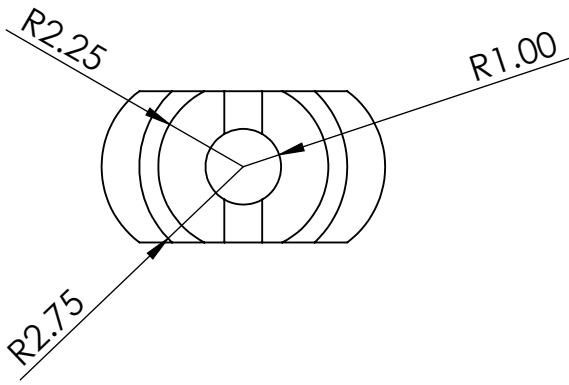
1



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial				ESCALA 2:1	
PARTE: Piston					
CÓDIGO: OARPR -T8-01				TOLERANCIA: ± 0.1	
MATERIAL:	PLA+	DISEÑO:	TABANGO.F	25/06/2025	HOJA: A4 8/17
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	TABANGO.F	25/06/2025	
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025	
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025	

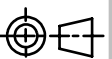
FICA

CIME



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial

ESCALA
5:1



PARTE: RemacheDedos

CÓDIGO: OARPR -T9-01

TOLERANCIA: ± 0.1

MATERIAL: PLA+

DISEÑO: TABANGO.F

25/06/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: TABANGO.F

25/06/2025

A4

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: GÁMEZ. B

10/07/2025

8/17

CANTIDAD: 1

APROBÓ: GÁMEZ. B

10/07/2025

FICA

CIME

4

3

2

1

F

F

E

E

D

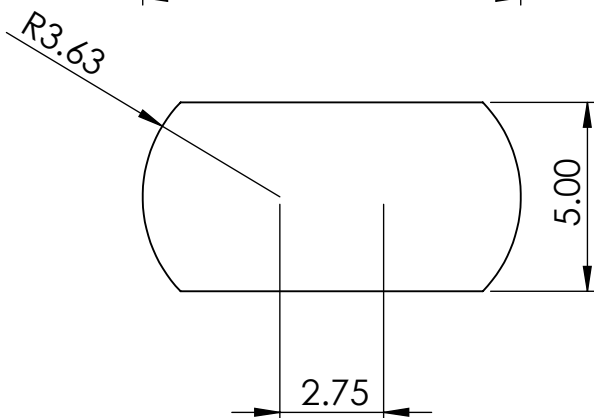
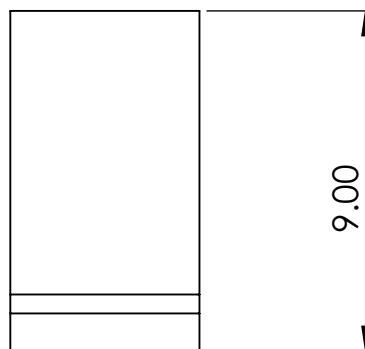
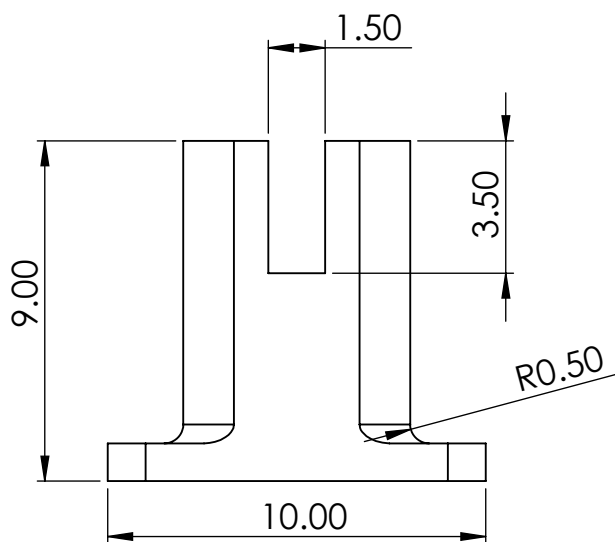
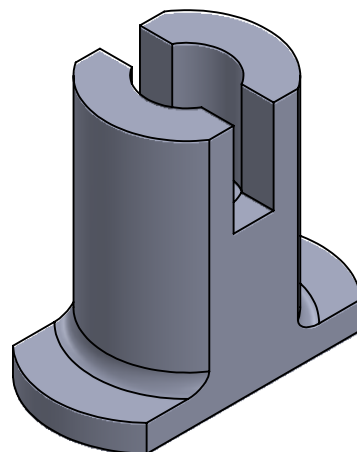
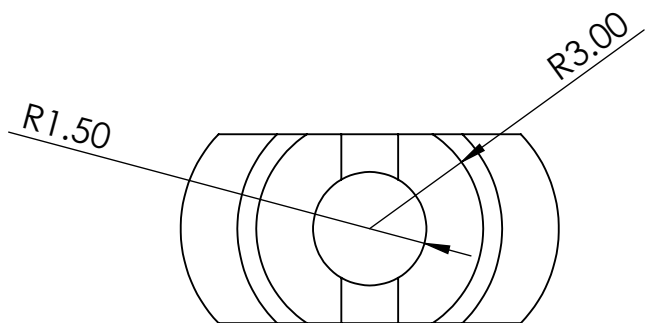
D

C

C

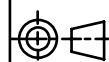
B

B



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial

ESCALA 5:1



PARTE: RemachePulgar

CÓDIGO: OARPR -T10-01

TOLERANCIA: ± 0.1

MATERIAL: PLA+

PLA+

DISEÑO: TABANGO.F

TABANGO.F

25/06/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

NINGUNO

DIBUJÓ: TABANGO.F

TABANGO.F

25/06/2025

A4

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

NINGUNO

REVISÓ: GÁMEZ. B

GÁMEZ. B

10/07/2025

10/17

CANTIDAD: 1

1

APROBÓ: GÁMEZ. B

GÁMEZ. B

10/07/2025

FICA

CIME

4

3

2

1

A

A

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

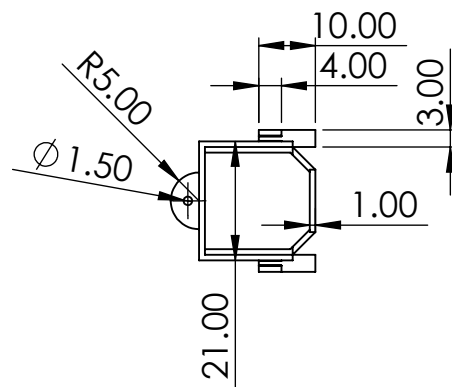
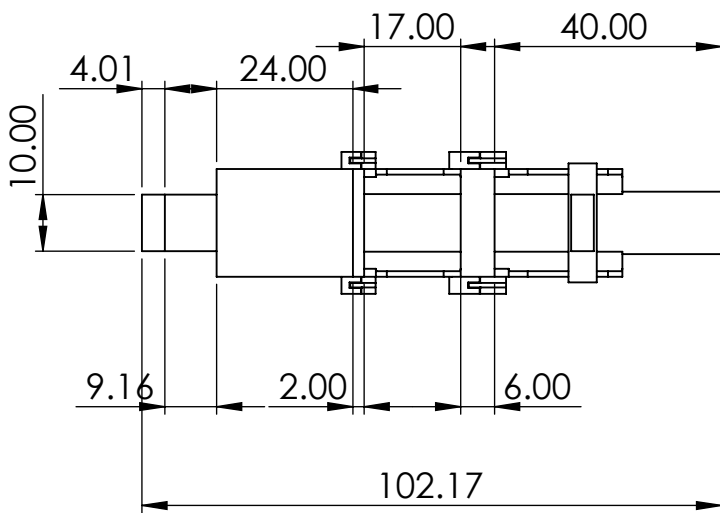
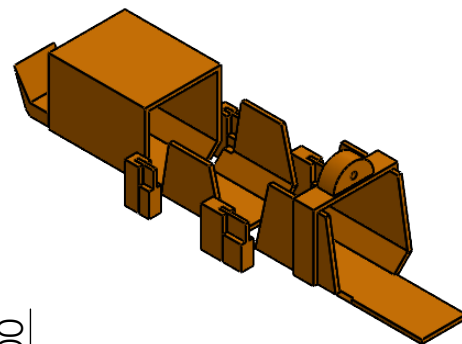
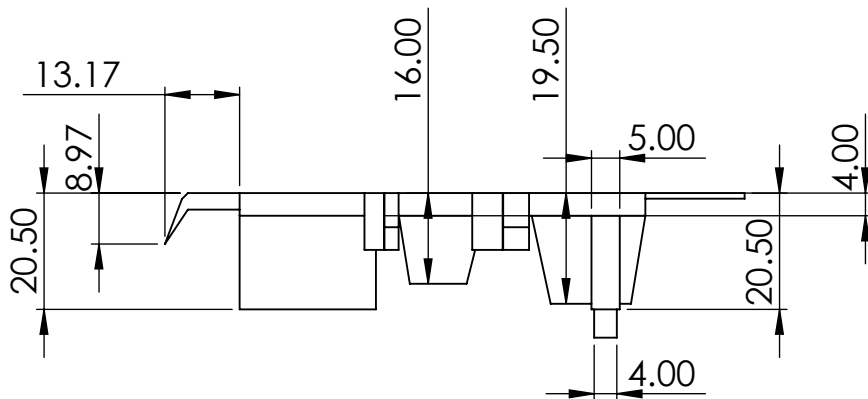
C

B

B

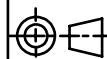
A

A



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial

ESCALA
1:2



PARTE: Meñique

CÓDIGO: OARPR -T11-01

TOLERANCIA: ± 0.1

MATERIAL: PLA+

DISEÑO: TABANGO.F

25/06/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: TABANGO.F

25/06/2025

A4

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: GÁMEZ. B

10/07/2025

11/17

CANTIDAD: 1

APROBÓ: GÁMEZ. B

10/07/2025

FICA

CIME

4

3

2

1

8

7

6

5

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

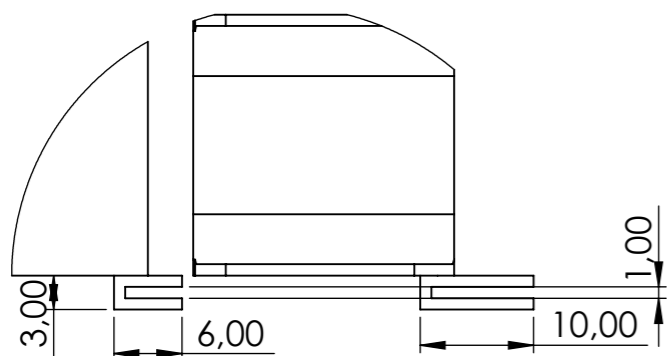
C

B

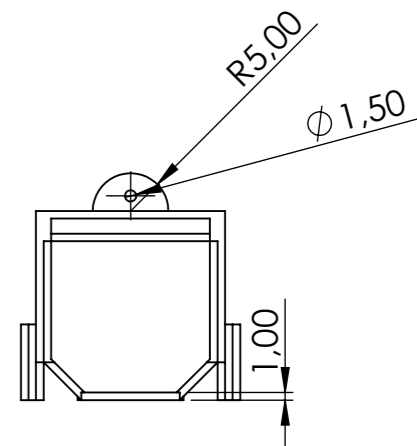
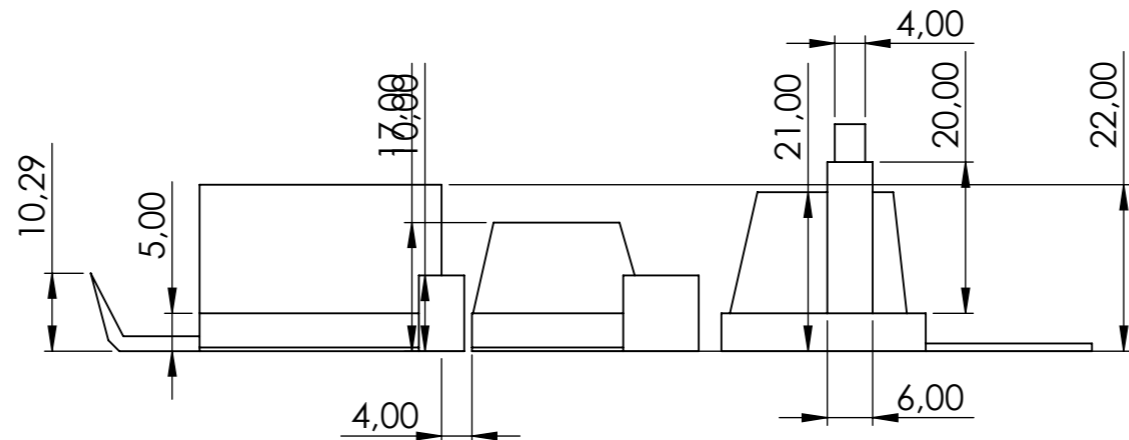
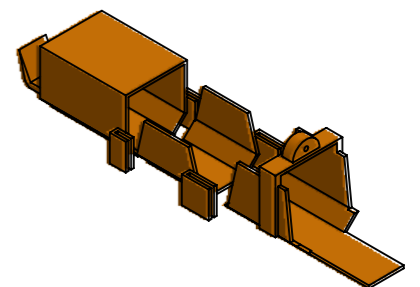
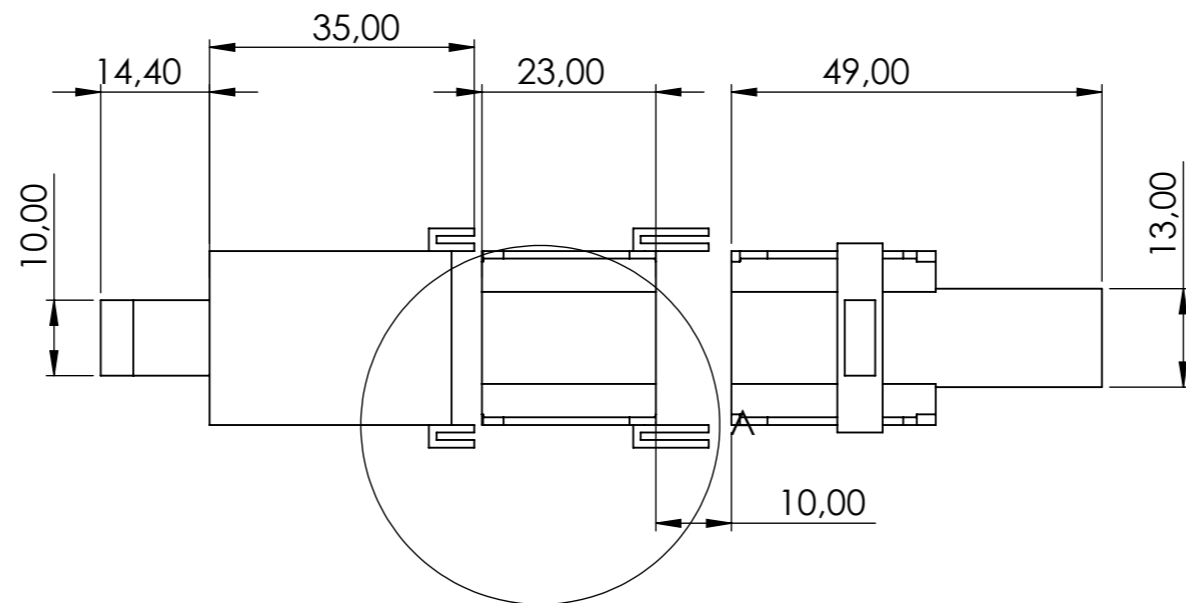
B

A

A



DETALLE A
ESCALA 3 : 2



FICA CIME

PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial				ESCALA 1:2	
PARTE: Índice Anular				TOLERANCIA: ± 0.1	
CÓDIGO: OARPR -T12-01					
MATERIAL:	PLA+	DISEÑO:	TABANGO.F	25/06/2025	HOJA:
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	TABANGO.F	25/06/2025	A3
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025	12/17
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	GÁMEZ. B	10/07/2025	

8

7

6

5

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

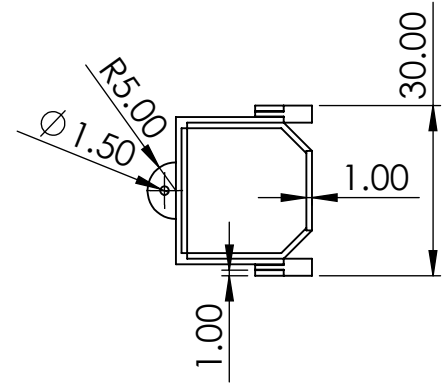
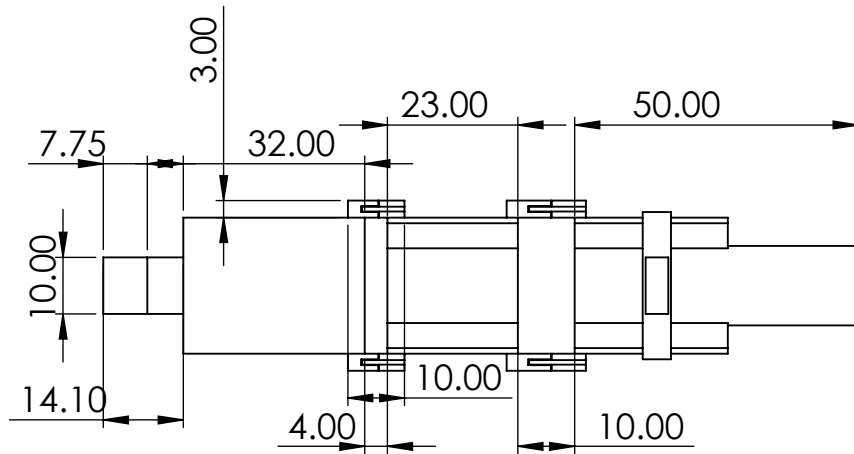
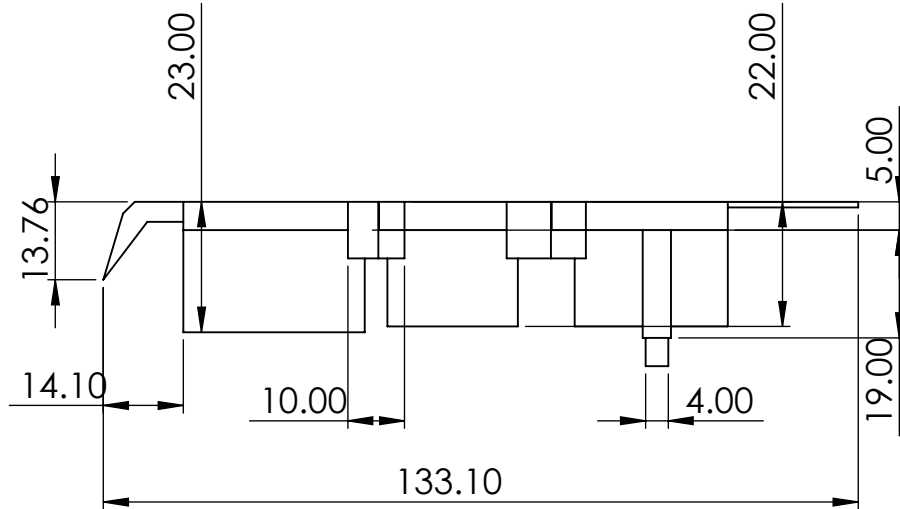
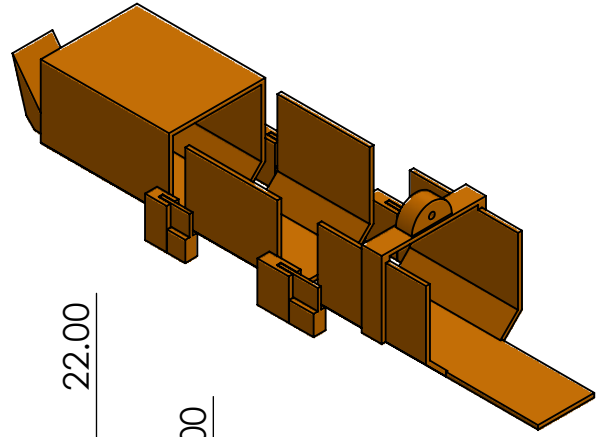
C

B

B

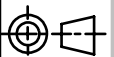
A

A



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial

ESCALA
1:2



PARTE: Medio

CÓDIGO: OARPR -T13-01

TOLERANCIA: ± 0.1

MATERIAL: PLA+

DISEÑO: TABANGO.F

25/06/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: TABANGO.F

25/06/2025

A4

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: GÁMEZ. B

10/07/2025

13/17

CANTIDAD: 1

APROBÓ: GÁMEZ. B

10/07/2025

FICA

CIME

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

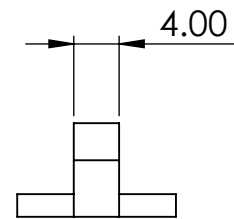
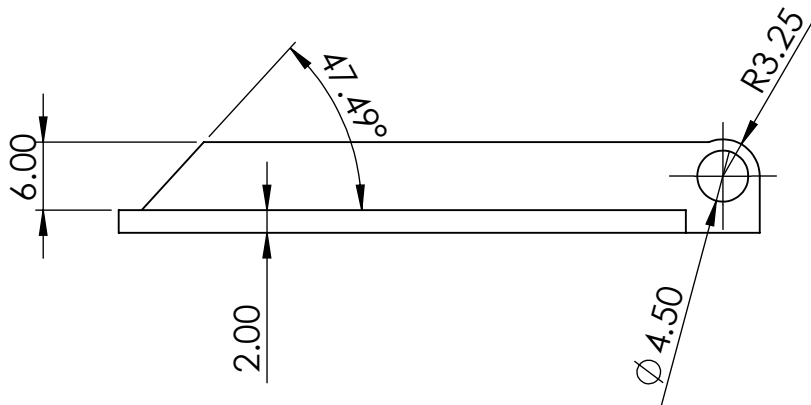
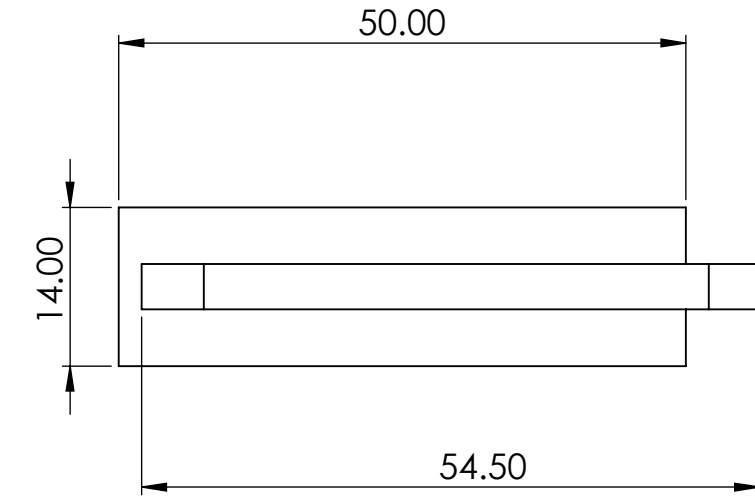
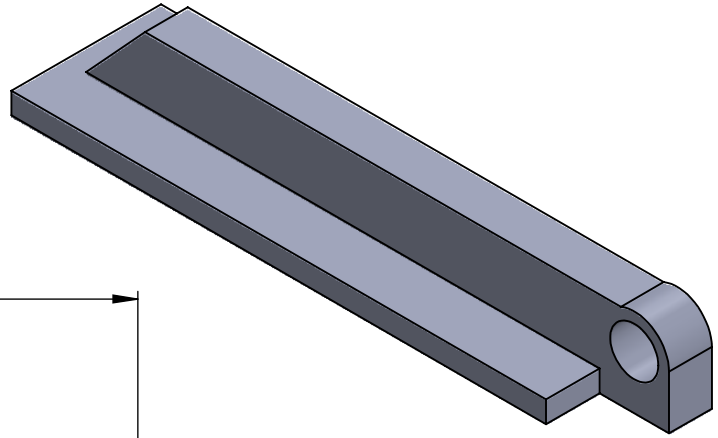
C

B

B

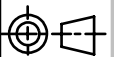
A

A



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial

ESCALA
1:1



PARTE: Placa Anular Medio Índice

CÓDIGO: OARPR - T14-01

TOLERANCIA: ± 0.1

MATERIAL:

PLA+

DISEÑO:

TABANGO.F

25/06/2025

HOJA:

TRATAMIENTO:

NINGUNO

DIBUJÓ:

TABANGO.F

25/06/2025

A4

RECUBRIMIENTO:

NINGUNO

REVISÓ:

GÁMEZ. B

10/07/2025

14/17

CANTIDAD:

1

APROBÓ:

GÁMEZ. B

10/07/2025

FICA

CIME

4

3

2

1

4

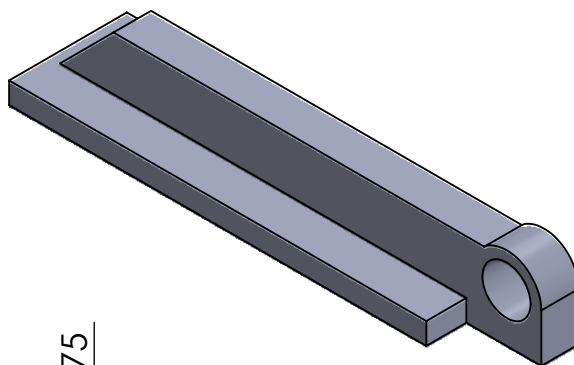
3

2

1

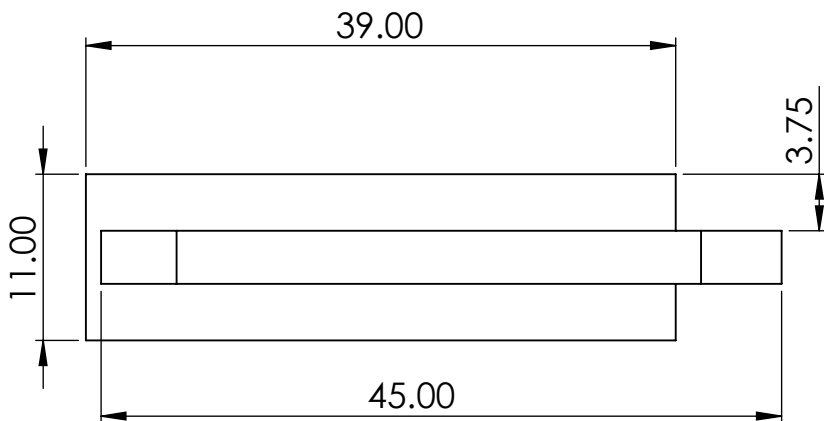
F

F



E

E

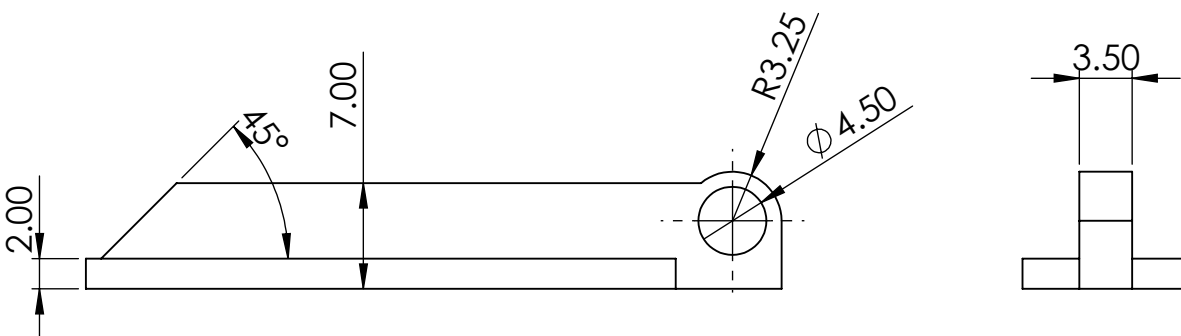


D

D

C

C



B

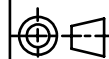
B

A

A



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial

ESCALA
2:1

PARTE: PlacaMeñique

CÓDIGO: OARPR -T15-01

TOLERANCIA: ± 0.1

MATERIAL:

PLA+

DISEÑÓ:

TABANGO.F

25/06/2025

HOJA:

TRATAMIENTO:

NINGUNO

DIBUJÓ:

TABANGO.F

25/06/2025

A4

RECUBRIMIENTO:

NINGUNO

REVISÓ:

GÁMEZ. B

10/07/2025

15/17

CANTIDAD:

1

APROBÓ:

GÁMEZ. B

10/07/2025

FICA

CIME

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

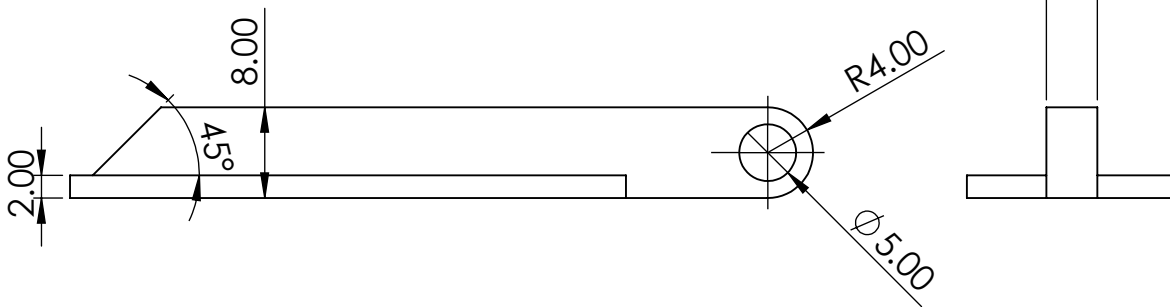
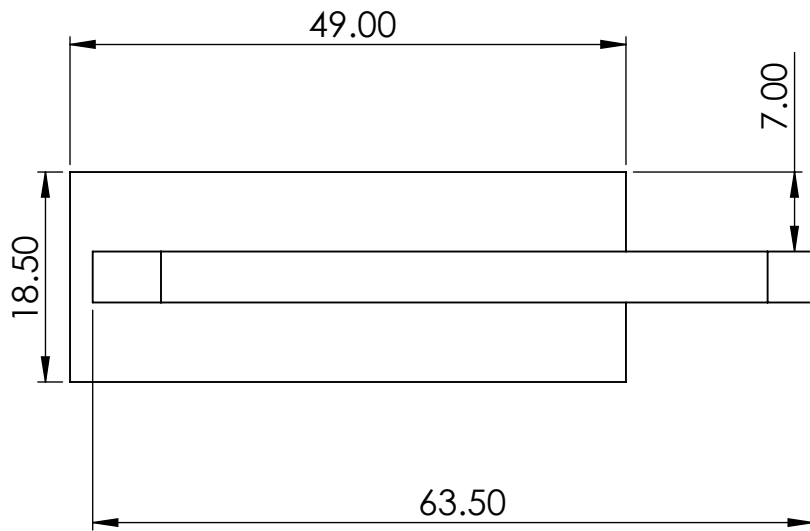
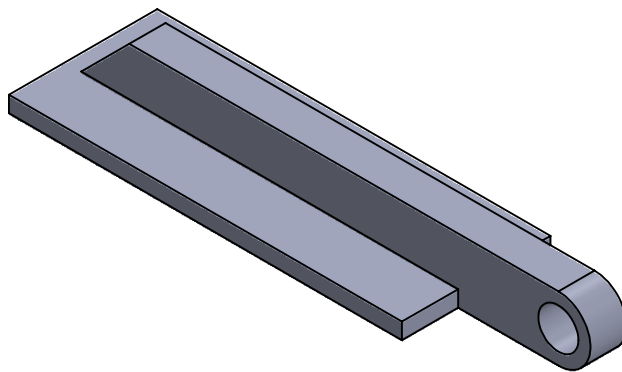
C

B

B

A

A



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial

ESCALA
1:1



PARTE: Placa Pulgar

CÓDIGO: OARPR -T16-01

TOLERANCIA: ± 0.1

MATERIAL: PLA+

DISEÑO: TABANGO.F

25/06/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: TABANGO.F

25/06/2025

A4

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: GÁMEZ. B

10/07/2025

16/17

CANTIDAD: 1

APROBÓ: GÁMEZ. B

10/07/2025

FICA

CIME

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

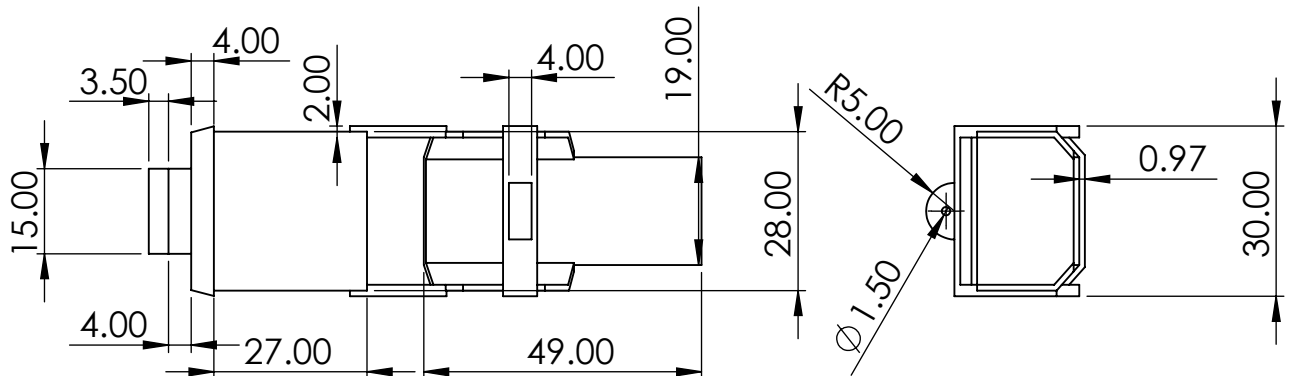
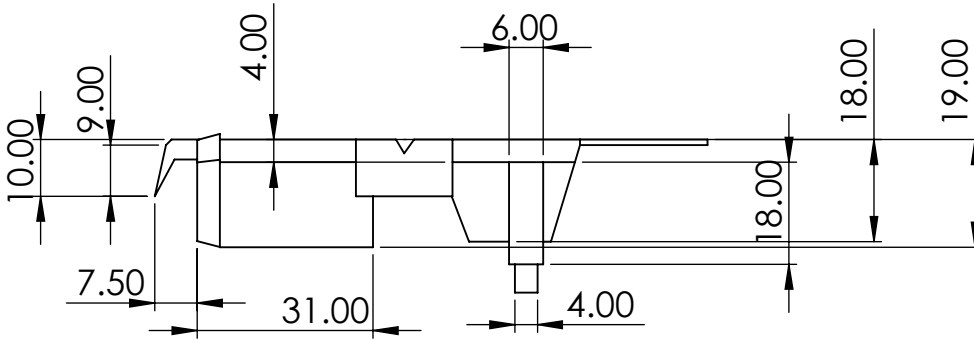
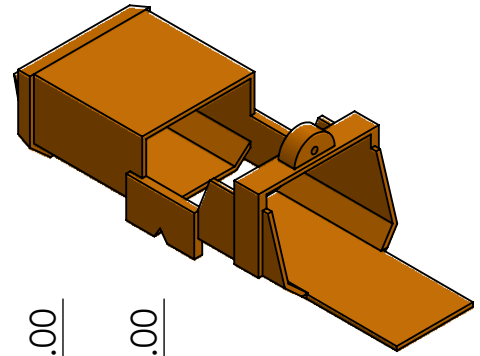
C

B

B

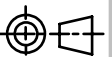
A

A



PROYECTO: Órtesis activa para rehabilitación de parálisis radial

ESCALA
1:2



PARTE: Pulgar

CÓDIGO: OARPR -T17-01

TOLERANCIA: ± 0.1

MATERIAL:

PLA+

DISEÑO:

TABANGO.F

25/06/2025

HOJA:

TRATAMIENTO:

NINGUNO

DIBUJÓ:

TABANGO.F

25/06/2025

A4

RECUBRIMIENTO:

NINGUNO

REVISÓ:

GÁMEZ. B

10/07/2025

17/17

CANTIDAD:

1

APROBÓ:

GÁMEZ. B

10/07/2025

FICA

CIME

4

3

2

1