



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Diseño de prototipo de órtesis
robótica para rehabilitación de
paciente con Tenosinovitis
Estenosante**

TESIS

Que para obtener el título de

Ingeniero Mecánico

P R E S E N T A

Enrique Gama Reyes

DIRECTOR DE TESIS

M.I. Serafín Castañeda Cedeño



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2024

GRACIAS...

A mi papá Gilberto, por ser el primer ingeniero que conocí y mi mayor fuente de inspiración. Tu dedicación, conocimiento y pasión por la ingeniería me han guiado y motivado en cada paso de este camino. Gracias por tus sabios consejos y por apoyar cada uno de mis proyectos y decisiones de vida. Junto a mi mamá, me has permitido convertirme en la maravillosa persona e ingeniero que soy hoy. Tu ejemplo de trabajo duro, ética y amor me ha enseñado a enfrentar los desafíos con confianza y a seguir siempre adelante. Me has enseñado más que solo ingeniería, me has enseñado a ser la mejor versión de mí mismo.

A mi mamá Patricia, gracias por aceptar ser mi "conejiillo de indias" y confiar en mí para ayudarte con tu rehabilitación. Gracias por jamás rendirte conmigo y por esos momentos de corrección que me llevaron a convertirme en el ingeniero que soy hoy, ya que tú fuiste quien despertó mi pasión por el conocimiento. Agradezco a Dios por darme la mejor mamá del mundo, que, junto a mi papá y con sus valores y enseñanzas, me convirtió en quien soy. Gracias por despertarme cada día durante 24 años, por todo el amor incondicional y el apoyo constante; por cada palabra de aliento y por siempre estar a mi lado. Gracias por ser mi fan número uno y celebrar cada uno de mis logros, así como por tu guía y sabiduría.

A Yoli, mi querida hermanita; gracias por jamás perder tu fe en mí y por compartir cada momento de tu vida conmigo. Gracias por ser la mejor amiga y confidente que jamás pueda tener y por ser la fuente más constante de motivación y alegría en mi vida. Gracias por tus palabras de ánimo y por hacerme saber que jamás estaré solo.

A mis amigos, cuyo apoyo incondicional y amistad sincera han sido una fuente constante de motivación y alegría durante todos los años de estudio. Gracias por los innumerables momentos compartidos, las risas y el apoyo incondicional. Gracias por siempre creer en mí y celebrar mis logros como si fueran propios. Gracias por enseñarme que hay otra familia que puedes elegir y que siempre estará allí cuando los necesites.

Al profesor Serafín Castañeda Cedeño, por su apoyo y guía a lo largo de este proyecto. Desde el primer momento, me brindó su confianza y compartió generosamente su conocimiento y tiempo. Su asesoría ha sido invaluable en esta última etapa de mi carrera.

Al Dr. Efrén García Huerta, por brindarme sus conocimientos profesionales, así como su invaluable ayuda y consejos en la realización de este proyecto.

A mis sinodales, por su valioso tiempo y dedicación en la evaluación de este trabajo. Sus observaciones y recomendaciones han sido fundamentales para mejorar y enriquecer esta tesis.

Al Dr. Lázaro Morales Acosta, por su apoyo en el proceso de impresión 3D de los componentes del prototipo y por proporcionar los materiales necesarios. También, por brindarme la oportunidad de participar en el proyecto *“Desarrollo de modelos 3D por medio de fabricación por capas como herramientas de apoyo en las actividades de planeación prequirúrgicas para piezas óseas o de grandes dimensiones”* con número de proyecto IT102724

Contenido

Resumen	1
Abstract	2
1.0. Introducción	3
2.0. Objetivo	6
2.1. Objetivos Secundarios	6
3.0. Estado del Arte	7
3.1. Marco Clínico	7
3.2. Marco Teórico	11
4.0. Requerimientos y especificaciones de diseño	15
4.1. Requerimientos	15
4.2. Especificaciones	17
5.0. Diseño Conceptual	19
5.1. Generación del concepto	19
5.2. Identificación de funciones	19
5.3. Descripción de funciones	23
5.4. Propuestas de selección	29
5.5. Matriz de selección de conceptos	33
5.6. Selección del concepto	34
6.0. Diseño de detalle	36
6.1. Análisis cinemático y dinámico del movimiento del dedo pulgar	36
6.2. Selección del actuador	42
6.3. Selección del material	46
6.4. Diseño de Software	56
6.4.1. Programación del microcontrolador	57

6.4.2. Diseño de interfaz web.....	58
7.0. Construcción de prototipo	60
8.0. Pruebas y Resultados	69
8.1. Pruebas	69
8.2. Resultados.....	71
8.3. Recomendaciones	75
9.0. Conclusiones.....	79
10.0. Referencias	81
11.0. Anexos	86
11.1 Resultados del cuestionario para recolectar datos para el usuario (paciente) ..	86
11.2. Resultados del cuestionario para recolectar datos para el experto.....	91
11.3. Matriz QFD	94
11.4. Cuestionario de Satisfacción del Usuario con Respuestas	95
11.5. Programa para la página web y el movimiento de la órtesis	98
11.6. Diagrama eléctrico de las conexiones de la órtesis y Planos de las piezas y partes mecánicas de la órtesis.....	104

Resumen

En las últimas décadas, las tecnologías asistivas enfocadas en la salud han mejorado la calidad de vida de personas con discapacidades físicas o problemas de movilidad significativamente. Dentro de estas tecnologías se encuentran las órtesis, que son dispositivos ortopédicos diseñados para proporcionar soporte o ayudar a la corrección o mejora de la función de un miembro. En esta tesis se presenta el diseño y desarrollo de un prototipo de órtesis robótica orientado a la rehabilitación de un paciente con Tenosinovitis Estenosante. El proyecto se enfocó en crear una solución personalizada para una paciente femenina de 52 años a través de la integración de mecánica, electrónica, programación y diseño asistido por computadora (CAD, por sus siglas en inglés).

Las pruebas iniciales mostraron resultados positivos en la mejora de movilidad de la paciente, aunque también se identificaron áreas de mejora en aspectos como la comodidad y transmisión del movimiento. Aunque este estudio se limitó a un único paciente, el éxito del prototipo demuestra el potencial de futuras innovaciones en el campo de rehabilitación robótica. Con un próximo desarrollo, así como un incremento en el presupuesto y un desarrollo de pruebas adicionales, se podrá tener un impacto importante en el tratamiento de esta y otras afecciones.

Abstract

In recent decades, assistive technologies focused on health have significantly improved the quality of life for individuals with physical disabilities or mobility issues. Among these technologies are orthoses. Orthoses are orthopedic devices designed to support or help in the correction or improvement of the function of a limb or a segment. This thesis presents the design and development of a prototype of a robotic orthosis aimed at assisting the rehabilitation of a patient with stenosing tenosynovitis. This project was focused on creating a personal solution for a 52-year-old female patient through the integration of mechanics, electronics, programming and computer-aided design (CAD).

Initial tests showed positive results in improving the patient mobility, although areas such as user comfort and motion transmission require further refinement. While the reach of this research was limited to a single patient, the success of this prototype highlights the potential for future innovations in robotics rehabilitation. With a forthcoming development, as well as an improvement in the budget and the development of additional tests, we can have a major impact on the treatment of this and other conditions.

1.0. Introducción

En las últimas décadas, se ha desarrollado un aumento respecto a la calidad de vida con el desarrollo enfocado en tecnologías asistivas para la salud, principalmente dirigidas hacia usuarios con discapacidades físicas o problemas de movilidad. Estas tecnologías engloban una amplia gama de dispositivos que tienen como propósito apoyar la independencia de los usuarios y facilitar su rehabilitación. (Pons, 2010)

Dentro de los dispositivos de rehabilitación, se encuentran las órtesis, que son dispositivos ortopédicos que se colocan sobre o alrededor de un miembro o de un segmento de un miembro; ésta tiene como propósito proporcionar soporte, corregirlo o ayudar a su función. A diferencia de las prótesis, que su propósito principal es sustituir una parte del cuerpo, las órtesis actúan como soporte externo para mejorar la funcionalidad de una extremidad existente. Las órtesis son utilizadas comúnmente en el ámbito de la rehabilitación física para ayudar a las personas a recuperar o mantener la movilidad, especialmente en casos de debilidad muscular, parálisis, deformidades o afecciones (Durafourg, 2020).

El impacto de las tecnologías asistivas en la rehabilitación es de alta relevancia, no solo en el ámbito clínico, sino también en la vida cotidiana de los pacientes. Estudios recientes han demostrado que el uso de órtesis robóticas en la rehabilitación mejora notablemente la recuperación motora y reduce el tiempo de tratamiento, brindando una terapia más precisa y personalizada (Banyai & Brisan, 2024). Estos dispositivos, cuentan con sensores y sistemas de retroalimentación en tiempo real, lo que les permite monitorear el progreso del paciente y ajustar los ejercicios de rehabilitación según sus necesidades específicas.

La rehabilitación robótica combina la ingeniería mecánica con la medicina para mejorar la calidad de vida de los pacientes; dicha rehabilitación ha demostrado ser una importante herramienta para la recuperación del control motor en pacientes con lesiones neurológicas y musculoesqueléticas. Los dispositivos empleados en la rehabilitación robótica ofrecen terapias de movimiento repetitivo y controlado, lo que ayuda a restablecer las conexiones neuronales y, para este caso particular, a mejorar la coordinación y la fuerza.

La rehabilitación robótica ofrece ciertos beneficios tales como reducción de tiempos de rehabilitación y motivación al paciente al trabajar con dispositivos de última generación. Finalmente, cabe destacar que la terapia robótica no sustituye la terapia tradicional, sino que la complementa (Laut, Porfiri, & Raghavan, 2016).

La Tenosinovitis Estenosante o dedo en gatillo, es una condición inflamatoria que involucra la vaina sinovial de los tendones flexores de los dedos de la mano. Esta afección se produce cuando la vaina que rodea al tendón se inflama, lo que provoca un estrechamiento que dificulta el movimiento natural del tendón. Entonces, el dedo afectado puede quedar atascado en una posición doblada, lo que genera una sensación de bloqueo al intentar extenderlo, lo que provoca dolor y malestar en el paciente.

Según estudios, la Tenosinovitis Estenosante afecta aproximadamente entre 2 y 3% de la población general, siendo más frecuente en mujeres mayores de 40 años. En personas con diabetes o artritis, la incidencia de esta afección puede ser significativamente mayor, llegando hasta el 10-20% en algunos casos (Shohda & Sheta, 2024).

El presente trabajo de investigación tiene como objetivo innovar en el proceso de rehabilitación para una paciente femenina de 52 años con Tenosinovitis Estenosante; que se encuentra en la fase final de rehabilitación. El diseño y la construcción del prototipo de órtesis se perfiló específicamente para dicha paciente tomando como base para la rehabilitación el movimiento de flexión-extensión.

Cabe mencionar que el uso de un protocolo y único paciente eliminó el sesgo; no obstante, se limita la generalización de los resultados obtenidos a una población más amplia, reconociendo una posible área de oportunidad a futuro para esta disciplina en crecimiento.

En cada uno de los siguientes capítulos se detallará el proceso de diseño y prototipado llevado a cabo para la órtesis robótica para cumplir con los objetivos de la tesis. La metodología empleada para este proceso de diseño fue la metodología de diseño de Ulrich. (Ulrich & Eppinger, 2008)

El capítulo de estado del arte se encuentra dividido en marco clínico y marco teórico; en el marco clínico se aborda sobre qué es la Tenosinovitis Estenosante, el diagnóstico, la incidencia y los tratamientos para la rehabilitación; mientras que, en el marco teórico, se

explica que es la biomecatrónica, la robótica, la rehabilitación robótica, así como órtesis y sus tipos.

Posteriormente se desarrolla el capítulo sobre los requerimientos y las especificaciones de diseño, con base en la información obtenida a través de entrevistas a pacientes con Tenosinovitis de Quervain y trabajadores del área de la salud (cirujanos ortopedistas y médicos rehabilitadores), expertos en el tema. Después se realizó el diseño conceptual, en el que se generó un concepto a través de la identificación y descripción de funciones, con las cuales se obtuvieron diferentes propuestas que se plasmaron en una matriz de selección, para escoger el concepto final.

En el diseño de detalle se realizó el análisis cinemático y dinámico del movimiento del dedo sobre el que trabajaría la órtesis (en el caso particular del paciente, el pulgar) para con los valores obtenidos seleccionar un actuador y el material para la órtesis. Luego, se desarrolló el diseño del software, englobando la programación del microcontrolador y el diseño de la interfaz web. Posteriormente se construyó el prototipo y se realizaron pruebas en el paciente, con el fin de obtener su opinión sobre la rehabilitación y con ello conocer si cumple con los objetivos, así como integrando posibles recomendaciones para tener más áreas de oportunidad. Finalmente, con base en estas opiniones y recomendaciones, se desarrollaron las conclusiones del proyecto, comparando contra los objetivos establecidos inicialmente.

2.0. Objetivo

Diseñar y desarrollar el prototipo de una órtesis robótica cuya función principal sea apoyar en la rehabilitación de un paciente con Tenosinovitis Estenosante, enfocándose en la ejecución controlada y repetitiva del movimiento de flexión-extensión, con el fin de hacer el proceso de rehabilitación más efectivo y cómodo para el paciente.

2.1. Objetivos Secundarios

- Integrar conocimientos de mecánica de sólidos, estática, cinemática, dinámica, electrónica y diseño asistido por computadora (CAD) para garantizar el rendimiento adecuado y la funcionalidad de la órtesis, adaptándose a las necesidades específicas del paciente.
- Desarrollar el diseño mecatrónico de la órtesis robótica utilizando sensores y actuadores para facilitar la rehabilitación.
- Diseñar la órtesis robótica para un paciente en particular, con las características específicas que requiera a partir de su diagnóstico personal.
- Optimizar la eficacia del tratamiento, adaptándose a las necesidades específicas de la paciente en términos de movimiento y comodidad, minimizando restricciones de movimiento y mejorando la usabilidad del dispositivo.
- Evaluar la funcionalidad de la órtesis mediante pruebas experimentales con la paciente, asegurando que cumpla con los requisitos de su condición específica.
- Obtener información sobre el proceso de rehabilitación del paciente mediante el uso de la órtesis robótica, con el fin de proporcionar seguimiento continuo y personalizado.

3.0. Estado del Arte

Para el presente trabajo se entiende como estado del arte a la investigación previa del estado actual de la investigación y las aplicaciones en el uso de órtesis, enfocándose en el tratamiento de la Tenosinovitis Estenosante. Para ello se procedió a dividir el capítulo en marco clínico y marco teórico.

Se entiende por marco clínico a la información que aborda los aspectos clínicos de la enfermedad, tales como qué es la Tenosinovitis Estenosante, como se manifiesta, como se diagnostica, etapas y tratamientos, así como la incidencia. El marco teórico, se refiere a la información biomecánica y de rehabilitación robótica que apoya esta investigación.

3.1. Marco Clínico

Se conoce como tenosinovitis a una condición inflamatoria que involucra la vaina sinovial de un tendón. Puede tener varias causas que incluyen procesos inflamatorios asociados con enfermedad reumática, procesos infecciosos, tumores primarios de la vaina sinovial, factores hormonales y mecánicos (Vuillemin, Guerini, Bard, & Morvan, 2012); sin embargo, a la fecha, no se ha encontrado el origen preciso. Los movimientos repetitivos de los dedos y el trauma local son posibilidades, así como el esfuerzo y la fuerza degenerativa lo que también explica un aumento de la incidencia del “*dedo del gatillo*” en la mano dominante. (Makkouk, Oetgen, Swigart, & Doods , 2007)

Existen, diversos tipos de tenosinovitis, que afectan a la muñeca siendo los más comunes los explicados brevemente a continuación.

El Síndrome de entrecruzamiento o de intersección, también conocido como Síndrome de Watterbeng involucra la inflamación en la zona donde los tendones del antebrazo se cruzan. Este síndrome se manifiesta como dolor en la parte superior de la muñeca y es común en actividades que implican flexión repetitiva. (Mancheno Abdo, Martínez Morillo, Tejera Segura, & Olivé, 2011)

El Pulgar en Resorte Congénito, es una variante de tenosinovitis que afecta a los bebés y es una condición en la que el pulgar se queda en una posición fija debido al engrosamiento de la vaina tendinosa (García Fontecha, 2014). La Tenosinovitis del Cubital Posterior involucra el tendón del cubital posterior en la muñeca, afectando la función y generando molestias en esta zona. Suele aparecer en personas con actividades que implican fuerza en el antebrazo. (Pérez Castro, 2023)

Finalmente, y la que se considera más importante para el desarrollo de este proyecto, es la Tenosinovitis Estenosante o Tenosinovitis de Quervain, es un trastorno clínico común caracterizado por el dolor a medida que el paciente flexiona y extiende los dedos debido a una desproporción entre el diámetro de los tendones flexores y la polea. (Fiorini , Tamaoki , Lenza, Gomes dos Santos, & Faloppa, 2018), tal y como se observa en la figura 3.1.

El diagnóstico de la Tenosinovitis Estenosante se basa en hallazgos ecográficos típicos de hipertrofia de un retináculo o polea, que constriñe el túnel osteofibroso a través del cual corre el tendón y reduce el movimiento del tendón durante las maniobras dinámicas. (Vuillemin, Guerini, Bard, & Morvan, 2012).

La sintomatología de la Tenosinovitis de Quervain puede incluir dolor, chasquido, captura, y pérdida de movimiento del dedo afectado. También puede causar limitaciones funcionales que incluyan fuerza de agarre limitada y disminuida capacidad para sujetar objetos de manipulación estrecha, que puede causar la activación de los dígitos involucrados.



Figura 3.1. Esquemático de mano con Tenosinovitis Estenosante¹

En la tabla 3.1., se puede observar las etapas de la Tenosinovitis Estenosante junto a sus síntomas.

Tabla 3.1. Etapas de la Tenosinovitis Estenosante

Etapas	Síntomas
1	Normal
2	Un nódulo palpable y doloroso
3	Activación
4	La Articulación Proximal Interfalángica (Proximal Interphalangeal, PIP, por sus siglas en inglés) se bloquea en flexión y se desbloquea cuando se extiende la articulación PIP activa
5	La articulación PIP se bloquea y se desbloquea con extensión de junta PIP pasiva
6	La articulación PIP permanece bloqueada en posición flexionada

¹ Recuperado de <https://www.ghaamasha.com.mx/wp-content/uploads/2017/05/TenosinovitisEstenosante.jpg>

El objetivo de la intervención de dispositivos ortopédicos (férulas y órtesis) es prevenir la fricción causada por el movimiento del tendón flexor a través de la inflamación en la polea A1 hasta que se resuelva. Se ha demostrado que existe una relación positiva clínicamente significativa entre el uso de un dispositivo ortopédico de anillo termoplástico personalizado y la mejora subjetiva de los síntomas y resultados para una incidencia aislada del dedo en gatillo a las diez semanas (Valdes, 2012). De acuerdo con Evans et al.² se estimó una tasa de recuperación de 73% utilizando dispositivos ortopédicos combinando con ejercicios de rehabilitación. (Evans, Hunter, & Burkhalter, 2008)

El dedo en gatillo primario tiene una incidencia más elevada en pacientes que se encuentran a la mitad de su quinta a sexta década de vida y es seis veces más común en mujeres que en hombres. El riesgo de por vida del desarrollo del dedo en gatillo se encuentra entre 2 y 3%, pero aumenta al 10% en pacientes con diabetes. También debe mencionarse que el dedo anular es el que es más comúnmente afectado, seguido del pulgar (específicamente llamado “*trigger thumb*” en inglés), el dedo medio, índice y en pacientes con múltiples dedos en gatillo, también se presenta en el meñique. (Makkouk, Oetgen, Swigart, & Doods , 2007)

El tratamiento inicial del dedo en gatillo consiste en modificación de las actividades, medicina antiinflamatoria para control de dolor, inmovilización con férula, inyección de corticosteroide y en un caso más extremo, cirugía. El objetivo del uso de la férula es prevenir la fricción causada por movimiento del tendón flexor a través de la polea A1 afectada hasta que la inflamación se resuelva. Por otro lado, la inyección de corticosteroide debe intentarse antes de la intervención quirúrgica, especialmente en pacientes no diabéticos con inicio de los síntomas y un dedo afectado con un palpable nódulo. (Makkouk, Oetgen, Swigart, & Doods , 2007)

En este aspecto, relativo a la incidencia después del tratamiento quirúrgico, 92% de las personas que se les realizó una cirugía, tuvieron resolución completa de los síntomas, comparado con el 61% que solo necesitaron de inyección de esteroides. Sin embargo, la incidencia de dolor, evaluada como la presencia o ausencia de dolor después del procedimiento, registró que 49% más de personas tuvieron dolor con cirugía abierta (33% a

² Evans B.; Hunter J.; Burkhalter W. “Conservative management of trigger finger: a new approach” J Hand Ther. 2008.

66% más) y 19% presentaban dolor con la inyección de esteroides. (Fiorini , Tamaoki , Lenza, Gomes dos Santos, & Faloppa, 2018).

3.2. Marco Teórico

La biomecatrónica es la disciplina que tiene como objetivo integrar la mecatrónica y la biología (en particular los sistemas fisiológicos humanos) para desarrollar sistemas de asistencia para rehabilitación y mejora de la movilidad. Este campo multidisciplinario combina la inteligencia y esfuerzos de ingenieros e investigadores de variadas disciplinas tales como biología, biomédica, robótica, biomecánica, interacción humano-máquina, medicina de rehabilitación, prótesis y órtesis. (Tong & Li, 2011)

La capacidad de manipular objetos en las tareas diarias a menudo se ve obstaculizada por lesiones o trastornos neuromusculares o lesiones ortopédicas. La robótica es el dominio responsable del desarrollo de manipuladores en entornos industriales. El enfoque multidisciplinario integrado en la robótica es el área más desarrollada para la investigación mecatrónica. La fusión de mecatrónica y sistemas fisiológicos se manifiesta en el campo de la biorobótica, que está creciendo en dos especialidades: la biomimética y la robótica de rehabilitación. (Segil, 2019).

Hay una necesidad y al mismo tiempo, una oportunidad de desplegar tecnologías como la robótica para ayudar a la recuperación y ayudar a un individuo a hacer frente al entorno con una nueva clase de interactividad física, robots fáciles de usar que facilitan la recuperación. La terapia robótica promueve el objetivo clínico de facilitar la recuperación tanto mediante la administración de terapia medida como ofreciendo nuevas formas de evaluar el progreso de los pacientes. (Krebs & Volpe, 2015)

La expansión de las tecnologías de asistencia ha ido aumentando considerablemente, con la participación de casi todas las actividades diarias, realizadas por personas con discapacidad. Uno de los aspectos más destacados que cabe mencionar son las órtesis robóticas, que se están utilizando para amplificar los movimientos, para reemplazar las

extremidades amputadas y para una variedad de terapias de rehabilitación, entre otros. (Silveira, Abreu de Souza, Fernandes, & Nohama, 2018).

Los exoesqueletos y las órtesis para el proceso de rehabilitación han crecido gradualmente (Aubin, y otros, 2014). Estos dispositivos difieren entre sí en función de los tipos de actuadores responsables de los movimientos que realizan, y por lo general son neumáticos, hidráulicos o eléctricos. (Gopurar, Bandara, Kiguchi, & Mann, 2015)

Se conoce como órtesis a un dispositivo ortopédico que se coloca sobre o alrededor de un miembro o de un segmento de un miembro; ésta tiene como objetivo proporcionar soporte, corregirlo o ayudar a su función; entonces responden a necesidades de tratamiento, tales como la inmovilización, la estabilización y la corrección. (Durafourg, 2020).

Las terapias de rehabilitación que pueden realizarse en el hogar tienen el potencial de mejorar la atención estándar y ofrecen ventajas significativas, como mayor conveniencia, menor costo y una mayor frecuencia e intensidad de entrenamiento en comparación con el cuidado convencional individual proporcionado por un terapeuta en una clínica. Los dispositivos de rehabilitación robótica y las ortesis ofrecen una solución complementaria al proceso de recuperación. Los dispositivos robóticos pueden programarse para proporcionar movimientos y torques repetitivos en articulaciones específicas, mientras que permiten el monitoreo cuantitativo del progreso en escalas de tiempo que abarcan desde segundos hasta meses. Por otro lado, las ortesis permiten al paciente realizar movimientos de la mano de forma autónoma, sin necesidad de asistencia directa del terapeuta. Estos dispositivos no solo aceleran el proceso de rehabilitación y facilitan mejoras, sino que también proporcionan retroalimentación cuantitativa, recopilación de datos y análisis en tiempo real, lo que contribuye a una recuperación más eficiente y efectiva. (Aubin, y otros, 2014)

La ortesis de la mano es un dispositivo médico que se utiliza para ayudar en la recuperación y rehabilitación de pacientes con lesiones o discapacidades en la mano; la selección adecuada de la ortesis es esencial para lograr una recuperación efectiva y hay que considerar varios factores importantes para su diseño y construcción. (Trujillo, Perdomo, Gómez , Vera, & Arbulú, 2022)

Las ortesis de la mano (ver figura 3.2.) son un elemento preponderante en el tratamiento de las distintas patologías, bien como primera elección, bien en el postoperatorio inmediato, o bien después de la rehabilitación. Por tanto, cada ortesis se diseña y se realiza específicamente para cada paciente; son las únicas que permiten responder a unos objetivos terapéuticos definidos, según la patología a tratar.



Figura. 3.2. Órtesis de mano³

De acuerdo con sus características de manufactura y personalización, las órtesis de mano se pueden clasificar en dos: órtesis de serie y órtesis a medida personalizadas.

Las órtesis de serie normalmente son fabricadas de forma industrial de acuerdo con tres tallas y comercializadas por farmacéuticas u ortopedistas. Sólo en muy pocas ocasiones se adaptan a la mano para la que están destinadas. Pueden ser una solución transitoria antes de la realización de una ortesis a medida. Las órtesis a medida personalizadas son elaboradas por fisioterapeutas titulares de una acreditación de ortesista hechas a las dimensiones adecuadas para el paciente.

³ Recuperado de <https://ars.els-cdn.com/content/image/1-s2.0-S1293296507707545-mmc7.jpg>

De igual manera, de acuerdo con sus indicaciones y objetivos, las órtesis se clasifican por estáticas y dinámicas. Las órtesis estáticas tienen cinco objetivos principales:

- Inmovilizar un segmento doloroso, fracturado o inestable (ortesis de inmovilización)
- Limitar voluntariamente una amplitud con una finalidad terapéutica (ortesis de limitación).
- Tratar las afecciones reumáticas.
- Inmovilizar una articulación después de un esguince o de una luxación reducida.
- Inmovilizar una articulación para favorecer la cicatrización en una posición correcta (ortesis de reposo o de limitación).

Por otro lado, las ortesis dinámicas, ortesis dinámicas de extensión (ODE), ortesis dinámicas de flexión (ODF) o de enrollamiento tienen por objetivo corregir un déficit de amplitud (rigidez, bloqueos) y permitir una movilización activa controlada de los dedos después de lesiones y/o de rupturas tendinosas. Se utilizan esencialmente en las afecciones traumáticas. La prescripción debe tener en cuenta estos distintos objetivos.

Las órtesis de la mano satisfacen un protocolo de tratamiento preciso, dependiendo de cada patología, los expertos decidirán si es amovible o no. Cuando son a medida personalizadas, se realizan directamente en la mano del paciente, tras lo que se adapta a la morfología. (Durafourg, 2020).

4.0. Requerimientos y especificaciones de diseño

Como ya se ha mencionado, el objetivo principal de la presente tesis es desarrollar el prototipo de una órtesis robótica cuya función principal sea apoyar en la rehabilitación de un paciente con Tenosinovitis Estenosante. Con este objetivo, se ha decidido adoptar la Metodología de Diseño de Productos mostrado en (Ulrich & Eppinger, 2008) y el primer paso es identificar las necesidades del público objetivo.

Así, con el propósito de obtener una comprensión completa del usuario, se llevaron a cabo algunas entrevistas con potenciales usuarios (pacientes que presentan o presentaron esta patología) y expertos en el área, incluyendo fisioterapeutas, médicos ortopedistas y de rehabilitación. Los resultados obtenidos de estas entrevistas se pueden consultar en las secciones *11.1 Resultados del cuestionario para recolectar datos para el usuario (paciente)* y *11.2. Resultados del cuestionario para recolectar datos para el experto*.

Las necesidades obtenidas en los cuestionarios serán filtradas a través de una matriz de Despliegue de Función de Calidad (QFD, por sus siglas en inglés). El Despliegue de Función de Calidad (QFD) es una pieza clave para alentar a los desarrolladores a enfocarse en las necesidades de los clientes. La primera herramienta del QFD es la casa de calidad que se utiliza para definir la relación entre los requerimientos (los Qué) y las especificaciones técnicas (los Cómo). (Vongvit, Kongprasert, Fournaise, & Collange, 2017)

4.1. Requerimientos

Los requerimientos y las especificaciones de diseño para el prototipo de órtesis robótica destinada a la rehabilitación de pacientes con Tenosinovitis Estenosante deben cumplir con la satisfacción de las necesidades del usuario, alineándose con las indicaciones técnicas proporcionadas por los expertos en la materia y cumpliendo con la normativa correspondiente.

Desde la perspectiva de los expertos (llamada por teléfono con el Dr. Efrén García Huerta el día 20 de marzo, 2024), la órtesis debe permitir flexión-extensión del dedo y muñeca, manteniendo una rigidez media para limitar la flexión, pero permitir la extensión. También, se debe vencer el bloqueo de la banda tendinosa del pulgar sin lesionar el tendón extensor del pulgar. Además, se destacan requerimientos como el rango de movimiento, sensibilidad y progresión en grados de flexo-extensión, así como en el aspecto de diseño debe ser ergonómica y respetar la anatomía funcional de la mano y el dedo.

Por otro lado, desde la perspectiva de los usuarios, se prioriza la comodidad, portabilidad y peso ligero de la órtesis. Los usuarios prefieren que la órtesis cuente con una batería recargable y les gustaría recibir datos sobre su progreso a través de su celular. También están dispuestos a utilizarla durante actividades cotidianas y muestran flexibilidad en el horario de uso. Entonces, con base en dichos resultados, se plasmaron los siguientes requerimientos, expresados en la tabla 4.1.

Tabla 4.1. Tabla de requerimientos del cliente obtenidas después de las entrevistas a usuarios y expertos.

No.	Requerimiento	Imp ⁴
1	La órtesis robótica realiza un movimiento de flexión-extensión del dedo y muñeca.	9
2	La órtesis robótica tiene dimensiones adecuadas para el paciente	9
3	La órtesis robótica es ergonómica	8.5
4	La órtesis robótica posee suministro de energía	6
5	La órtesis robótica está fabricada de materiales ligeros y resistentes	8.5
6	La órtesis robótica tiene interfaz gráfica	4
7	La órtesis robótica posee una aplicación para celular	4
8	La órtesis robótica presenta un buen desempeño	9.0

⁴ Imp: Importancia

4.2. Especificaciones

En diseño del producto, se conoce como especificaciones del producto a la descripción precisa de lo que el producto debe hacer. También se utilizan los términos de requerimientos del producto o especificaciones técnicas para referirse a estas variables clave de diseño del producto. Una especificación consiste en una métrica y un valor; por métrica se refiere a lo que se medirá y por rango al valor de lo que se está midiendo. De igual manera, se destaca que un valor puede tomar formas variadas como un número particular, un rango, una afirmación o negación o una desigualdad, sin embargo, siempre irá marcado con las unidades apropiadas. (Ulrich & Eppinger, 2008)

En la tabla 4.2., se pueden observar las especificaciones técnicas, obtenidas después de realizar las encuestas y la casa de calidad, que se utilizarán como base para el diseño de la órtesis robótica de rehabilitación para Tenosinovitis Estenosante. El Despliegue de Función de Calidad se puede observar en la sección 12.3, de la sección *Anexos*.

Tabla 4.2. Tabla de especificaciones de diseño.

No.	Especificación	Unidad	Valor
1	Grados de libertad	#	1 < 6
2	Posición angular ⁵	[°]	20 < 90
3	Velocidad angular ⁶	[rad/s]	0 < 18.1
4	Fuerza aplicada al dedo pulgar ⁷	[N]	< 0.5
5	Par aplicado al dedo pulgar ⁸	[Nm]	< 1.2
6	Largo	[mm]	50 < 200
7	Ancho	[mm]	30 < 100
8	Alto	[mm]	20 < 45
9	Peso	[g]	150
10	Presión en áreas de contacto con la piel	[kPa]	1 < 4
11	Potencia Eléctrica Requerida	[W]	15
12	Voltaje de alimentación	[V]	< 12
13	Esfuerzo de cedencia	[MPa]	< 50
14	Densidad del material	[kg/m ³]	< 2800
15	Resolución de la pantalla	[píxeles]	> 640*1240
16	Número de gráficas	#	3 < 5
17	Tiempo de latencia	[ms]	50 < 500
18	Número de variables a indicar	#	< 5
19	Tiempo de levantamiento	[s]	< 1
20	Tiempo de retardo	[ms]	< 500
21	Tiempo de asentamiento	[ms]	< 500
22	Error	[%]	< 5

⁵ (Oropesa Rodríguez, González Carbonell, Nápoles Padrón, Cisneros Hidalgo, & Ortega Santiesteban, 2017)

⁶ (Oropesa Rodríguez, González Carbonell, Nápoles Padrón, Cisneros Hidalgo, & Ortega Santiesteban, 2017)

⁷ (Torres Coscoyuela, González del Pino, Yáñez Calvo, & Bartolomé del Valle, 1999)

⁸ (Torres Coscoyuela, González del Pino, Yáñez Calvo, & Bartolomé del Valle, 1999)

5.0. Diseño Conceptual

En este capítulo se detallará el diseño conceptual que se llevó a cabo para desarrollar el prototipo de órtesis robótica para rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante. De acuerdo con Ulrich & Eppinger, el diseño conceptual es una etapa clave en el desarrollo de productos que se enfoca en definir las soluciones principales que resuelven las necesidades del usuario. En esta fase, el diseñador genera, evalúa y selecciona conceptos de producto que son factibles y que cumplen con los requisitos establecidos. (Ulrich & Eppinger, 2008)

5.1. Generación del concepto

El concepto del producto se define como una descripción aproximada de la tecnología, los principios de funcionamiento y la forma del producto final (Ulrich & Eppinger, 2008), en este caso específico, de la órtesis robótica para rehabilitación de Tenosinovitis de Quervain.

El concepto usualmente se expresa como un bosquejo o un áspero modelo tridimensional, acompañado con una breve descripción textual. El proceso de generación de conceptos comienza después de reunir el conjunto de las necesidades de los clientes y las especificaciones de los objetivos, así como los resultados obtenidos, dando como resultado un conjunto de conceptos de productos de los cuales el equipo realizará una selección final. (Ulrich & Eppinger, 2008)

5.2. Identificación de funciones

Para llevar a cabo la generación de conceptos, es necesario obtener las funciones del producto (en este caso la órtesis robótica para rehabilitación de Tenosinovitis de Quervain) y proceder con esa información.

En primer lugar, se realizó un análisis de caja negra. La caja negra o caja de funciones es una herramienta conceptual que ayuda a definir las funciones clave que debe cumplir un

producto; consiste en identificar y comprender las entradas y salidas del sistema, para abordar la implementación de las funciones.

En el análisis de la caja negra, se considera a la órtesis robótica para rehabilitación como el sistema, identificando sus entradas y salidas. Sin embargo, dado que uno de los objetivos de la órtesis es proporcionar información al usuario sobre su rehabilitación se consideraron dos modelos de caja de funciones, uno para la órtesis robótica y el otro para la interfaz gráfica. Cabe mencionar que las funciones de la órtesis estarán relacionadas con las funciones de la interfaz gráfica. Los modelos de la caja de funciones o caja negra de la órtesis robótica y la interfaz gráfica se observan en la Figura. 5. 2.a. y Figura. 5.2.b., respectivamente.



Figura. 5.2.a. Funciones de órtesis robótica para rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante.

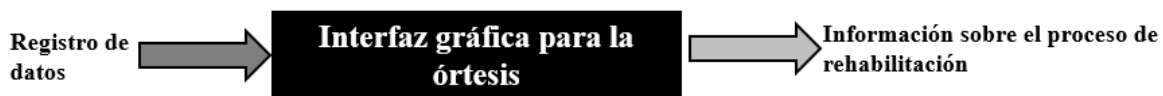


Figura. 5.2.b. Funciones de la interfaz de la órtesis robótica para rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante.

En el caso de la órtesis robótica para rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante, se definieron como entradas la energía y los parámetros biométricos. La energía se considera como entrada porque la órtesis requerirá energía para su funcionamiento, así como para los mecanismos utilizados para asistir en la rehabilitación y en el uso de sensores para el monitoreo de datos.

De igual manera, se incluyeron los parámetros biométricos como entradas del sistema. Aquí se considera que la adaptación será personalizada, con las dimensiones y características específicas para cada paciente, junto a la optimización de movimientos,

adecuándose a la rehabilitación específica que requiere cada paciente y previniendo lesiones adicionales. Además, se considera una posición inicial para poder personalizar la terapia, proporcionar información sobre la calibración y prevenir movimientos bruscos o erróneos en la rehabilitación.

También se definió al movimiento de flexo-extensión gradual del dedo pulgar y al registro de datos como salidas del sistema. En el caso del movimiento de flexo-extensión gradual del dedo, es el movimiento que los expertos indicaron como el apropiado para la rehabilitación de esta patología. De la misma manera, se seleccionó al registro de datos como salida porque proporcionará información sobre el progreso y la forma correcta de realizar los ejercicios, que serán enviados a una interfaz gráfica en un dispositivo móvil.

Por otro lado, para la interfaz gráfica, se consideró que el registro de datos sería la única entrada, ya que los datos de la rehabilitación enviados por la órtesis serían aquellos que se analizarán y procesarán en la interfaz gráfica. Entonces, la información sobre el proceso de rehabilitación se considera la salida de este sistema y de ambos en general. Se espera poder mostrar información sobre el proceso de rehabilitación del paciente, así como almacenar los datos obtenidos, además del uso y efectividad para facilitar la evaluación médica.

Posterior al análisis de caja negra, se debe relacionar las entradas y salidas del sistema con las funciones que debe poseer éste. La función principal de la órtesis robótica es apoyar en la rehabilitación de un paciente con Tenosinovitis Estenosante, lo cual se debe lograr con ayuda de cada una de las subfunciones que la misma órtesis realizará y que se pueden observar en la Figura 5.2.1.a. Dicha figura, muestra el análisis funcional completo del diseño conceptual de la órtesis robótica para rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante.

El diagrama de subfunciones de la interfaz gráfica de la órtesis robótica puede observarse en la Figura 5.2.1.b. En dicho diagrama, se puede destacar que la función primaria de la interfaz gráfica es mostrar al usuario la visualización de la información sobre su rehabilitación.

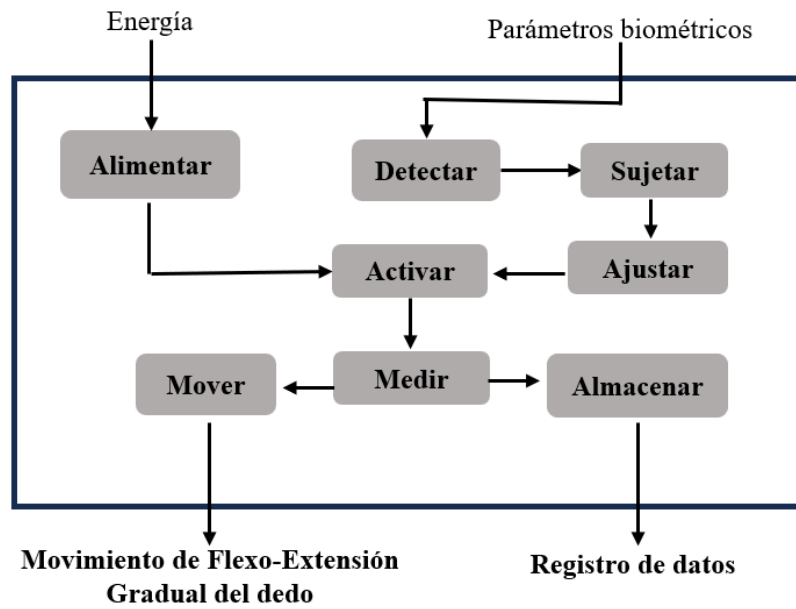


Figura. 5.2.1.a. Diagrama de subfunciones de la órtesis robótica para rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante.

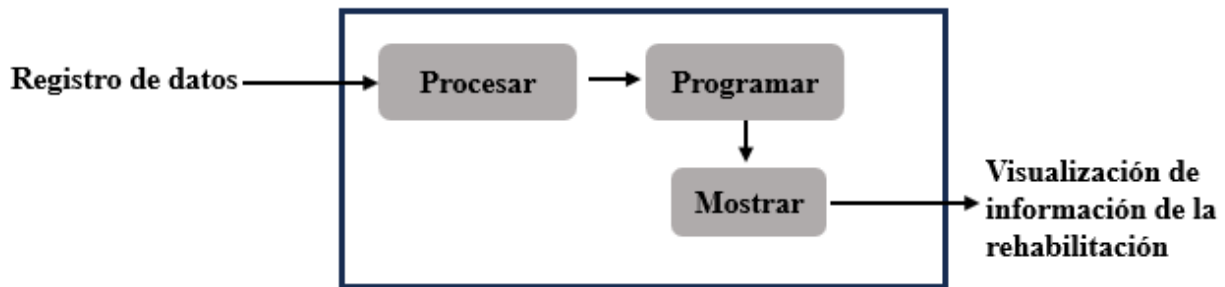


Figura. 5.2.1.b. Diagrama de subfunciones de la órtesis robótica para rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante.

5.3. Descripción de funciones

Posterior a la realización del diagrama de funciones y el diagrama de subfunciones, se pueden identificar las acciones principales de la órtesis robótica para rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante. Estas acciones principales son llamadas también funciones esenciales y son aquellas que debe satisfacer el dispositivo independientemente de los componentes físicos que pudieran utilizarse (Luna Jurado & Rodríguez López, 2013), con el fin de proceder con el diseño conceptual.

Considerando nuevamente al sistema de la órtesis e interfaz como uno solo, las funciones que deberá satisfacer son las siguientes:

- Alimentar.
- Detectar.
- Sujetar.
- Adaptar.
- Activar
- Medir.
- Mover.
- Almacenar.
- Procesar.
- Programar.
- Mostrar.

Alimentar. Para esta función, se deberá proveer la energía necesaria para el funcionamiento correcto de los componentes electrónicos y mecánicos de la órtesis. La elección de la forma de alimentación se justificará mediante la selección e implementación de mecanismos que garanticen la eficiencia y la autonomía durante la rehabilitación. También, se busca optimizar la eficiencia energética, con el propósito de que la energía suministrada se adapte de manera adecuada a los mecanismos internos de la órtesis robótica. Esta función es esencial para el correcto desempeño de los diversos componentes y asegurar un funcionamiento eficaz durante la rehabilitación del usuario.

Detectar. Para esta función, se considera que la órtesis tendrá sensores para poder detectar los parámetros biométricos del usuario con el propósito de que el sistema trabaje adecuadamente. En esta función, se deben considerar los diferentes sensores que poseerá la órtesis robótica, considerando los parámetros biométricos iniciales para personalizar la rehabilitación. Además, de que dicha información, debe mantenerse en una base de datos para una interfaz gráfica para el paciente.

Sujetar. La órtesis también tiene como función sujetar el dedo pulgar de manera adecuada para evitar lesiones, se envían los datos de la rehabilitación a la interfaz gráfica. En esta función, se debe considerar las características específicas del dedo del paciente y el nivel de ajuste de la órtesis. Es necesario que sea fácil de colocar y los elementos no lastimen, solo sostengan.

Adaptar. Esta función tiene como finalidad principal la adaptación precisa de la órtesis robótica para la rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante a las necesidades individuales de cada usuario. En este proceso, se aborda la configuración de la órtesis y la modificación de los valores iniciales del dispositivo. Se tendrá un enfoque personalizado que garantizará que la órtesis se ajuste de manera precisa a las necesidades y preferencias individuales del usuario, proporcionando así un tratamiento rehabilitador más efectivo y cómodo.

Activar. Esta función tiene como objetivo iniciar y activar la órtesis robótica para la rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante antes de cada sesión de rehabilitación. Se realizará un proceso de arranque controlado, preparando todos los componentes y sistemas necesarios para el pleno funcionamiento de la órtesis durante la rehabilitación. Esto implica la activación de los motores, sensores y cualquier otro elemento crucial para garantizar un rendimiento óptimo, así como la verificación de la conexión con la interfaz gráfica.

Medir. Esta función tiene como propósito principal medir y evaluar los movimientos de la órtesis robótica durante el proceso de rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante. Esta función implica la utilización de sensores integrados en la órtesis para registrar de manera precisa y continua los movimientos realizados durante la rehabilitación. El monitoreo incluye la detección de la posición, velocidad y cualquier variación en los patrones de movimiento. La información recopilada a través de esta función proporciona datos cruciales para evaluar

el progreso del paciente, ajustar la terapia de manera dinámica y garantizar una respuesta adaptativa de la órtesis ante las necesidades específicas del usuario.

Mover. La parte más importante del diseño de la órtesis robótica es realizar el movimiento de rehabilitación del pulgar. Se debe generar un movimiento gradual de flexo-extensión para vencer el bloqueo de la banda tendinosa del pulgar lo que es el propósito por alcanzar en la rehabilitación de la Tenosinovitis Estenosante. Para realizar esta función, se requerirá de actuadores

Almacenar. La función de almacenar tiene como objetivo principal leer y almacenar los datos de la rehabilitación. Esta función implica la existencia de un sistema de almacenamiento interno que captura y organiza la información relevante obtenida durante cada sesión de rehabilitación. Los datos registrados pueden incluir información sobre el progreso del usuario y los movimientos realizados y serán enviados a la interfaz gráfica a través de un protocolo de comunicación.

Procesar. La función de procesar tiene como objetivo principal analizar y dar formato a los datos de rehabilitación generados por la órtesis robótica para la Tenosinovitis Estenosante, de manera que sean aptos para su programación en la interfaz gráfica. Esta función implica el procesamiento de datos para interpretar la información recopilada durante las sesiones de rehabilitación, principalmente para evaluar el progreso del usuario y proporcionar información relevante para el diseño de la terapia. Esto incluye la programación de gráficos, informes de progreso y cualquier otra representación visual que facilite la comprensión del usuario y del profesional de la salud.

Programar. En la programación, se permitirá adaptar a la órtesis a las necesidades específicas de cada paciente, teniendo en cuenta el nivel de rehabilitación específica que éste requiere. También, permitirá ajustar la intensidad y la dificultad de los ejercicios a medida que el paciente avanza en su rehabilitación y recopilar datos sobre el progreso del paciente, para ajustar el plan de rehabilitación y evaluar su eficacia. También se encargará de definir y adecuar los patrones de movimiento y las respuestas de la órtesis en función de los datos procesados. Esto implica la creación de secuencias de movimientos y la adaptación dinámica de la respuesta de la órtesis según las necesidades específicas del usuario y los objetivos de rehabilitación.

Mostrar. La función de mostrar tiene como objetivo principal presentar de manera clara y comprensible la información relevante sobre el avance del proceso de rehabilitación, tanto para el usuario como para el experto médico. observando así su desempeño actual y el objetivo que tiene. Esta función implica la creación de interfaces visuales intuitivas que permitan visualizar datos sobre el progreso, logros y recomendaciones de rehabilitación, así como proporcionar herramientas visuales detalladas que facilitan la evaluación del progreso del paciente. De tal manera que, se espera poder mostrar gráficos de avances con datos en tiempo real y número de ciclos realizados por el paciente.

Para lograr que el sistema logre cumplir con el objetivo de realizar las funciones, se requiere seleccionar componentes adecuados para cada función. Los posibles componentes adecuados para cada función, también llamados medios de la función se pueden observar en la tabla 5.3.

Tabla 5.3. Tabla de funciones y componentes.

Función	Medio
Alimentar	<ul style="list-style-type: none"> • Batería • Batería para reloj • Alimentación directa • Baterías recargables
Detectar	<ul style="list-style-type: none"> • Sensor de fuerza resistiva (FSR) • Sensor de proximidad • Sensor de placas fenólicas • Celdas de carga
Sujetar	<ul style="list-style-type: none"> • Espuma de memoria • Estructura de plástico rígido • Elastómero de caucho • Correas ajustables • Almohadillas de gel
Adaptar	<ul style="list-style-type: none"> • Microcontrolador (ESP 32, Arduino[®]) • Electrónica digital • Programación en MATLAB[®] (licencia para estudiantes)
Activar	<ul style="list-style-type: none"> • Microcontrolador (ESP 32, Arduino[®]) • Botón ON/OFF • Relé
Medir	<ul style="list-style-type: none"> • Sensor de flexión resistivo • Acelerómetro • Giroscopio • Sensor de posición
Mover	<ul style="list-style-type: none"> • Actuador piezoeléctrico

	<ul style="list-style-type: none"> • Actuador neumático • Servomotor • Motor eléctrico
Almacenar	<ul style="list-style-type: none"> • Memoria Flash • Base de datos SQL • Servidor en la nube • Memoria USB
Procesar	<ul style="list-style-type: none"> • Microcontrolador (ESP 32, Arduino®) • Unidad de procesamiento gráfico (GPU) • Procesador de señal digital (DSP)
Programar	<ul style="list-style-type: none"> • Microcontrolador (ESP32, Arduino®) • Control PID en MATLAB® (licencia para estudiantes) • Control por simulación numérica
Mostrar	<ul style="list-style-type: none"> • Pantalla LCD • Interfaz de usuario gráfica • Aplicación en el celular

5.4. Propuestas de selección

Después de identificar y describir las funciones requeridas, el siguiente paso es combinar los componentes necesarios para satisfacer una variedad de conceptos de diseño para la órtesis robótica de rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante. Dichos conceptos se evaluarán mediante una matriz de selección para determinar cuál es el más adecuado para avanzar en el proceso de diseño.

El primer concepto de solución se puede observar en la Tabla 5.4.1. Se espera que dicho concepto se alimente con 3 baterías recargables y contará también con sensores de placas fenólicas; correas ajustables para las estructuras de plástico rígido en forma de eslabones donde se colocarán los sensores de flexión resistivos y de posición para seguir la trayectoria del dedo pulgar y almohadilla de gel en el resto de la mano. Además, las funciones de adaptar, activar, procesar y programar serán realizadas por un microcontrolador y el movimiento regulado por un servomotor conectado por cable para regular el movimiento de los eslabones. Dichos eslabones planos cumplirán con el soporte de la órtesis y podrían ser elaborados de algún polímero rígido. En este primer concepto, se almacenarían los datos en una base de datos SQL y se mostrarán en una aplicación en el celular.

Tabla 5.4.1. Primer Concepto.

Tabla de componentes del primer concepto	
1	Sensor de placas fenólicas
2	Sensor flexo-resistivo y de posición
3	Estructura de plástico rígido
4	Almohadilla de gel en el resto de la mano
5	Servomotor
6	Microcontrolador
7	Banco de baterías
8	Correas ajustables

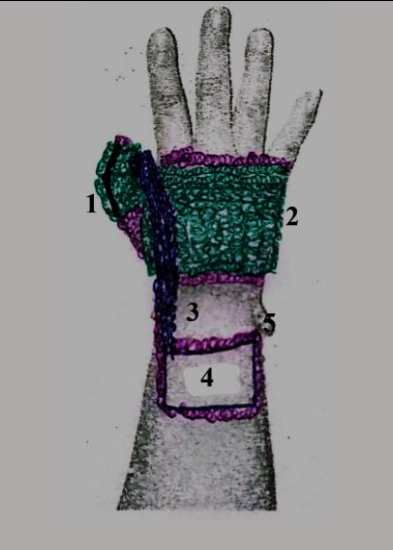
Para el segundo concepto, se propone un guante de un elastómero de caucho y colocar los sensores por dentro (posición y sensor de placas fenólicas). Para alimentarlo, se utilizaría una pila de reloj y darle movimiento por medio de un motor a pasos. El almacenamiento de datos y procesamiento se realizarían a través de MATLAB® (licencia para estudiantes) y el muestreo de los avances en una interfaz de usuario gráfica.

Tabla 5.4.2. Segundo Concepto.

Tabla de componentes del segundo concepto	
1	Sensor flexo-resistivo y de posición (por dentro del guante)
2	Sensor de placas fenólicas (por dentro del guante)
3	Guante de elastómero de caucho
4	Placa plástica para soportar componentes
5	Motor a pasos
6	Batería de reloj

Para el tercer concepto, se propone una estructura de plástico rígido que cubra al pulgar y parte de la mano, dejando los otros dedos libres. Para hacer más ergonómico el contacto de algunos componentes electrónicos con la piel, se colocarían almohadillas de gel; para leer las señales provenientes de la órtesis, se plantea utilizar sensores de fuerza resistivo y flexo-resistivos. También la alimentación provendría de una batería y el movimiento se realizaría por medio de un cilindro piezo-eléctrico.

Tabla 5.4.3. Tercer Concepto.

Tabla de componentes del tercer concepto		
	1	Sensor flexo-resistivo y de posición (por dentro de la estructura sobre las almohadillas)
	2	Estructura de plástico rígido
	3	Cilindro piezo-eléctrico
	4	Batería
	5	Almohadillas de gel

5.5. Matriz de selección de conceptos

Para seleccionar alguno de los conceptos propuestos se realizó una matriz de selección en la que se elegirá el concepto más adecuado con base en los requerimientos previamente encontrados.

Tabla 5.5. Matriz de selección de concepto

No.	Requerimiento	Imp	Concepto 1	Concepto 2	Concepto 3
1	Realiza un movimiento de flexión-extensión del dedo y muñeca	9.0		+	-
2	Tiene dimensiones adecuadas para el paciente	9.0	+	+	-
3	Es ergonómica	8.5	+	+	-
4	Posee suministro de energía	6	+	+	
5	Está fabricada de materiales ligeros y resistentes	8.5		+	+
6	Tiene interfaz gráfica	4	+	+	
7	Posee una aplicación para celular	4	+		
8	Posee un buen desempeño	9.0	+		
Calificación			40.5	45	-18

5.6. Selección del concepto

Después de la elaboración de la matriz de selección de concepto (ver sección 5.5.), se observa que el concepto 2 es el que obtuvo la mejor calificación. Por lo tanto, será el concepto base a elegir para realizar el producto final. Sin embargo, se añadirán algunas modificaciones tomando en cuenta las fortalezas que los conceptos 1 y 3 tienen sobre el concepto 2.

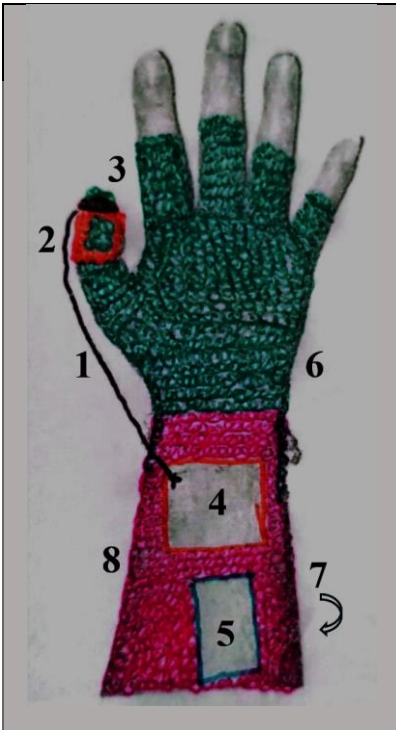
Para mejorar el diseño, se utilizará un guante de tela con los dedos recortados para mejorar la ergonomía al contacto con la piel. Sobre dicho guante, se colocará una estructura de plástico rígido que cubra la falange distal del pulgar para garantizar únicamente el movimiento de la articulación proximal interfalángica (PIP).

Asimismo, se seleccionará un servomotor como actuador que tendrá la función de proporcionar el movimiento y mejorar el desempeño del dispositivo. Para transmitir el movimiento, se empleará un alambre unido a una de las hélices del servomotor y a la falange del dedo. Adicionalmente, se utilizará un sensor flexo-resistivo sobre el guante a la altura de la falange distal del dedo pulgar para tener un control de la posición, y así determinar la posición del dedo y marcar el avance de la rehabilitación.

Finalmente, se añadirá una aplicación para celular y se utilizarán baterías recargables para la alimentación del dispositivo, las cuales se colocarán detrás de la órtesis para optimizar espacios.

Tabla 5.6. Concepto Final

Tabla de componentes del tercer concepto	
1	Cable / Alambre para transmitir movimiento
2	Estructura de plástico rígido
3	Sensor flexo-resistivo
4	Servomotor
5	Microcontrolador
6	Guante de tela
7	Baterías (colocadas por detrás de la órtesis)
8	Estructura de plástico rígido para sostener componentes



6.0. Diseño de detalle

Posterior al diseño conceptual, una vez seleccionado el concepto base e identificadas las modificaciones necesarias, se procederá con el diseño de detalle. En esta etapa crucial, se deberán analizar en detalle los componentes y sistemas que integrarán la órtesis robótica para rehabilitación, asegurando cumplir con los requerimientos y especificaciones de diseño, establecidos en el capítulo 4.0.

6.1. Análisis cinemático y dinámico del movimiento del dedo pulgar

En primer lugar, se llevará a cabo un análisis cinemático y dinámico del dedo pulgar, para seleccionar el actuador. Se estudiará este dedo, ya que es el enfoque principal de la rehabilitación de acuerdo con la información proporcionada por los expertos para esta patología específica durante la investigación de necesidades y requerimientos, así como para las necesidades del paciente que se va a tratar. Este análisis permitirá seleccionar el actuador adecuado que garantice un movimiento preciso y eficaz durante el proceso de rehabilitación.

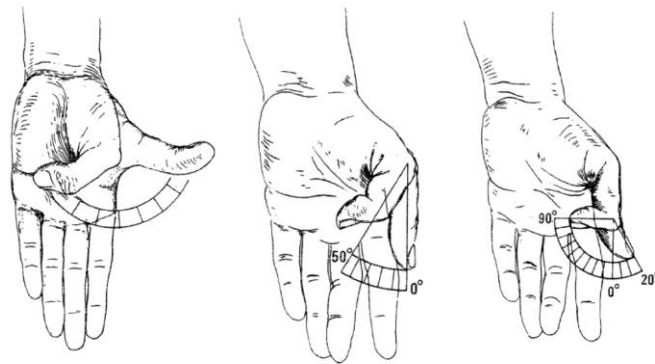


Figura 6.1.1. Movimiento de flexión y extensión del pulgar.⁹

⁹ Recuperado de: Arcos de Movilidad de Mano. <https://es.slideshare.net/jeje1002/arcos-de-movilidad-de-mano>

Como parte del protocolo de rehabilitación y de acuerdo con lo estudiado en el capítulo 3.1. de Marco Clínico, el paciente debe realizar un movimiento de flexión de la falange distal mientras la falange proximal permanece fija y sin realizar movimiento de flexión, tal y como se observa en la Figura 6.1.1. El segundo movimiento que el paciente debe ejecutar es una extensión completa del dedo pulgar. Por lo tanto, se puede considerar que el pulgar realiza un movimiento de 20° a 90° , tomando en cuenta el planteamiento del problema mostrado en la Figura 6.1.2. tal y como mencionó el Dr. Efrén García Huerta sobre como este es el movimiento adecuado.

Con el objetivo de comprender más adecuadamente el funcionamiento del sistema propuesto, es fundamental establecer las ecuaciones cinemáticas que describen el movimiento del pulgar, siendo éstas las ecuaciones 1 y 2, expresadas a continuación.

$$X = l_1 \cos(\theta) \quad \dots (1)$$

$$Y = l_1 \text{sen}(\theta) \quad \dots (2)$$

Estas ecuaciones permiten modelar el movimiento del dedo en términos de la posición X y Y en un plano bidimensional. Para el caso específico del movimiento de flexión y extensión del dedo pulgar, se tienen las variables observadas en la figura 6.1.2.

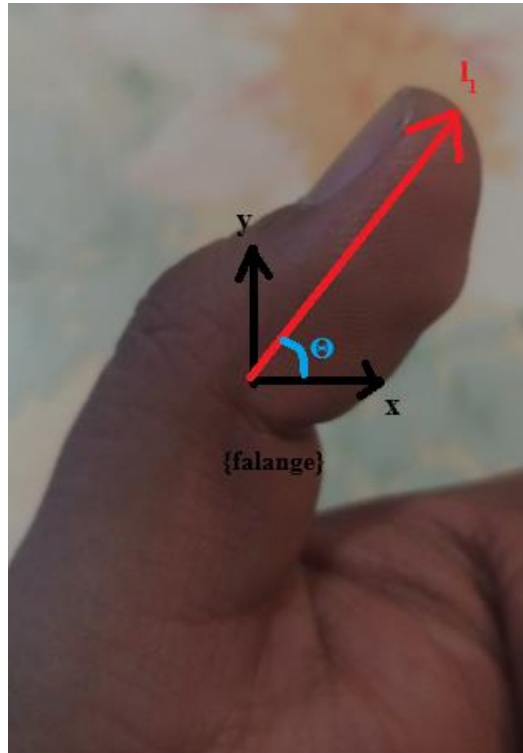


Figura 6.1.2. Esquema del movimiento del dedo pulgar.

La variable l_1 representa la longitud de la falange distal (medida en el paciente en 31 mm) y θ es el ángulo formado entre el eje horizontal y la falange distal, el cual se obtuvo a partir de la información otorgada por el Dr. Efrén García Huerta y midiendo el ángulo máximo y mínimo que podía tener el paciente. Dicho ángulo en el punto de flexión mínimo fue de 20° y en el punto de flexión máximo fue de 90° .

Cabe destacar que tanto en el análisis cinemático, como en el análisis dinámico se tienen dos estados. El primer estado llamado extensión se refiere a pasar de la posición inicial con $\theta = 20^\circ$ a $\theta = 90^\circ$. Mientras que el segundo estado llamado flexión se refiere a pasar de la posición con $\theta = 90^\circ$ a la posición de $\theta = 20^\circ$.

Sustituyendo y resolviendo las ecuaciones (1) y (2) se obtienen los resultados expuestos en la tabla 6.1.1.

Tabla 6.1.1. Resultados de las ecuaciones de posición para la flexión y extensión máximas.

Ecuaciones de posición para el movimiento de flexión máxima:	Ecuaciones de posición para el movimiento de extensión máxima:
$X = 31 \cos(20^\circ) = 29.131[mm]$	$X = 31 \cos(90^\circ) = 0[mm]$
$Y = 31 \text{sen}(20^\circ) = 10.603[mm]$	$Y = 31 \text{sen}(90^\circ) = 31[mm]$

Continuando con el análisis cinemático del pulgar, se tiene que las ecuaciones cinemáticas que describen la velocidad de un robot de un grado de libertad, siendo éstas las ecuaciones 3 y 4, expresadas a continuación.

$$\dot{X} = \omega \cdot l_1 \cdot \text{sen}(\theta) \quad \dots (3)$$

$$\dot{Y} = \omega \cdot l_1 \cdot \text{cos}(\theta) \quad \dots (4)$$

Donde el término \dot{X} representa la velocidad de desplazamiento en la dirección X a partir de la articulación PIP. Por otro lado, ω representa la velocidad angular de la articulación o componente que realiza el movimiento, además de describir la rapidez con la que cambia el ángulo de flexión o extensión. Finalmente \dot{Y} representa la velocidad de desplazamiento en la dirección Y a partir de la articulación PIP.

Se considera que, la velocidad angular en la articulación proximal interfalángica (PIP) es de 18.10 [rad/s]. (Oropesa Rodríguez, González Carbonell, Nápoles Padrón, Cisneros Hidalgo, & Ortega Santiesteban, 2017) Este aspecto se enfoca exclusivamente en esta articulación debido a que es la que experimenta movimiento durante la rehabilitación recomendada para el tratamiento de la Tenosinovitis Estenosante. (Valdes, 2012) Así entonces se obtienen los resultados expresados en la tabla 6.1.2.

Tabla 6.1.2. Resultados de las ecuaciones de velocidad para la flexión y extensión máximas.

Ecuaciones de velocidad para el movimiento de flexión máxima:	Ecuaciones de velocidad para el movimiento de extensión máxima:
$\dot{X} = (18.1)(31) \cos(20 * \pi/180)$ $= 527.262[mm/s]$	$\dot{X} = (18.1)(31) \cos(\pi/2) = 0[mm/s]$
$\dot{Y} = (18.1)(31) \sen(20 * \pi/180)$ $= 191.91[mm/s]$	$\dot{Y} = (18.1)(31) \sen(\pi/2)$ $= 561.1[mm/s]$

Para el análisis dinámico se realizó un diagrama de cuerpo libre que se puede observar en la figura 6.1.3 En este diagrama, se consideró exclusivamente a la falange distal para realizar los movimientos de flexión y extensión; por lo que las únicas fuerzas que se tomarán en cuenta serán las de flexión y extensión del dedo pulgar, así como el par generado por dichas fuerzas.

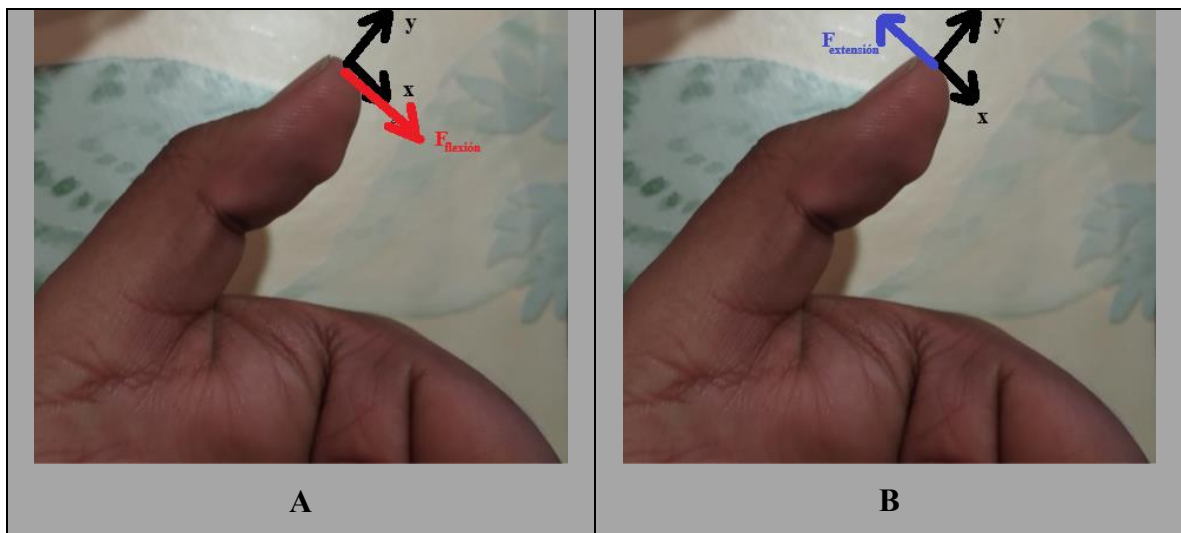


Figura 6.1.3. Diagrama de cuerpo libre. A. Para fuerza de flexión. B. Para fuerza de extensión.

Para la fuerza de pinza lateral del pulgar, se estudió que la media se encuentra en valores cercanos a los 5 [kgf] (Torres Coscoyuela, González del Pino, Yáñez Calvo, & Bartolomé del Valle, 1999). Por lo tanto, se considerará que la fuerza de extensión y flexión máxima del paciente se considerará de 0.511 [N]. De igual manera, se considerará que el par máximo

provocado por la fuerza de extensión y flexión como 1.2 [Nm] (Torres Coscoyuela, González del Pino, Yáñez Calvo, & Bartolomé del Valle, 1999).

Con dicho valor y el valor de la velocidad angular máxima en la articulación proximal interfalángica (PIP), también se obtuvo la potencia máxima. Los valores de dichas variables se encuentran registrados en la tabla 6.1.3.

Tabla 6.1.3. Variables, magnitudes y unidades a emplear para el diseño de detalle.

Variable	Magnitud	Unidad
Longitud de la falange distal	31	[mm]
Longitud de la falange proximal	35	[mm]
Ángulo de flexión máxima de la articulación proximal interfalángica	20	[°]
Posición lineal en la flexión máxima respecto a la articulación proximal interfalángica (PIP)	(29.131, 10.603)	[mm]
Posición lineal en la extensión máxima respecto a la articulación proximal interfalángica (PIP)	(0, 31)	[mm]
Velocidad angular máxima en la articulación proximal interfalángica (PIP)	18.10	[rad/s]
Velocidad lineal en la flexión máxima respecto a la articulación proximal interfalángica (PIP)	(527.262, 191.91)	[mm/s]
Velocidad lineal en la extensión máxima respecto a la articulación proximal interfalángica (PIP)	(0, 561.1)	[mm/s]
Fuerza de extensión máxima	48.9	[N]
Fuerza de flexión máxima	48.9	[N]
Par de flexión máximo	1.2	[N m]
Par de extensión máximo	1.2	[N m]
Potencia máxima	27.51	[W]

6.2. Selección del actuador

Con los datos de la tabla 6.1.3., se puede proceder con la elección de un actuador para la órtesis. La elección del actuador es considerada como un paso crítico en el diseño de la órtesis, ya que el actuador será responsable de proporcionar la fuerza motriz necesaria para el movimiento y la funcionalidad de la órtesis.

Al seleccionar un actuador, se deben considerar varios factores clave. Estos incluyen, pero no se limitan a, la potencia requerida, la velocidad angular del motor, el par del motor, la eficiencia energética, el peso, el tamaño y el costo. Además, también es necesario tener en cuenta las necesidades específicas del usuario final, como la comodidad, la facilidad de uso y la adaptabilidad a diferentes entornos y situaciones.

Es importante destacar que, aunque se han calculado los valores máximos de fuerza y par para la extensión y flexión del pulgar, no se utilizarán estos valores máximos para el diseño de la órtesis. La razón de esto es que se desea evitar cualquier posibilidad de falla que pueda surgir al operar en los límites de capacidad del sistema.

Además, operar a niveles máximos podría causar un desgaste excesivo en los componentes de la órtesis, acortando su vida útil y potencialmente llevando a fallas prematuras. También existe el riesgo de que la aplicación del máximo par pueda causar incomodidad o incluso daño al usuario, lo cual es especialmente crítico en el contexto de rehabilitación que se está trabajando en la tesis.

Por lo tanto, se optará por utilizar valores de par que sean seguros y cómodos para el paciente, al tiempo que proporcionen suficiente potencia para las tareas de rehabilitación. Esta decisión coincide con el principio de precaución y la práctica estándar en el diseño de dispositivos de rehabilitación.

Existen diversas opciones de actuadores que podrían ser adecuados para esta aplicación. Dados los valores que se tienen de par de máximo de flexión y extensión, se han propuesto tres servomotores que cumplen con estos requisitos base.

Un servomotor es un tipo de motor eléctrico que puede controlar con alta precisión el ángulo o la velocidad angular constante de su eje. Debido a estas propiedades, los

servomotores han generalizado su uso en la robótica. Un servomotor, como se muestra en la Figura 6.2.1. consta de un motor de corriente directa, una caja de engranajes y un controlador con los sensores necesarios, como un codificador o un sensor de posición.

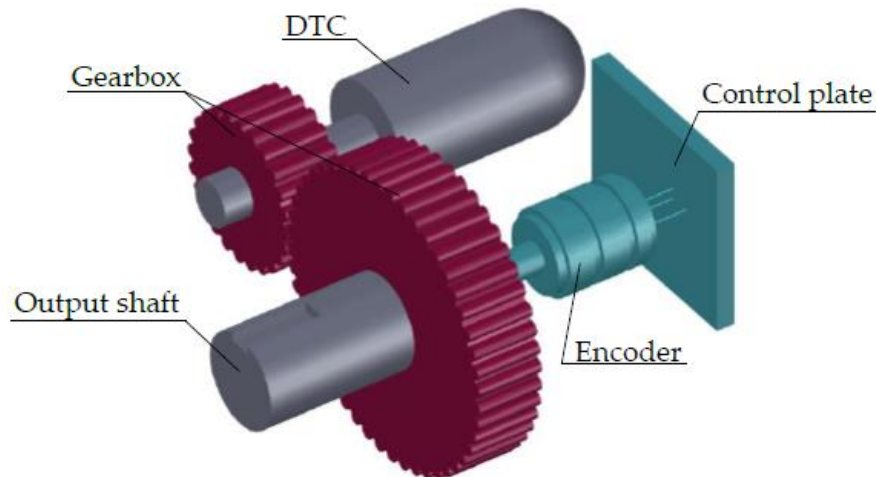


Figura 6.2.1. Esquema de un servomotor.¹⁰

La caja de engranajes en los servomotores se utiliza para reducir la velocidad y aumentar el par en el eje de salida. El controlador se utiliza para rastrear el ángulo de rotación o la velocidad de la flecha, creando así un sistema de control de retroalimentación de circuito cerrado.

Los servomotores suelen controlarse mediante una modulación de ancho de pulso (PWM, por sus siglas en inglés). Este método determina el ángulo de rotación o la velocidad del eje de salida en función de la longitud del pulso a una frecuencia dada (Autsou, Kudelina, Vaimann, Rassolkin, & Kallaste, 2024). El PWM también proporciona una alta eficiencia en el control de velocidad y posicionamiento, lo que lo hace completamente adecuado para la órtesis.

En la Tabla 6.1.4 se presentan tres servomotores propuestos para el diseño de la órtesis robótica. Cada servomotor se evalúa en función de sus características técnicas, incluyendo el par y la velocidad angular máxima que pueden proporcionar. Para facilitar la selección del servomotor más adecuado para la órtesis robótica, se ha asignado una puntuación a cada

¹⁰ Recuperado de <https://pl.linkedin.com/in/lichu-studio-053aa4176>

característica del servomotor con base en las especificaciones y características que se requieren (siendo 1 la mínima y 3 la máxima posible). El servomotor con la puntuación más alta será seleccionado para su uso en la órtesis robótica.

Tabla 6.2.1. Matriz de selección del actuador.

MG995			
Característica	Valor	Unidad	Puntuación
Dimensiones	40.7x19.7x42.9	[mm]	2
Peso	55	[g]	2
Voltaje de Funcionamiento	4.8 – 7.2	[V]	3
Par de parada	13 a 4.8 [V] 15 a 6[V]	[kg-cm]	3
Costo	104.00	[\$]	2
Ángulo de rotación máximo	180	[°]	3
Velocidad de funcionamiento	0.17	[s/60°] ¹¹	1
		Total	16
SG5010			
Característica	Valor	Unidad	Puntuación
Dimensiones	41x20x38	[mm]	3
Peso	39	[g]	3
Voltaje de Funcionamiento	4.8 – 6	[V]	3
Par de parada	5.5 a 5 [V] 6.5 a 6[V]	[kg-cm]	1
Costo	171.00	[\$]	1
Ángulo de rotación máximo	180	[°]	3
Velocidad de funcionamiento	0.16	[s/60°]	1
		Total	15
MG996R			
Característica	Valor	Unidad	Puntuación
Dimensiones	40x19x43	[mm]	2
Peso	65	[g]	1
Voltaje de Funcionamiento	4.8 – 7.2	[V]	3

¹¹ Los [s/60°] en una hoja de datos de un servomotor se refiere a la velocidad del motor. Específicamente, significa cuantos segundos tardar el servomotor en moverse 60 grados. Un número más bajo indica un motor más rápido.

Par de parada	9.4 a 4.8 [V] 11 a 6[V]	[kg-cm]	2
Costo	74.00	[\$]	3
Ángulo de rotación máximo	180	[°]	3
Velocidad de funcionamiento	0.17	[s/60°]	1
		Total	15

Como se puede observar el servomotor MG995 fue el motor que reunió la puntuación más alta debido a ser de un precio accesible, su elevado par de parada a pesar del bajo voltaje y costo regular, así que se considerará como el actuador adecuado.

6.3. Selección del material

Para garantizar el adecuado desempeño de la órtesis robótica, es importante realizar una correcta elección del material de los eslabones de la órtesis. Una selección inadecuada no solo comprometería el cumplimiento de los requerimientos y necesidades del prototipo, sino que también representaría un riesgo para el paciente.

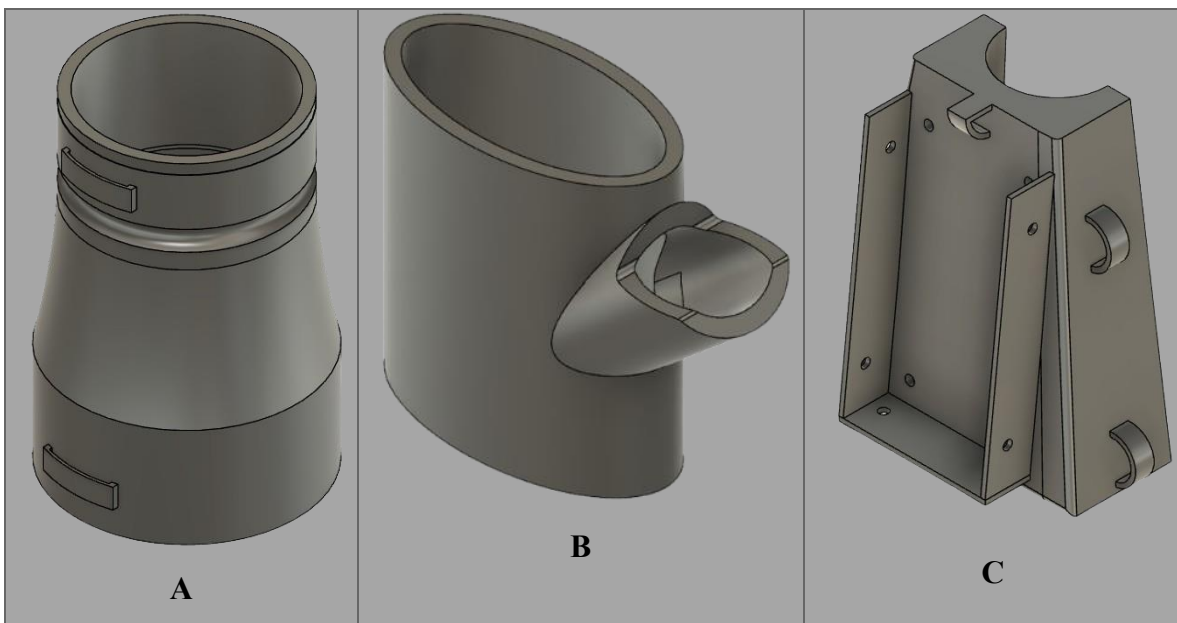
Actualmente los materiales disponibles para aplicaciones en órtesis pueden ser colocado en una de dos categorías: naturales o sintéticos. Los materiales naturales se componen de materiales que existen usualmente en estado crudo o impuro en un entorno natural; algunos ejemplos de estos materiales son cuero, caucho y metal. Por otro lado, la segunda categoría de materiales, son el grupo sintético, principalmente plásticos, que es especialmente interesante e importante por el potencial rango de sus propiedades mecánicas, físicas y químicas que son prácticamente ilimitadas; la relación de fuerza a peso es favorable en relación con otros materiales. La mayoría de los plásticos son higiénicos ya que pueden limpiarse fácilmente y proporcionar una excelente resistencia a la corrosión química en el contacto con el cuerpo.

Las órtesis disfrutan de la relativa facilidad de fabricación y la economía del uso de plásticos, con lo que los pacientes han respondido de manera positiva a su apariencia en la mejora de la cosmética. (Stewart & Bernstock, 1970)

Con el propósito de seleccionar el material adecuado para nuestra órtesis robótica, se deben considerar los requerimientos y necesidades previamente definidos en el capítulo 4.0., tales como ergonomía, ligereza y resistencia. Específicamente, el material seleccionado debe cumplir con que la órtesis tenga un peso menor a 150 gramos y una densidad inferior a 2800 kg/m³.

De acuerdo con los planos del diseño del prototipo (ver capítulo 11.7. *Planos de las piezas y partes mecánicas de la órtesis*), se identificaron tres piezas principales a manufacturar, mostradas en la Figura 6.3.1.

Figura 6.3.1. Piezas para manufacturar de la órtesis robótica. De izquierda a derecha, A. Protección del pulgar que funciona como actuador. B. Soporte de muñeca que actúa como protección para la mano y C. Soporte del antebrazo que carga con los componentes electrónicos.



Al seleccionar los materiales para estas piezas, se deberá priorizar el cumplimiento de las características de ergonomía, ligereza y resistencia necesarias para asegurar la comodidad y la seguridad del paciente durante su uso.

Debido a que la pieza llamada **“Soporte de la muñeca”** (Figura 6.3.1. B.) es la pieza que estaría sometida a las mayores tensiones y por ende presenta el mayor riesgo de fractura, se realizará el cálculo de esfuerzos sobre ella. Se considerará a dicha pieza porque el paciente puede tener una reacción involuntaria de realizar un movimiento de abducción o aducción al momento de ejecutar su rehabilitación, lo que incrementa significativamente el desgaste y el riesgo de fallo estructural. Se debe considerar un material con alta resistencia a la tracción y un módulo de elasticidad adecuado para soportar las cargas cíclicas y evitar deformaciones permanentes.

A continuación, se determina el esfuerzo de tracción al límite de elasticidad del material, que es la máxima tensión que el material puede soportar antes de sufrir una deformación plástica.

Con base en la zona de aplicación de la fuerza se considerará que el área de la sección transversal es la que se puede observar desde la vista posterior, es decir, la expuesta en la Figura 6.3.2.



Figura 6.3.2. Vista posterior del soporte de la muñeca.

En dicha vista, se puede observar que el área se puede aproximar mediante dos triángulos y un rectángulo, con las dimensiones que se observan en la Figura 6.3.3.

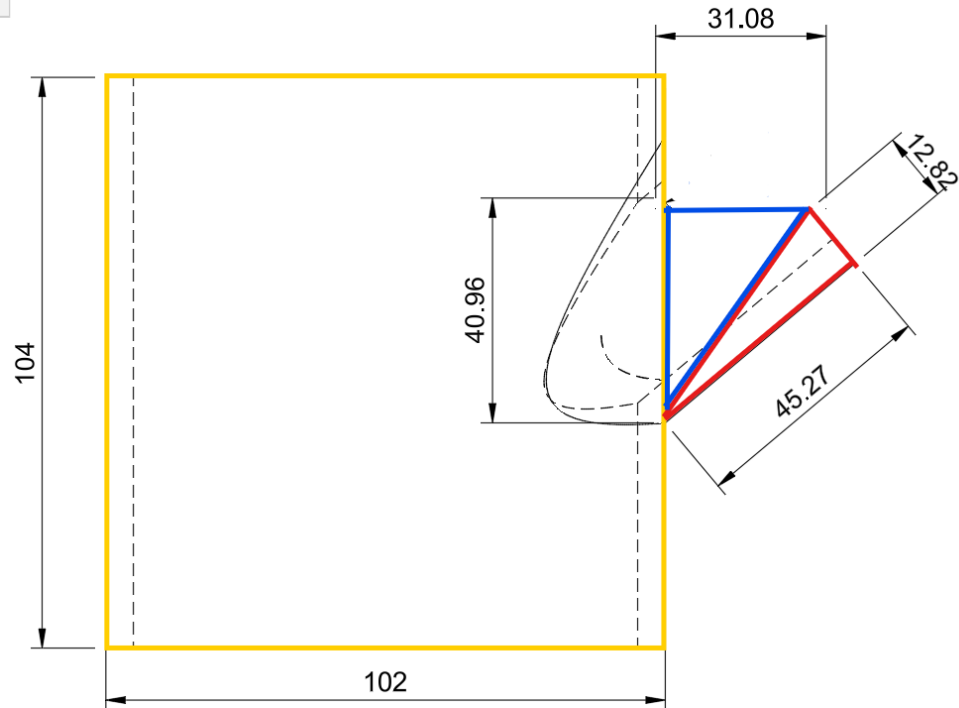


Figura 6.3.3. Vista posterior del guante de la órtesis con las dimensiones de las divisiones de la pieza.

Entonces, para poder obtener el esfuerzo de cedencia mínimo de dicho material, se considerará el área de la sección transversal, tomando en cuenta las dimensiones de la pieza. La ecuación para calcular dicha área se puede observar en la ecuación 5.

En la ecuación 6 se puede observar el cálculo del área del rectángulo; en la ecuación 7 se puede observar el cálculo del área del triángulo menor; en la ecuación 8 se puede observar el cálculo del área del triángulo mayor. Finalmente, sustituyendo la ecuación 6, 7 y 8 en la ecuación 5 se obtiene la ecuación 9 en la que se obtuvo el valor del área transversal que es de $9.45 \times 10^{-3} [m^2]$.

$$A_{transversal} = A_{rectángulo} + A_{triangmayor} + A_{triangmenor} \quad \dots (5)$$

$$A_{rectángulo} = b_{rmay} \times h_{rmay} \quad \dots (6)$$

$$= (102[mm])(104[mm]) \left(\frac{1[m]}{1000[mm]} \right)^2$$

$$= 10.61 \times 10^{-3} [m^2]$$

$$A_{triangmenor} = \frac{b \times h}{2} = \frac{(45.27[mm])(12.82[mm])}{2} \left(\frac{1[m]}{1000[mm]} \right)^2 \quad \dots (7)$$

$$= 2.902 \times 10^{-4}[m^2]$$

$$A_{triangmayor} = \frac{b \times h}{2} = \frac{(40.96[mm])(31.08[mm])}{2} \left(\frac{1[m]}{1000[mm]} \right)^2 \quad \dots (8)$$

$$= 6.37 \times 10^{-4}[m^2]$$

$$A_{transversal} = A_{recmayor} + A_{recmenor} + A_{triángulo} \quad \dots (9)$$

$$= (10.61 \times 10^{-3} + 2.902 \times 10^{-4} + 6.37 \times 10^{-4})[m^2]$$

$$= 11.53 \times 10^{-3}[m^2]$$

La Fuerza de Abducción o Aducción F se considera como la fuerza que podría generar involuntariamente el paciente en la articulación trapezometacarpiana (MCP) del pulgar. Para calcularla se parte del par máximo conocido en la articulación PIP y las distancias relevantes.

Dado que el par de flexión máximo (τ) en dicha articulación es de 1.2 [Nm] (Torres Coscoyuela, González del Pino, Yáñez Calvo, & Bartolomé del Valle, 1999), se puede utilizar esta magnitud para estimar el par en la articulación MCP, asumiendo que ese será el valor del par. Aplicando la relación fundamental entre par y fuerza, como se expresa en la ecuación 10.

$$\tau_{MCP} = F \times r \quad \dots (10)$$

Además, asumiendo que el par de ambas articulaciones es igual ($\tau_{MCP} = \tau = 1.2 [Nm]$) y considerando que r es la longitud de la falange proximal ($r = r_{proximal} = 35 [mm]$) se despeja a la fuerza de abducción con lo que se obtiene lo observado en la ecuación 11.

$$F = F_{abduccion} = -F_{aducion} = \frac{\tau_{MCP}}{r_{proximal}} = \frac{1.2[Nm]}{35 \times 10^{-3}[m]} \quad \dots (11)$$

$$= 34.29[N]$$

Con el valor obtenido de la fuerza de abducción y el área transversal, se puede calcular el esfuerzo máximo de fluencia, obteniendo así lo visto en la ecuación 12.

$$\sigma = \frac{F_{abduccion}}{A_{transversal}} = \frac{34.29[N]}{11.53 \times 10^{-3}[m^2]} = 2972.77[Pa] \quad \dots (12)$$

Así, se propondrán una lista de materiales sintéticos (debido a las ventajas ya explicadas que poseen sobre los naturales), con los que se analizará su densidad, peso, resistencia y esfuerzo máximo de fluencia, para poder elegir el más adecuado.

Primeramente, se tiene el ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno) es un termoplástico comúnmente utilizado en aplicaciones de ingeniería y fabricación de prototipos debido a su resistencia, tenacidad y durabilidad. El ABS es conocido por su buena resistencia al impacto y su capacidad para ser moldeado en una variedad de formas. Es adecuado para aplicaciones que requieren resistencia mecánica y estabilidad dimensional; puede utilizarse en partes estructurales de órtesis, como soportes rígidos, sujeciones y componentes de fijación.

Por otra parte, el Ácido Poliláctico (PLA) es un polímero biodegradable y renovable derivado de fuentes naturales como el maíz o la caña de azúcar. El PLA-Wood es una variante que contiene partículas de madera, lo que le confiere una apariencia y sensación de madera natural. El PLA es ampliamente utilizado en la impresión 3D debido a su facilidad de impresión, biocompatibilidad y bajo impacto ambiental. También puede ser útil en órtesis que requieren un cierto grado de flexibilidad combinada con resistencia. (Arias Ávalos & López Ayala, 2021)

De igual manera, el Nylon es un polímero termoplástico conocido por su resistencia, durabilidad y versatilidad. Cuando se refuerza con fibra de carbono, el Nylon adquiere propiedades mecánicas mejoradas, incluida una mayor resistencia a la tracción, rigidez y resistencia al impacto. Esta combinación lo hace ideal para aplicaciones que requieren una alta resistencia y rigidez, como componentes estructurales y piezas funcionales. Puede ser utilizado en partes de órtesis que requieren una alta resistencia mecánica y rigidez, como estructuras de soporte, refuerzos y componentes de fuerza. (Patiño Crespo, 2022)

Las propiedades de los materiales expresados anteriormente se pueden observar en la tabla 6.3.2.

Tabla 6.3.2. Propiedades de los materiales considerados para seleccionar para la pieza de protección de la mano.

Material	Propiedad				
	Densidad [kg/m ³]	Esfuerzo de Cedencia [MPa]	Resistencia a la tracción [MPa]	Masa ¹² [g]	Módulo de Young [MPa]
ABS ¹³	1060	45	42.5-44.8	48.67	2500
ePA-CF ¹⁴	1000	105-200	54.5	45.91	500
PLA Wood ¹⁵	1050	60	35	48.21	3000

En la tabla 6.3.3., se pueden observar las calificaciones asignadas a cada material (donde 1 es poco satisfactorio, 3 medianamente satisfactorio y 5 satisfactorio) por sus propiedades, así como el material seleccionado para el prototipo final de la órtesis.

¹² De acuerdo con el software de Autodesk Fusion, el volumen de la pieza llamada Protección para la Mano es de 45910.717 [mm³]. Así, la masa se obtiene como $m = \rho V$

¹³ Datos obtenidos de la datasheet del material suministrada por PLASTIM. Recuperado de <https://plastim.co.uk/wp-content/uploads/2019/07/ABS-Technical-Data-Sheet.pdf>

¹⁴ Datos obtenidos de la datasheet del material suministrada por FILLAMENTUM. Recuperado de https://fillamentum.com/wp-content/uploads/2020/10/Technical-Data-Sheet_Nylon-CF15-Carbon_03012019.pdf

¹⁵ Datos obtenidos de la datasheet del material suministrada por Fillatech. Recuperado de <https://fillatech.store/wp-content/uploads/2021/11/Wood-PLA-Datasheet.pdf>

Tabla 6.3.3. Matriz de selección de material.

Material	Calificación					Calificación Final
	Densidad	Esfuerzo de Cedencia	Resistencia a la tracción	Masa	Módulo de Young	
ABS	1	1	3	1	3	9
ePA-CF	5	5	5	5	1	21
PLA Wood	3	3	1	3	5	15

Como se puede observar el Nylon Carbono fue el material que obtuvo la puntuación más elevada debido a su baja densidad y masa y a su elevado esfuerzo de cedencia y resistencia a la tracción, por lo tanto, ese será el material seleccionado para la pieza nombrada como protección para la mano.

Por otro lado, para la pieza llamada “*Protección del pulgar*” cuya función es realizar el movimiento de flexión y extensión de la rehabilitación. Entonces, considerando que la fuerza de flexión y extensión es de 0.511 [N] y que el ejercicio de rehabilitación se realizan 10 repeticiones seguidas, se considerará que la fuerza total es de 5.11[N].



Figura 6.3.3. Vista posterior de la protección del pulgar que funciona como actuador.

En la Figura 6.3.3. se observa en color azul, el área que recibe el mayor esfuerzo. De acuerdo con las dimensiones del plano (ver sección 12.5 del apartado de *Anexos*), se trata de una figura irregular cuya área puede determinarse como lo expresado en la ecuación 13.

$$A_{transversal} = A_{rectangulo} - 2\left(\frac{A_{circulo}}{2}\right) = A_{rectangulo} - A_{circulo} \quad \dots (13)$$

$$A_{rectangulo} = (28.5[mm])(2.5[mm])\left(\frac{1[m]}{1000[mm]}\right)^2 \quad \dots (14)$$

$$= 7.13 \times 10^{-5}[m^2]$$

$$A_{circulo} = \pi r^2 = \pi(1.25[mm])^2\left(\frac{1[m]}{1000[mm]}\right)^2 = 4.91 \times 10^{-6}[m^2] \quad \dots (15)$$

$$A_{transversal} = A_{rectangulo} - A_{circulo} \quad \dots (16)$$

$$= (7.13 \times 10^{-5} - 4.91 \times 10^{-6})[m^2]$$

$$= 6.63 \times 10^{-5}[m^2]$$

En la ecuación 14 se puede observar el cálculo del área del rectángulo; en la ecuación 15 se puede observar el cálculo del área del círculo. Finalmente, sustituyendo la ecuación 14

y 15 en la ecuación 13 se obtiene la ecuación 16 en la que se obtuvo el valor del área transversal que es de $6.63 \times 10^{-5} [m^2]$.

Con el valor de la fuerza total de 5.11[N] y el área de la sección transversal, se puede calcular el esfuerzo máximo de fluencia, tal y como se observa en la ecuación 17.

$$\sigma = \frac{F_{flexión}}{A_{transversal}} = \frac{5.11[N]}{6.63 \times 10^{-5} [m^2]} = 77025.97 [Pa] \approx 0.077 [MPa] \quad \dots (17)$$

Con el esfuerzo máximo de fluencia, ahora se puede seleccionar un material. Considerando los valores de las propiedades de los materiales expuestos en la tabla 6.3.2., se escogió el ePA-FC porque, además de que su esfuerzo de cedencia cumple con los requerimientos, también es un material altamente empleado en impresión 3D para órtesis y prótesis por sobre otros materiales cuando se habla de resistencia al calor, rigidez y ductilidad.

Finalmente, para la pieza llamada **“Soporte del Antebrazo”** se escogió también ePA-FC, debido a su uso para impresión 3D y a que será la pieza que cargará con los componentes electrónicos. Para colocar los componentes electrónicos se adquirió un gabinete plástico de 13.5 x 4.9 x 7.5 cm vendido por la tienda Steren[®], tal como se observa en la Figura 6.3.3., fabricado de plástico resistente a los impactos, adecuando el soporte del antebrazo para colocar la caja.¹⁶



Figura 6.3.3. Gabinete plástico adquirido para colocar los componentes electrónicos de la órtesis.

¹⁶ Recuperado de <https://www.steren.com.mx/gabinete-plastico-de-13-5-x-4-9-x-7-5-cm.html>

6.4. Diseño de Software.

A continuación, se abordará el diseño de software de la órtesis robótica para la rehabilitación de pacientes con Tenosinovitis Estenosante. El diseño de software es un aspecto crucial que representa el cumplimiento de los requerimientos y especificaciones solicitados por el paciente, ya que tiene como propósito la comunicación entre los sensores, controlar los movimientos y monitorear el progreso del tratamiento. Un buen diseño de software permite la integración efectiva de los sensores y los actuadores, proporcionando datos precisos y en tiempo real sobre el progreso del paciente y la rehabilitación, lo cual es esencial para ajustar y optimizar el proceso de rehabilitación.

El desarrollo del software incluye la programación del servomotor para los ángulos específicos requeridos durante la rehabilitación, así como la implementación de protocolos de comunicación que aseguren una operación fluida y sin interrupciones. Además, el software debe ser capaz de procesar los datos generados por los sensores, y presentarlos de manera comprensible a través de una interfaz amigable para el usuario. Con este enfoque se garantiza que tanto los pacientes como los profesionales de la salud puedan interactuar con la órtesis de manera intuitiva y eficiente, facilitando un seguimiento detallado y personalizado de la rehabilitación.

6.4.1. Programación del microcontrolador.

Como parte del diseño conceptual de la órtesis robótica se propuso utilizar un microcontrolador para realizar las funciones de adaptar, activar, procesar y programar; para poder cumplir con dichas funciones el microcontrolador seleccionado fue el ESP32. Este microcontrolador destaca por su capacidad de conectividad Wi-Fi y Bluetooth, lo que facilita el envío y recepción de datos en tiempo real; una característica vital para el monitoreo continuo del progreso del paciente y la comunicación fluida entre la órtesis y la interfaz de usuario.

Un aspecto adicional que hace al ESP32 una elección ideal es su capacidad para poder utilizar contenido HTML, permitiendo la generación de una página web integrada. Esto facilita la creación de una interfaz gráfica accesible a través de cualquier navegador web, donde se pueden visualizar en tiempo real los datos de rehabilitación recopilados por la órtesis. La posibilidad de subir código HTML directamente al microcontrolador simplifica la implementación de una interfaz de usuario intuitiva y personalizada, sin necesidad de servidores externos, aumentando así la autonomía y la flexibilidad del sistema.

La programación del microcontrolador para la lectura y envío de los datos provenientes, así como el movimiento del servomotor, se llevó a cabo en el entorno de desarrollo integrado (IDE) de Arduino®. El código se puede observar en el capítulo 11.5. *Programa para la página web y el movimiento de la órtesis.*

6.4.2. Diseño de interfaz web.

A continuación, se detalla el diseño de la interfaz web utilizada para la órtesis robótica para la rehabilitación de pacientes con Tenosinovitis Estenosante. Dicha interfaz deberá cumplir con la función de presentar de manera clara y comprensible la información relevante sobre el avance del proceso de rehabilitación, tanto para el usuario como para el experto médico, observando así su desempeño actual y el objetivo que tiene.

La elección de una interfaz web, en lugar de una aplicación específica para dispositivos móviles, se basa en los factores clave enlistados a continuación:

1. Accesibilidad Multidispositivo: Una página web puede ser accesible desde cualquier dispositivo con un navegador web, incluyendo computadoras de escritorio, laptops, tablets y celulares. Esto garantiza que los pacientes y los profesionales de la salud puedan acceder a la información de la órtesis sin importar el tipo de dispositivo que utilicen.
2. Facilidad de Implementación y Actualización: Las actualizaciones y mejoras en la interfaz pueden ser implementadas rápidamente y sin necesidad de que los usuarios descarguen nuevas versiones de una aplicación. Esto facilita el mantenimiento y la evolución del software.
3. Independencia de Plataformas: La interfaz web no depende del sistema operativo del dispositivo, eliminando la necesidad de desarrollar aplicaciones nativas para diferentes plataformas (iOS®, Android®, Windows®, etcétera).

Este diseño e implementación aseguran que la órtesis robótica pueda proporcionar datos precisos y en tiempo real sobre el progreso del paciente, y que estos datos sean accesibles de manera intuitiva y eficiente.

La implementación de la interfaz web se realizó mediante el uso de HTML, CSS y JavaScript, alojados directamente en el ESP32. Para acceder a la página web, solo se necesita utilizar la dirección IP asignada al ESP32 en la red Wi-Fi, obtenida mediante la librería “*WiFi.h*” con la programación realizada en el entorno de desarrollo integrado (IDE) de Arduino®. Esta librería proporciona las funciones necesarias para conectar el dispositivo

ESP32 a una red Wi-Fi y obtener su dirección IP local. La interfaz web para computadora se puede observar en la figura 6.4.2.a. y la interfaz web para celular, se puede observar en la figura 6.4.2.b.

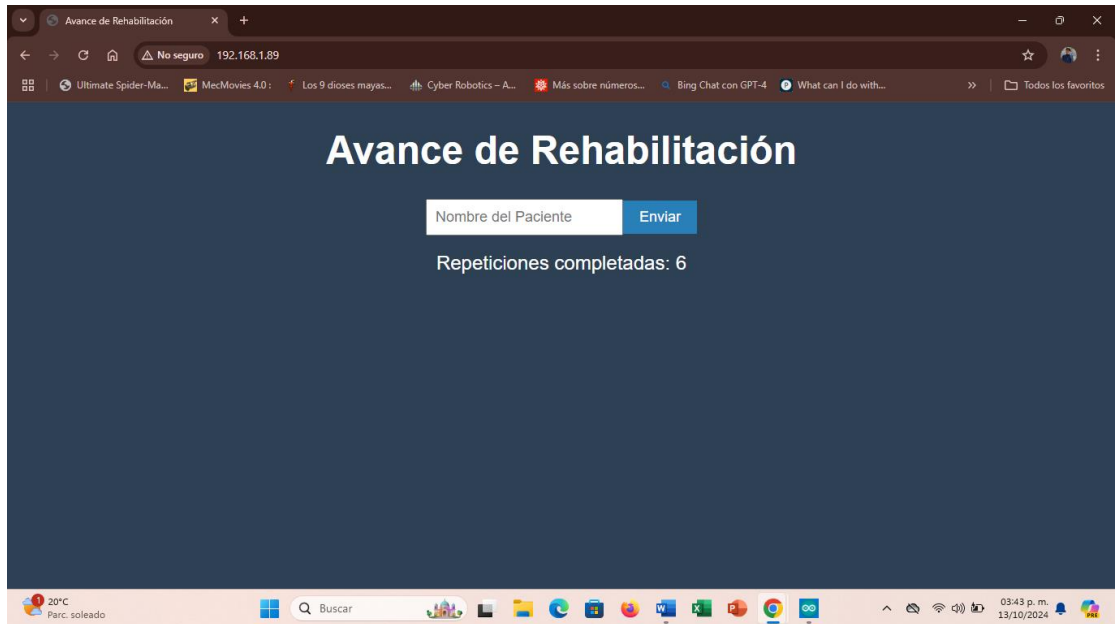


Figura. 6.4.2.a. Interfaz web de la órtesis robótica.



Figura. 6.4.2.b. Interfaz web de la órtesis robótica en un celular.

7.0. Construcción de prototipo

Dado que el objetivo principal de la tesis es desarrollar el prototipo de una órtesis robótica cuya función principal sea apoyar en la rehabilitación de un paciente con Tenosinovitis Estenosante, este capítulo se centrará en detallar el proceso de manufactura y ensamble de dicho prototipo.

Como se mencionó anteriormente, la órtesis está compuesta por cuatro piezas esenciales, tres manufacturadas de fibra de carbono mediante un proceso de impresión 3D y una adquirida comercialmente, pero modificada para poder alojar los componentes electrónicos. Todo el diseño ha sido elaborado con el propósito de otorgar una solución eficaz y duradera para los pacientes afectados por esta condición. La lista de las piezas del plano explosivo puede observarse en la tabla 7.0. y las piezas pueden verse en la figura 7.0.

Tabla 7.0. Lista de piezas del plano explosivo de la órtesis robótica para rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante

Lista de Piezas			
Elemento	Cantidad	Nombre de la pieza	Material
1	1	Soporte de la muñeca	ePA-CF
2	1	Protección del pulgar	Policarbonato
3	1	Soporte del antebrazo	ePA-CF
4	1	Caja de componentes	ePA-CF

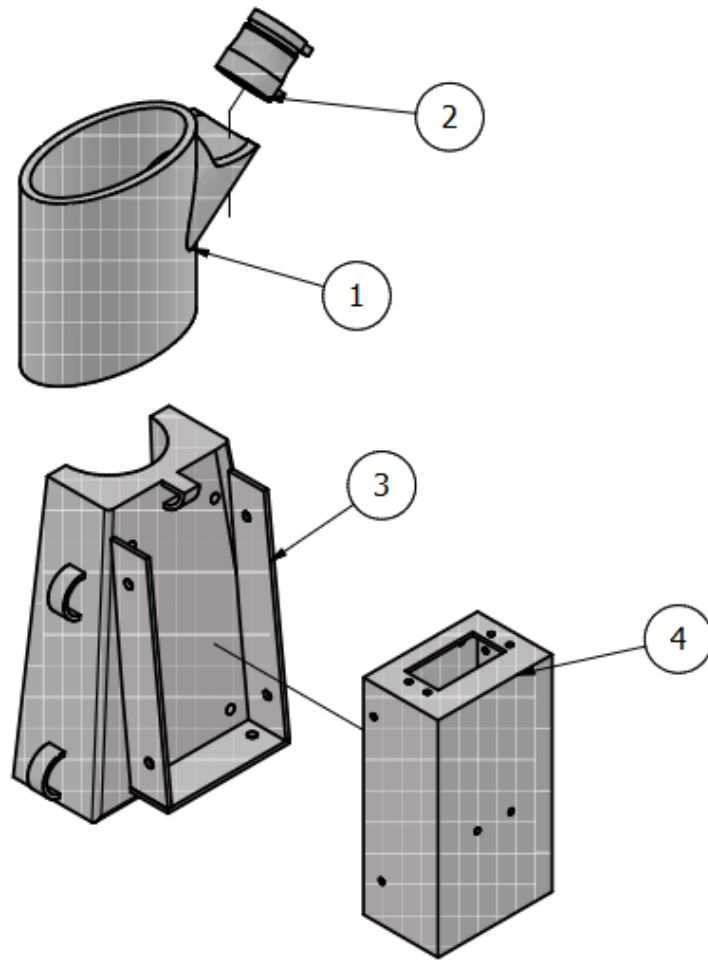


Figura. 7.0. Explosión de las piezas de la órtesis robótica para rehabilitación de Tenosinovitis Estenosante.

A continuación, se describirán los métodos utilizados para la fabricación de los componentes, así como las modificaciones que se tuvo que hacer a algunas piezas y al gabinete de plástico.

La impresión 3D, también conocida como manufactura aditiva, es una tecnología que permite la creación de objetos tridimensionales mediante la construcción capa por capa. Esta tecnología utiliza archivos de diseño 3D digitales para guiar a una impresora que deposita o fusiona materiales como plástico, metal o cerámica, construyendo así el objeto deseado. Esta tecnología facilita la creación de piezas y productos complejos y personalizados directamente desde diseños digitales, eliminando la necesidad de métodos de fabricación tradicionales.

El proceso para realizar una manufactura aditiva adecuada consta de los siguientes pasos: en primer lugar, se debe crear una imagen del objeto utilizando un software de diseño

asistido por computadora (CAD). Posteriormente, el diseño de la pieza se procesa y se divide en capas sucesivas utilizando software de corte. Finalmente, la impresora deposita el material en capas, desde la capa inferior hasta la superior. Algunas técnicas utilizan luz o láseres para endurecer el material. (Kamble, Khoje, & Lele, 2018)

En el caso particular de las órtesis y prótesis, la tecnología de impresión 3D (3DP, por sus siglas en inglés) basada en el proceso de extrusión de material es hoy en día una solución de fabricación para órtesis de mano-muñeca personalizadas y este proceso es visto como una alternativa al método tradicional que utiliza yeso o escayolas de fibra de vidrio. (Pospecu, Laptoiu, Marinescu, & Carutasu, 2022)

Cuando se utiliza ePA-CF (Nylon y Fibra de Carbono) la manufactura aditiva se debe realizar mediante un modelado de deposición fundida (FDM, por sus siglas en inglés) debido a que es la técnica de uso más común que extruye directamente materiales fundidos capa por capa y supera las limitaciones de fabricación de geometrías complicadas. Esta técnica es rápida, relativamente fácil de realizar, lo que la vuelve más económica en comparación con otros métodos de manufactura aditiva. (Hsieh, y otros, 2016)

La impresión 3D con ePA-CF (Nylon y Fibra de Carbono) es un proceso que requiere una configuración específica debido a las propiedades del material. Por esa razón, antes de comenzar con la impresión, se debe configurar la impresora a los parámetros específicos para garantizar una impresión exitosa.

En primer lugar, se debe ajustar la temperatura del extrusor, que es el componente de la impresora que calienta el filamento hasta su punto de fusión. Para el ePA-CF, la temperatura recomendada está entre los 240°C y los 260°C. Esta temperatura permite que el material se funda adecuadamente sin degradarse. El siguiente parámetro para configurar es el diámetro de la boquilla. En este caso, se utilizó una boquilla con un diámetro de 0.6 mm, lo que permitió un flujo constante del material fundido durante la impresión.

De igual manera, es requerido que el diámetro del filamento de ePA-CF debe ser de 1.75 mm. Este diámetro es estándar para muchas impresoras 3D y proporciona la cantidad correcta de material para la boquilla de 0.6 mm.



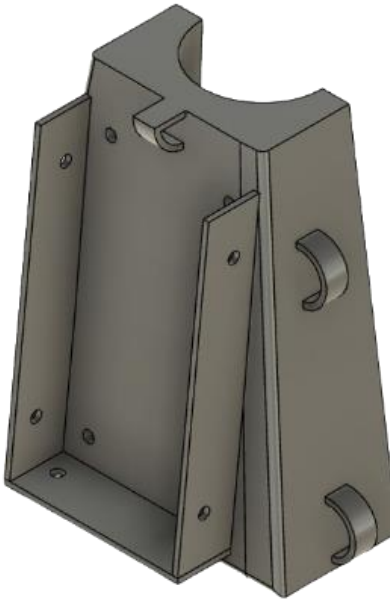

Finalmente, es necesario ajustar la temperatura de la plataforma de construcción o plato a 60°C. Esta temperatura ayuda a que la primera capa del material impreso se adhiera correctamente al plato, evitando problemas como la deformación del objeto. Una vez que la impresora 3D está configurada con estos parámetros, se puede iniciar el proceso de impresión. El extrusor calentará el filamento de ePA-CF hasta la temperatura especificada y luego lo depositará capa por capa para construir el modelo 3D.

Tabla 7.1. Piezas en bruto, después de la impresión 3D. De izquierda a derecha, arriba a abajo la protección del pulgar que funciona como actuador; el soporte de muñeca que actúa como protección para la mano, el soporte del antebrazo y la caja de los componentes electrónicos.



En la tabla 7.1., se observa cómo se encontraban las piezas en bruto. Para limpiar las piezas se utilizaron pinzas de punta, un limatón y cuchilla. En la tabla 7.2., se puede observar la comparación de las piezas ya limpias, contra su diseño en computadora.

Tabla 7.2. Piezas limpias y su diseño en computadora. De izquierda a derecha, arriba a abajo la protección del pulgar que funciona como actuador; el soporte de muñeca que actúa como protección para la mano, el soporte del antebrazo y la caja de los componentes electrónicos.

Nombre de la pieza	Diseño asistido por computadora	Pieza en impresión 3D
Soporte de muñeca		
Soporte del antebrazo		



Una vez que se hicieron los ajustes y adecuaciones necesarias a las piezas, se procedió a realizar el ensamble y armado de éstas. Además, se emplearon correas ajustables de contacto para asegurar las piezas de la órtesis al brazo de la paciente como se puede observar en las figuras 7.1.,7.2. y 7.3. Estas correas fueron seleccionadas para ser cómodas y seguras, permitiendo un ajuste personalizado que se adapta a la forma y tamaño del brazo del paciente.



Figura 7.1. Vista lateral del ensamble de la órtesis



Figura 7.2. Vista superior del ensamble de la órtesis

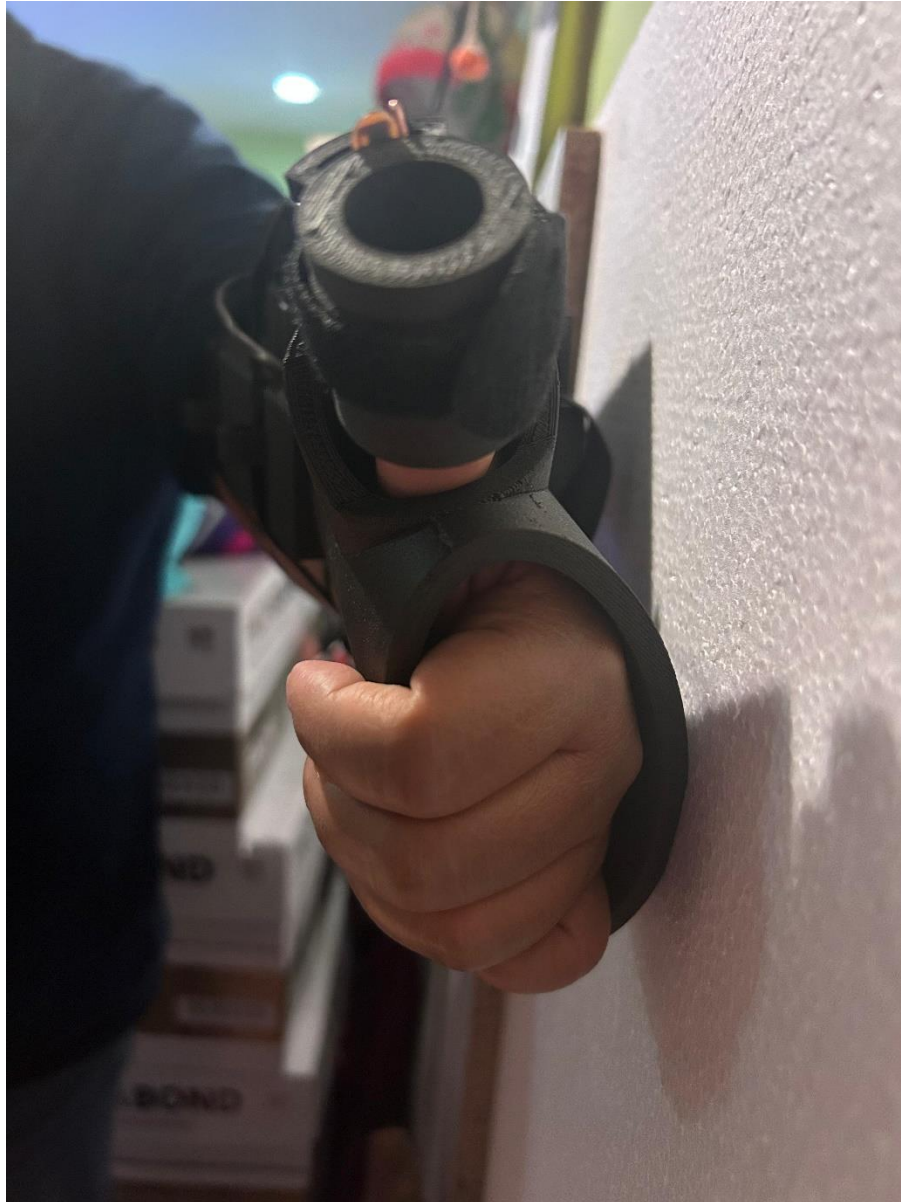


Figura 7.3. Vista frontal del ensamble de la órtesis

Una vez ensamblada la estructura principal de la órtesis, se instalaron los componentes electrónicos y mecánicos, como se muestra en la figura 7.4.

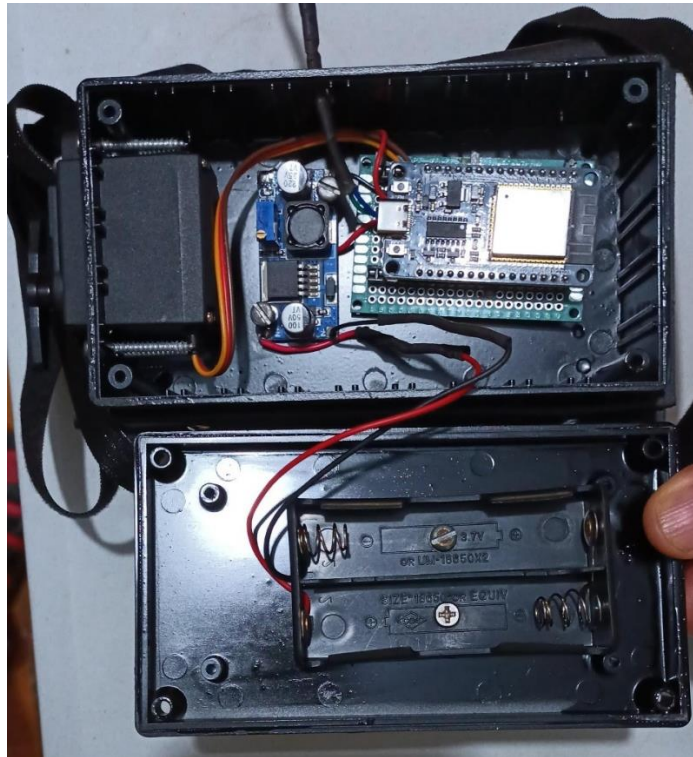


Figura 7.4. Arreglo de los componentes electrónicos.

8.0. Pruebas y Resultados

En el siguiente capítulo se explorarán las pruebas que se realizaron para poder elaborar el prototipo final, dado que dentro de los objetivos secundarios de la tesis se encuentran obtener información sobre el proceso de rehabilitación del paciente mediante el uso de la órtesis robótica, con el fin de proporcionar seguimiento continuo y personalizado, así como evaluar la funcionalidad de la órtesis mediante pruebas experimentales con la paciente, asegurando que cumpla con los requisitos de su condición específica. Posteriormente se hablarán sobre los resultados obtenidos a partir de un cuestionario elaborado para la paciente en cuestión y finalmente, se añadió un apartado de recomendaciones a futuro.

8.1. Pruebas

Previo a la implementación de la órtesis robótica y su uso personalizado para el paciente, se utilizó un primer modelo para pruebas como el que se observa en la Fig. 8.1. El propósito de este primer modelo para pruebas es verificar de forma preliminar el funcionamiento del sistema; sustituyendo el sensor de flexión-extensión con un potenciómetro, simulando este parámetro, con lo que se pudieron testear los rangos del movimiento de flexión y extensión del paciente y la equivalencia de diferencia de potencial, es decir, el mapeo que se introduce al propio circuito del microcontrolador, en este caso específico la placa ESP32.

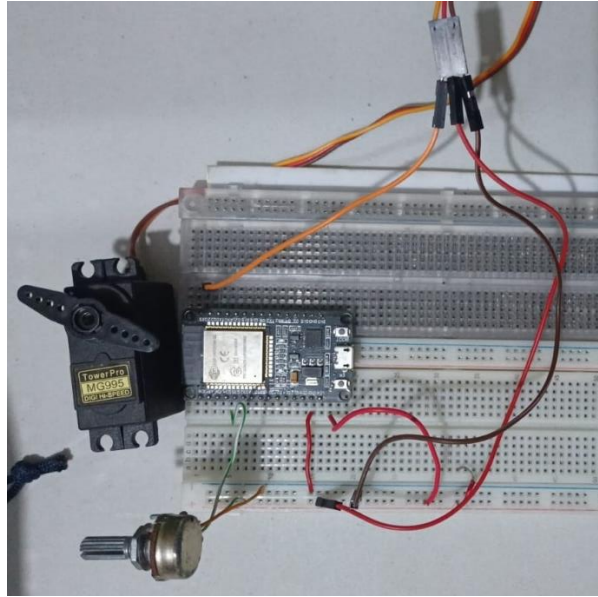


Figura 8.1. Primer modelo para pruebas utilizado.

Se puso en práctica un programa sencillo en el entorno de Arduino IDE[®] para localizar los valores que podía obtener el potenciómetro y fueron monitoreados a través del monitor serial de la interfaz de Arduino[®]. Esto permitió medir en tiempo real los rangos de movimiento que se encontrarían durante los movimientos de flexión y extensión, y verificar que estos valores se correspondieran con el movimiento mecánico previsto. Además, se implementó un contador para llevar un registro del número de repeticiones realizadas.

Estas pruebas iniciales fueron esenciales para asegurar que el sistema pudiera detectar y registrar los rangos de movimiento con precisión antes de pasar a una etapa más avanzada de implementación. Una vez que se comprobó que los resultados obtenidos con el potenciómetro eran satisfactorios, se procedió a utilizar el sensor de flexión y extensión, debido a que era el sensor necesario para la órtesis.

Fue entonces cuando se realizaron pruebas para verificar que el sensor de flexión pudiera detectar con exactitud tanto los ángulos de flexión como los de extensión, además de que se tuvo que volver a recalibrar con los nuevos valores. Durante esta etapa, se verificó que el sistema respondiera de acuerdo con los datos recibidos del sensor, moviendo el servomotor en función de los valores de flexión y extensión detectados, así como verificando que se realizará el conteo del número de repeticiones en tiempo real a través del monitor serial de Arduino IDE[®].

Luego de la comprobación del funcionamiento adecuado entre el sensor de flexión - extensión y el servomotor, se procedió a desarrollar una plataforma web en la que se lograra visualizar el número de repeticiones de la rehabilitación del paciente en tiempo real. Para verificar el funcionamiento fue configurado para enviar los datos capturados a través de la conexión Wi-Fi que proporciona la placa ESP32, permitiendo así la visualización de las repeticiones realizadas a través de una interfaz web. Las pruebas de esta fase se concentraron en evaluar la precisión y la estabilidad de la transmisión de datos entre la órtesis robótica y el sitio web creado, asegurando que el número de repeticiones se pudiera observar instantáneamente.

Finalmente, se integró el sistema completo, utilizando una tarjeta perforada para circuitos y soldando por la parte de atrás todos los componentes necesarios, asegurando así que la órtesis trabajara de manera conjunta y eficiente. Estas pruebas consistieron en monitorear el comportamiento del sistema en su conjunto, desde la detección del movimiento del dedo hasta la visualización de las repeticiones en el sitio web en tiempo real, ahora, además, con el paciente utilizando el sistema completo.

8.2. Resultados

Los resultados obtenidos en el desarrollo de la tesis se pueden dividir en dos apartados principales. En primer lugar, se encuentran los resultados de funcionalidad, obtenidos a partir de un cuestionario de satisfacción con el paciente. En segundo lugar, se tienen los resultados de efectividad, que valoran el impacto real de la órtesis en la rehabilitación del paciente.

Para poder analizar los resultados de funcionalidad, se realizó un cuestionario de satisfacción (ver *Anexo 11.4. Resultados del cuestionario de satisfacción*) dirigido al paciente para evaluar si cumplió con los objetivos del proyecto, así como su opinión para evaluar aspectos clave como comodidad, facilidad de uso, tamaño, peso y mejoras percibidas en la movilidad; dichos resultados y su respectiva calificación sobre la órtesis, se pueden ver en la tabla 8.2., que se especificarán a continuación.

Tabla 8.2. Matriz de evaluación de las características de la órtesis por parte del paciente.

No.	Característica	Calif.
1	Comodidad	3
2	Facilidad de uso	3
3	Tamaño (portabilidad)	3
4	Peso	4
5	Durabilidad y calidad de los materiales	3
Final		16

En la tabla 8.2., se puede observar la calificación que se otorgó a cada uno de los valores de la órtesis, siendo 1 la más baja (nada satisfactorio) y 4 la más alta (muy satisfactorio). Se observa que la tesis reunió 16 puntos de 20 posibles, por lo que tuvo una satisfacción de 80%, lo que se considera un éxito.

En el aspecto de comodidad, el nivel de satisfacción de la órtesis robótica fue calificado como satisfactorio. El usuario mencionó que la órtesis robótica podría ser más cómoda, sugiriendo utilizar un tipo de material más flexible o realizar mejoras en el diseño de las piezas.

Relativo con la facilidad de uso, el dispositivo fue evaluado como satisfactorio porque el paciente considera que, sí se cumple con el movimiento adecuado de rehabilitación y no necesita directamente la asistencia del terapeuta, además de considerar agradable que se otorgue el número de repeticiones realizadas por día. Sin embargo, el usuario destaca que la órtesis es un poco difícil de colocar.

Respecto al tamaño y la portabilidad de la órtesis robótica, se recibió una calificación de satisfactoria, debido a que el paciente considera que la órtesis robótica debería adaptarse para que fuera más portable y adaptable al uso cotidiano. Por el otro lado, en cuanto al peso, el usuario considera que el peso del dispositivo fue muy satisfactorio ya que, a pesar de tener un tamaño grande, los materiales empleados hicieron que la órtesis fuera muy ligera.

Finalmente, respecto a los materiales empleados, su durabilidad y calidad se evaluaron como satisfactorios debido a que el usuario considera que los materiales son apropiados para el uso repetido y no muestran signos de desgaste significativo en el periodo de pruebas, destacando nuevamente que lo único que cambiaría es la flexibilidad de los materiales.

En el cuestionario, también se preguntó acerca de la percepción de mejoras en la movilidad del paciente. El usuario respondió que la rehabilitación de la órtesis le ha permitido reducir la frecuencia de los episodios de “engarrotamiento” del dedo, el cual es el síntoma más común de la Tenosinovitis Estenosante. Si bien el paciente aún presenta dolor, comenta que éste ha reducido, cuando utiliza diariamente la órtesis robótica con el ejercicio de rehabilitación que ésta tiene como objetivo.

En el aspecto de la estabilidad y seguridad durante el uso de la órtesis robótica, el paciente expresó que el dispositivo le parece estable y seguro en su funcionamiento general, aunque sugirió que se podrían mejorar ciertos aspectos en la transmisión del movimiento. Específicamente, se refirió a que se pudiera estabilizar más el tipo de movimiento que se realiza, para así aumentar tanto la comodidad como la efectividad del dispositivo., al adaptarse mejor al movimiento natural del dedo durante las sesiones de rehabilitación.

Igualmente, el usuario proporcionó comentarios sobre posibles mejoras en el diseño de la órtesis robótica: un diseño más antropométrico que se ajuste a las condiciones de la mano del paciente; además de mejoras en la flexibilidad del material del dispositivo y la facilidad para colocarse. Finalmente, el usuario comentó que se siente seguro al utilizar la órtesis robótica sin la supervisión directa de un terapeuta, además de que expresó que la recomendaría para otras personas con esta patología, debido a, que considera que ha percibido mejoras en su movilidad y bienestar general.

En cuanto a los resultados de efectividad, se lograron obtener las posiciones óptimas de flexión y extensión tras las pruebas realizadas con la paciente, como se observa en las imágenes 8.2.1 y 8.2.2. Durante las pruebas, la órtesis permitió alcanzar estos ángulos de movimiento repetitivamente y de manera estable, demostrando un desempeño consistente en el apoyo a la rehabilitación de la tenosinovitis estenosante.

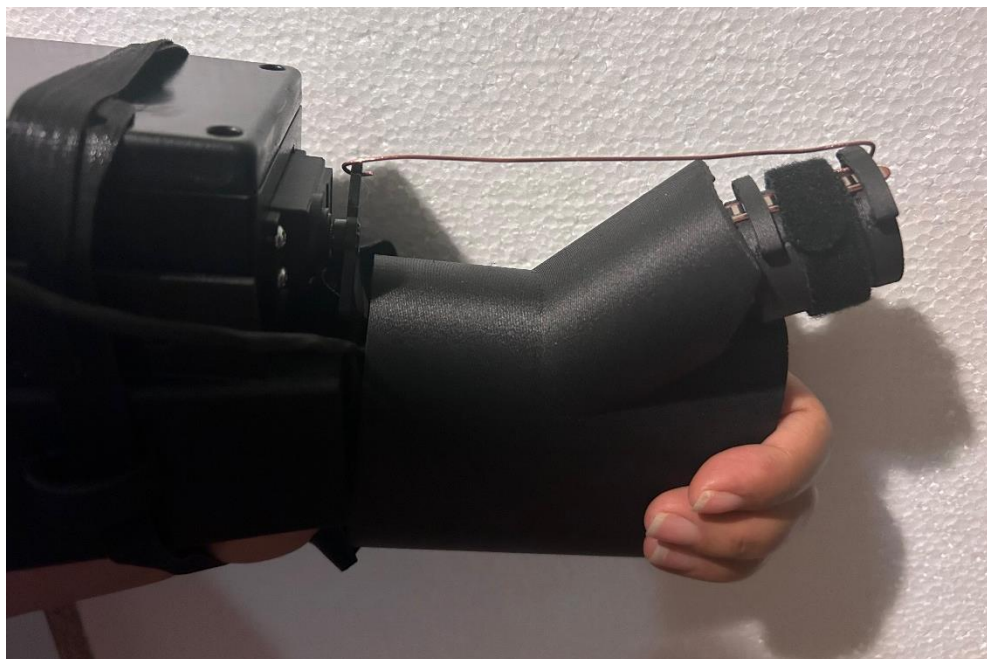


Figura 8.2.1. Órtesis en flexión máxima.



Figura 8.2.1. Órtesis en extensión máxima.

Por otro lado, la página web desarrollada también funcionó sin inconvenientes durante las pruebas, mostrando con precisión y en tiempo real el número de repeticiones realizadas, como se puede observar en la figura 8.3.1. Con esta función se logró monitorear de manera eficaz el progreso del paciente, cumpliendo con el objetivo de brindar un seguimiento claro y accesible de los movimientos de flexión y extensión durante la rehabilitación.

8.3. Recomendaciones

Luego de la realización de pruebas del prototipo de órtesis robótica para la rehabilitación del paciente con Tenosinovitis Estenosante y el análisis del cuestionario de satisfacción, se identificaron algunas áreas de oportunidad, con base en los resultados obtenidos, que se enlistarán en este capítulo de recomendaciones.

Se considera que el aspecto más importante para recomendar por posibles mejoras es la optimización del sistema de transmisión de movimiento. Durante el desarrollo del prototipo actual, se utilizó un sistema de transmisión basado en un resorte y un alambre a partir del servomotor y hasta la pieza que actúa como protector del dedo. Aunque este mecanismo resultó funcional, se considera más práctico y seguro utilizar otro método para un mejor control de la trayectoria.

Una de las sugerencias es el uso de guías. En este sentido, se utiliza la palabra “guía” para referirse a componentes estructurales que puedan ayudar a dirigir y controlar el movimiento de la articulación a rehabilitar. Estas guías pueden ser elementos físicos tales como rieles, bisagras o canales que permiten que el movimiento se realice de forma controlada y dentro de un rango específico, evitando desviaciones que puedan causar incomodidad o dañar el tejido. (Cai, Bidaud, Hayward, & Gosselin, 2009). En la figura 8.3., se puede observar el ejemplo de una órtesis de rodilla que utiliza una junta policéntrica.

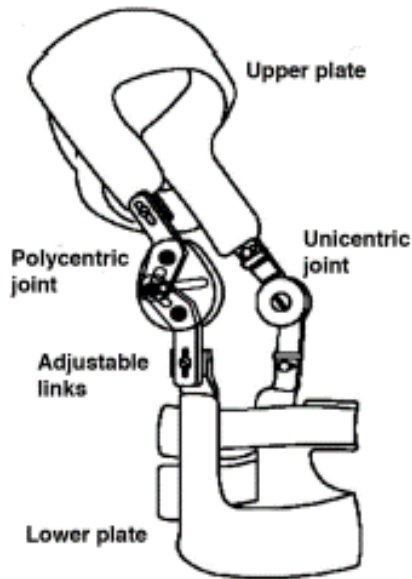


Figura 8.3. Órtesis de rodilla con una junta policéntrica.¹⁷

Igualmente, se podría incorporar actuadores eléctricos más sofisticados, como motores paso a paso de tamaño reducido o actuadores lineales, que también podrían proporcionar un movimiento de la órtesis robótica más fino y controlado. Esto, también permitirá ajustar la fuerza y el rango de movimiento de manera más precisa, para adaptarse a necesidades específicas de cada paciente en las diferentes fases de su rehabilitación (pensando en una posible producción en serie a futuro).

Finalmente, y respecto a la optimización del sistema de transmisión de movimiento, sería recomendable llevar a cabo un análisis biomecánico más detallado para garantizar que el movimiento generado por la órtesis respete las trayectorias naturales del dedo. En este aspecto, se puede considerar realizar simulaciones computacionales más avanzadas para modelar y ajustar las fuerzas y movimientos aplicados, asegurando que el diseño final minimice el riesgo de lesiones y maximice la comodidad del paciente.

De esta manera, la optimización del sistema de transmisión de movimiento no solo dependería de la estructura física del dispositivo, sino también de la implementación de tecnologías más avanzadas y del entendimiento más específico de la biomecánica del cuerpo

¹⁷ Imagen obtenida de (Cai, Bidaud, Hayward, & Gosselin, 2009)

humano, con lo que se mejoraría notablemente la funcionabilidad y adaptabilidad del dispositivo.

Otra área de oportunidad es la mejora de la comodidad del dispositivo. Se considera que la comodidad del paciente es esencial para asegurar el uso prolongado y constante de la órtesis durante el proceso de rehabilitación. En este aspecto, se recomienda primeramente sustituir las áreas de contacto directo con la piel por materiales más suaves y flexibles tales como almohadillas de silicona médica, lo cual mejoraría considerablemente la sensación de confort en la mano. El uso de silicona permitiría que las zonas de presión se distribuyeran de manera uniforme, evitando puntos de irritación en la piel, así como otorgar una protección ante la incomodidad de cables o sensores que tienen contacto directo con la piel (Silicone Gel Sheet for Pressure Relief, 2023). En segundo lugar, se recomienda incorporar textiles transpirables en las correas o superficies internas que entren en contacto con la piel, lo cual podría reducir la sudoración y mantener la piel fresca.

Finalmente, es fundamental ajustar el diseño general del dispositivo para que siga de manera más fiel, la anatomía de la mano y los dedos. El desarrollo de un contorno más ergonómico permitiría que el dispositivo distribuyera mejor el peso y los esfuerzos de tracción, eliminando puntos de presión y mejorando la experiencia de uso; así como permitir movimientos más naturales y fluidos durante las sesiones de rehabilitación, mejorando el rendimiento de la órtesis.

Respecto al proceso de colocación de la órtesis se recomienda realizar modificaciones al diseño del mecanismo de colocación y remoción de la órtesis robótica, de modo que el proceso sea más intuitivo y rápido, especialmente para personas con movilidad reducida o sin la asistencia de un terapeuta.

Primeramente, se sugiere implementar un sistema de ajuste automático en las correas de sujeción; las correas actuales podrían ser reemplazadas con correas por cierres magnéticos o hebillas de liberación rápida. Además, se recomienda rediseñar la estructura de la órtesis para que sea más flexible y modular, lo que permitiría que el dispositivo se abra en más de una sección o sea ajustable en diversos puntos. Una órtesis que se descomponga en diferentes secciones podría simplificar mucho el proceso de colocación, ya que cada sección podría ser ajustada por separado antes de ensamblar el dispositivo completo.

Para aumentar la viabilidad de la producción en serie, sería crucial estandarizar los componentes de la órtesis. En lugar de fabricar las piezas a medida para cada paciente, se sugiere desarrollar una variedad de tamaños estandarizados basados en datos antropométricos de la población objetivo; esta estandarización, reduciría costos y tiempos de producción, haciendo además que la órtesis sea accesible a un mayor número de pacientes. Gracias a la utilización de las tecnologías de impresión 3D, solamente sería necesario cambiar algunos parámetros (como el tamaño o algunas curvaturas de la órtesis) sin tener que cambiar todo el proceso de fabricación.

Con estas recomendaciones, la órtesis robótica no solo sería más fácil de colocar, sino que también tendría un mejor rendimiento y estaría preparada para su producción en serie, permitiendo a más de un paciente, beneficiarse de su uso.

9.0. Conclusiones

El presente proyecto tuvo como principal objetivo el diseño y desarrollo de un prototipo de órtesis robótica orientado a la rehabilitación de pacientes con Tenosinovitis Estenosante. A lo largo del proceso de investigación, se integraron conocimientos de mecánica, electrónica, programación y diseño asistido por computadora para crear un dispositivo capaz de apoyar en la recuperación de la movilidad del paciente.

Uno de los retos iniciales del proyecto fue que algunas de las estadísticas de esta patología en México son ambiguas o simplemente no existen, lo que recalca la necesidad de más estudios en el área y comenzar a innovar en la rehabilitación robótica.

El diseño de la órtesis robótica, basado en la biomecatrónica, integró sensores y actuadores de fácil acceso al público, que permiten la medición en tiempo real del progreso, mostrando el número de repeticiones que se han realizado. Esto proporciona un seguimiento personalizado para que un especialista en rehabilitación pueda verificar el seguimiento de la terapia, mejorando así la rehabilitación y facilitando la interacción del paciente con el dispositivo. Con esto, se está innovando en el desarrollo de órtesis de rehabilitación para esta patología en particular.

Las pruebas realizadas con el paciente ayudaron en el desarrollo de un sistema capaz de ajustar los ángulos de flexión y extensión con precisión en el paciente, cumpliendo con los valores de posicionamiento adecuados. Asimismo, la página web demostró un desempeño correcto, mostrando en tiempo real el número de repeticiones realizadas por el paciente.

Sin embargo, en cuanto a los resultados de efectividad, se identificaron áreas de oportunidad en mejorar el diseño de la interfaz web, añadiendo elementos visuales adicionales, como imágenes o animaciones ilustrativas, en la página web para mejorar la experiencia de usuario. Con este tipo de recursos gráficos no solo se facilitaría la comprensión de la funcionalidad de la órtesis, sino que también harían la plataforma más interactiva y atractiva para los usuarios.

También, es necesario implementar un control más preciso para la velocidad de la órtesis, lo cual permitirá un ajuste más adecuado a las necesidades específicas de cada etapa

de la rehabilitación y poder obtener los valores planteados en las ecuaciones cinemáticas y dinámicas.

Los resultados obtenidos posterior a la elaboración del cuestionario de satisfacción, indicaron una mejora en la movilidad, aunque también proporcionaron algunos aspectos a mejorar, como la comodidad, la facilidad de uso, y la transmisión de movimiento. Se considera que el uso de materiales más suaves, como la silicona médica, y el rediseño de ciertos componentes podrían potenciar la experiencia del usuario. De igual manera, se sugiere una corrección del mecanismo de movimiento, proponiendo alternativas como bisagras o guías estructurales que proporcionen mayor precisión y comodidad.

Cabe destacar que, a pesar, de ser solo un prototipo, se puede concluir que el proyecto fue exitoso en alcanzar sus objetivos principales, logrando diseñar un dispositivo funcional. Sin embargo, hay que mencionar que, como todo prototipo, este trabajo es solo el primer paso. Para llevar el proyecto a un estado más elevado, será necesario realizar algunas mejoras significativas, realizar más pruebas clínicas y evaluar los cambios a ejecutar para la posibilidad de universalizar el prototipo.

Finalmente se puede concluir que, a pesar de ser un proyecto relativamente sencillo, sienta las bases para futuras innovaciones en el campo de la rehabilitación robótica. Su implementación a gran escala, no solo ayudaría a mejorar la calidad de vida de personas con Tenosinovitis Estenosante, sino que también podría servir como inicio para el desarrollo de otros dispositivos similares orientados a la rehabilitación de diferentes patologías y sentar las bases de rehabilitación robótica en México.

10.0. Referencias

- Arias Ávalos, M., & López Ayala, D. (2021). *Tesis: Estudio de la resistencia al impacto del acrilonitrilo butadieno estireno ABS y ácido poliláctico PLA fabricado mediante impresión 3D*. Obtenido de Escuela Superior Politécnica de Chimborazo: <http://dspace.espoch.edu.ec/handle/123456789/15115>
- Aubin, P., Petersen, K., Sallum, H., Walsh, C., Correia, A., & Stirling, L. (2014). *A pediatric robotic thumb exoskeleton for at-home rehabilitation*. Obtenido de IEEE Explore: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6650500>
- Autsou, S., Kudelina, K., Vaimann, T., Rassolkin, A., & Kallaste, A. (19 de Marzo de 2024). *Principles and Methods of Servomotor Control: Comparative*. Obtenido de MDPI: <https://www.mdpi.com/2076-3417/14/6/2579>
- Banyai, A. D., & Brisan, C. (29 de Agosto de 2024). *Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI)*. Recuperado el 13 de Octubre de 2024, de MDPI Journals: <https://www.mdpi.com/2227-9032/12/17/1720>
- Cai, D., Bidaud, P., Hayward, V., & Gosselin, F. (Noviembre de 2009). *Design of self-adjusting Orthoses for Rehabilitation*. Recuperado el 14 de Octubre de 2024, de McGill University: <https://www.cim.mcgill.ca/~haptic/pub/DC-ET-AL-IASTED-09.pdf>
- Durafourg, M. (1 de Mayo de 2020). *Ortesis de la mano: diseño*. Obtenido de Elsevier Masson SAS: [https://www.sciencedirect-com.pbidi.unam.mx:2443/science/article/pii/S129329652043662X](https://www.sciencedirect.com.pbidi.unam.mx:2443/science/article/pii/S129329652043662X)
- Evans, R. B., Hunter, J. M., & Burkhalter, W. E. (2008). *Conservative management of the trigger finger: A new approach*. Obtenido de Journal of Hand Therapy: [https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130\(88\)80049-8/abstract](https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130(88)80049-8/abstract)
- Fiorini, H., Tamaoki, M., Lenza, M., Gomes dos Santos, J., & Faloppa, F. (2018). *Surgery for trigger finger*. Obtenido de Cochrane Database of Systematic Reviews: <https://www.cochranelibrary.com/cdsr/doi/10.1002/14651858.CD009860.pub2/abstract>

- García Fontecha, C. (Mayo de 2014). *Pulgar en Resorte*. Obtenido de Traumatología Infantil: <https://www.traumatologiainfantil.com/es/mano/pulgar-en-resorte>
- Gopurar, R., Bandara, D., Kiguchi, K., & Mann, G. (2015). *Developments in hardware systems of active upper-limb*. Obtenido de Elsevier. Robotic and Autonomous Systems: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0921889015002274>
- Hsieh, P., Tsai, C., Liu, B., Wei, W., Wang, A., & Luo, R. (2016). *3D printing of low melting temperature alloys by fused deposition modeling*. Recuperado el 26 de Junio de 2024, de 2016 IEEE International Conference on Industrial Technology (ICIT): <https://ieeexplore-ieee-org.pbidi.unam.mx:2443/document/7474915>
- Insumos Industriales Erma*. (2023). Recuperado el 30 de Agosto de 2024, de Resortes ERMA: <https://www.resorteserma.com.mx/que-tipo-de-resorte-es-el-adeecuado-para-su-proyecto/>
- Kamble, P. S., Khoje, S. A., & Lele, J. A. (2018). *Recent Developments in 3D Printing Technologies: Review*. Obtenido de IEEE Xplore: <https://ieeexplore-ieee-org.pbidi.unam.mx:2443/document/8662981>
- Krebs, H., & Volpe, B. (22 de Diciembre de 2015). *Rehabilitation robotics*. Recuperado el 09 de Julio de 2024, de National Library of Medicine: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4688009/>
- Laut, J., Porfiri, M., & Raghavan, P. (16 de Noviembre de 2016). *The Present and Future of Robotic Technology in Rehabilitation*. Recuperado el 13 de Octubre de 2024, de National Library of Medicine: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5461931/>
- Luna Jurado, M. M., & Rodríguez López, C. A. (Marzo de 2013). *Tesis: Diseño Mecánico de un exoesqueleto de cadera y rodilla*. Obtenido de Tesis UNAM: <http://132.248.9.195/ptd2015/marzo/0726876/Index.html>

- Makkouk, A., Oetgen, M., Swigart, C., & Doods, S. (27 de Noviembre de 2007). *Trigger finger: etiology, evaluation, and treatment*. Obtenido de Curr Rev Musculoskelet Med: <https://link.springer.com/article/10.1007/s12178-007-9012-1>
- Mancheno Abdo, G., Martínez Morillo, M., Tejera Segura, B., & Olivé, A. (11 de Noviembre de 2011). *Síndrome de Wartenberg*. Recuperado el 10 de Noviembre de 2024, de Elsevier: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1577356611000820>
- Oropesa Rodríguez, Y. E., González Carbonell, R. A., Nápoles Padrón, E., Cisneros Hidalgo, Y., & Ortega Santiesteban, O. (2017). *Análisis cinemático del movimiento de flexión-extensión del dedo pulgar mediante un mecanismo de palanca*. Obtenido de Revista Cubana de Investigación Biomédica: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revcubinvbio/cib-2017/cib174c.pdf>
- Patiño Crespo, G. (Abril de 2022). *Tesis: Estudio y caracterización de propiedades mecánicas de piezas compuestas de Fibras Carbono y Nylon producidas mediante impresión 3D*. Obtenido de Repositorio Institucional de la Universidad Politécnica Salesiana: <https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/23647>
- Pérez Castro, Y. (21 de Abril de 2023). *Tendinitis del cubital anterior y posterior. Causas, síntomas y tratamiento*. Recuperado el 10 de Noviembre de 2024, de Fisionline: <https://www.fisioterapia-online.com/articulos/tendinitis-del-cubital-anterior-y-posterior-causas-sintomas-y-tratamiento>
- Pons, J. L. (29 de Junio de 2010). *Rehabilitation exoskeletal robotics. The promise of an emerging field*. Recuperado el 13 de Octubre de 2024, de National Library of Medicine: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20659858/>
- Pospecu, D., Laptoiu, D., Marinescu, R., & Carutasu, N. (2022). *Two Production Approaches for 3D-printed*. Obtenido de 2022 E-Health and Bioengineering Conference (EHB): <https://ieeexplore-ieee-org.pbidi.unam.mx:2443/document/9991679>
- Segil, J. (2019). *Handbook of Biomechatronics*. Oxford, United Kingdom: Academic Press.

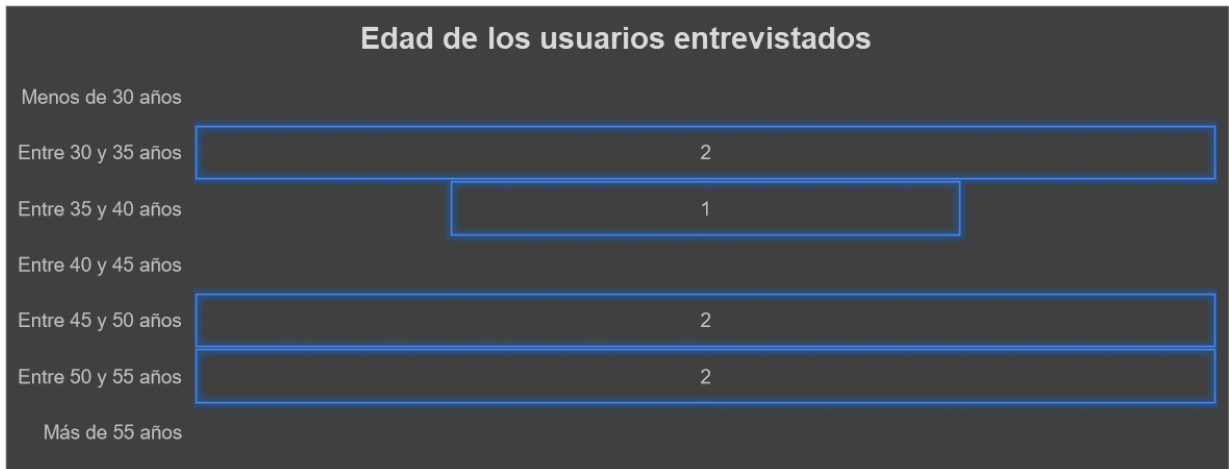
- Shohda, E., & Sheta, R. (2024). *Misconceptions about trigger finger: a scoping review. Definition, pathophysiology, site of lesion, etiology. Trigger finger solving a maze.* Obtenido de *Advances in Rheumatology*:
<https://advancesinrheumatology.biomedcentral.com/articles/10.1186/s42358-024-00379-7>
- Silicone Gel Sheet for Pressure Relief.* (2023). Recuperado el 14 de Octubre de 2024, de Algeos Ltd: <https://www.algeos.com/pressure-relief-padding>
- Silveira, A. T., Abreu de Souza, M., Fernandes, B. L., & Nohama, P. (2018). *From the past to the future of therapeutic orthoses for upper limbs rehabilitation.* Obtenido de *Research on Biomedical Engineering*: <https://doi.org/10.1590/2446-4740.170084>
- Stewart, R., & Bernstock, W. (1970). *Bulletin of Prosthetics Research.* New York : Department of Medicine and Surgery. Veterans Administration. Obtenido de Department of: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/70/7/1/contents.pdf>
- Tong, R. K.-Y., & Li, L. (2011). *Biomechatronics in Medicine and Healthcare.* Hong Kong: Pan Stanford Publishing.
- Torres Coscoyuela, M., González del Pino, J., Yáñez Calvo, J., & Bartolomé del Valle, E. (1999). *Estudio dinámico de la mano y el pulgar.* Obtenido de *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-cirurgia-ortopedica-traumatologia-129-articulo-estudio-dinamico-mano-el-pulgar-13007234>
- Trujillo, J., Perdomo, D., Gómez, G., Vera, J., & Arbulú, M. (2022). *Órtesis de Mano Robótica.* Obtenido de *Revista Hashtag*: <https://doi.org/10.52143/2346139X.942>
- Ulrich, K. T., & Eppinger, S. D. (2008). *Product Design and Development.* New York: McGraw Hill.
- Valdes, K. (Enero de 2012). *A Retrospective Review to Determine the Long-term Efficacy of Orthotics Devices for Trigger Finger.* Obtenido de National Library of Medicine: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22265444/>

Vongvit, R., Kongprasert, N., Fournaise, T., & Collange, T. (2017). *Integration of Fuzzy-QFD and TRIZ Methodology for Product Development* . Obtenido de 3rd International Conference on Control, Automation and Robotics: <https://ieeexplore-ieee-org.pbidi.unam.mx:2443/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7942712>

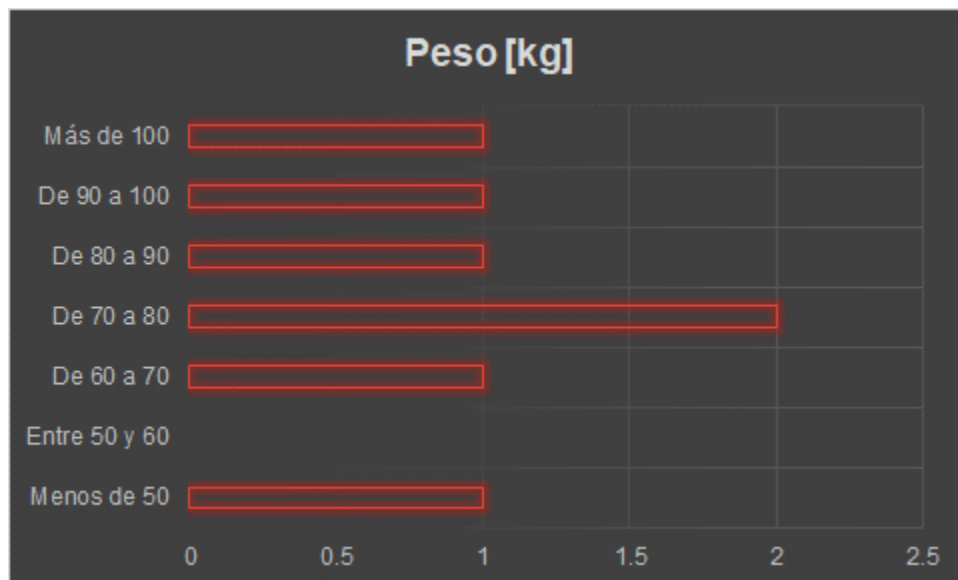
Vuillemin, V., Guerini, H., Bard, H., & Morvan, G. (Febrero de 2012). *Stenosing tenosynovitis*. Obtenido de Elsevier Maisson SAS. Journal of Ultrasound: <https://www-sciencedirect-com.pbidi.unam.mx:2443/science/article/pii/S1971349512000069>

11.0. Anexos

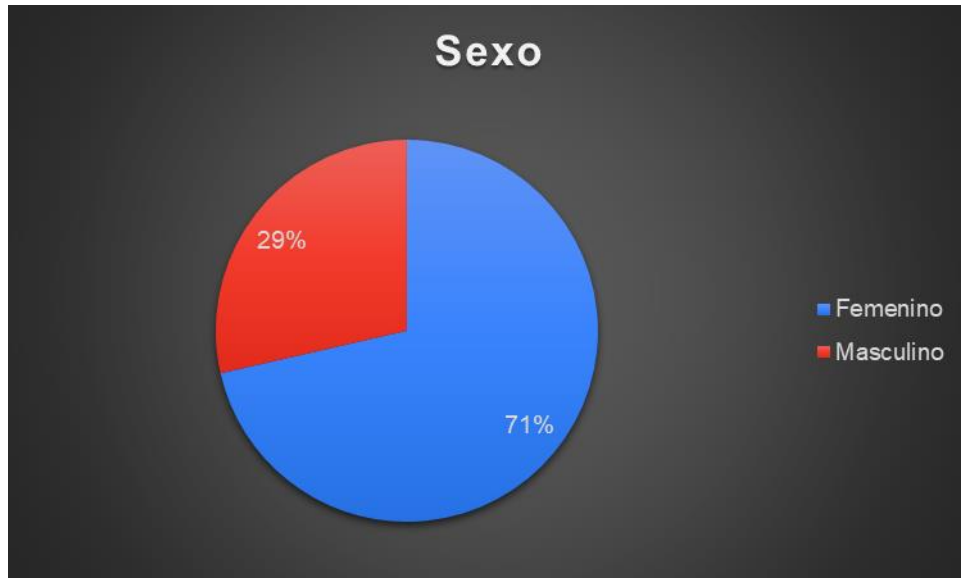
11.1 Resultados del cuestionario para recolectar datos para el usuario (paciente)



Gráfica 11.1.1. Edad de los potenciales usuarios (pacientes) entrevistados



Gráfica 11.1.2. Peso de los potenciales usuarios (pacientes) entrevistados



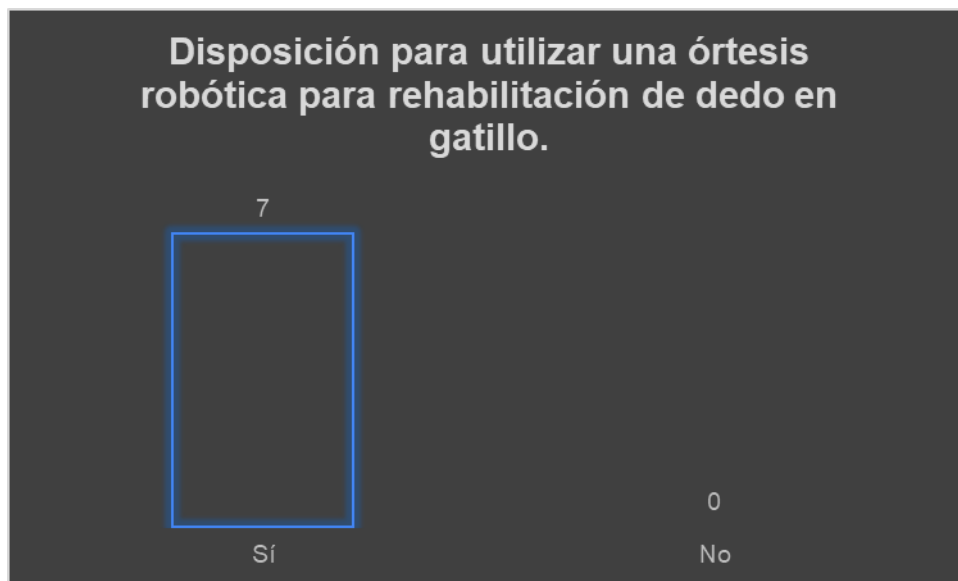
Gráfica 11.1.3. Sexo de los potenciales usuarios (pacientes) entrevistados.



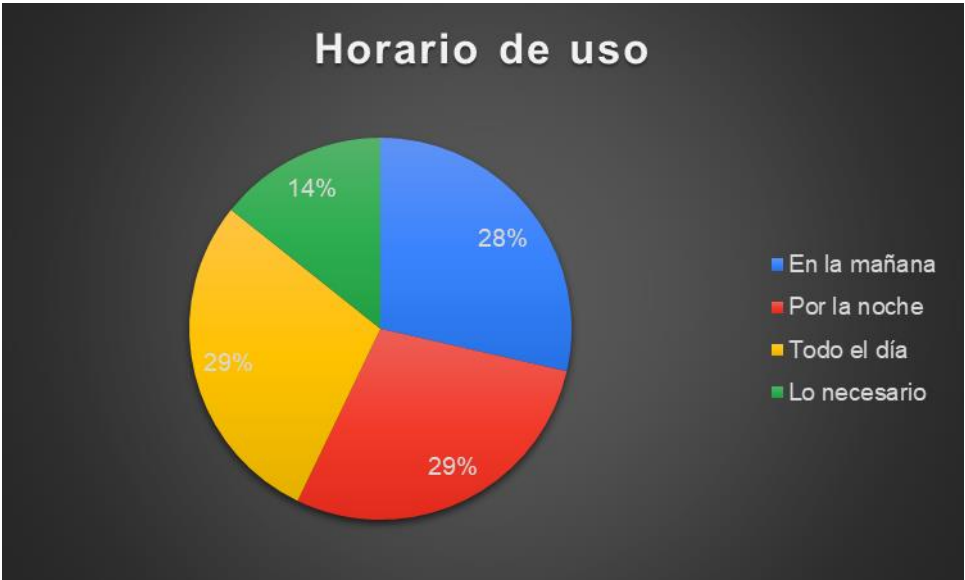
Gráfica 11.1.4. Utilización previa de dispositivos para rehabilitación



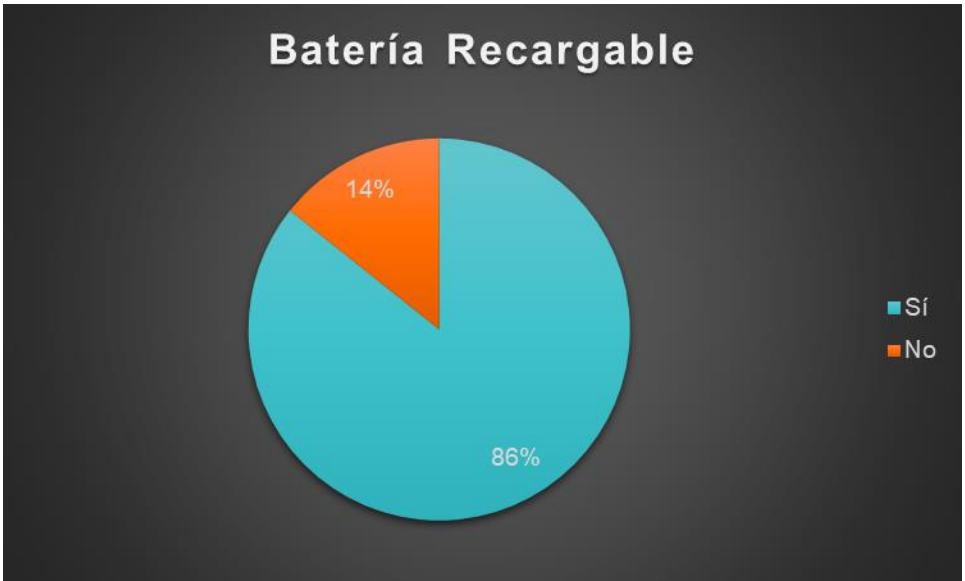
Gráfica 11.1.5. Tiempo de uso de los dispositivos de rehabilitación



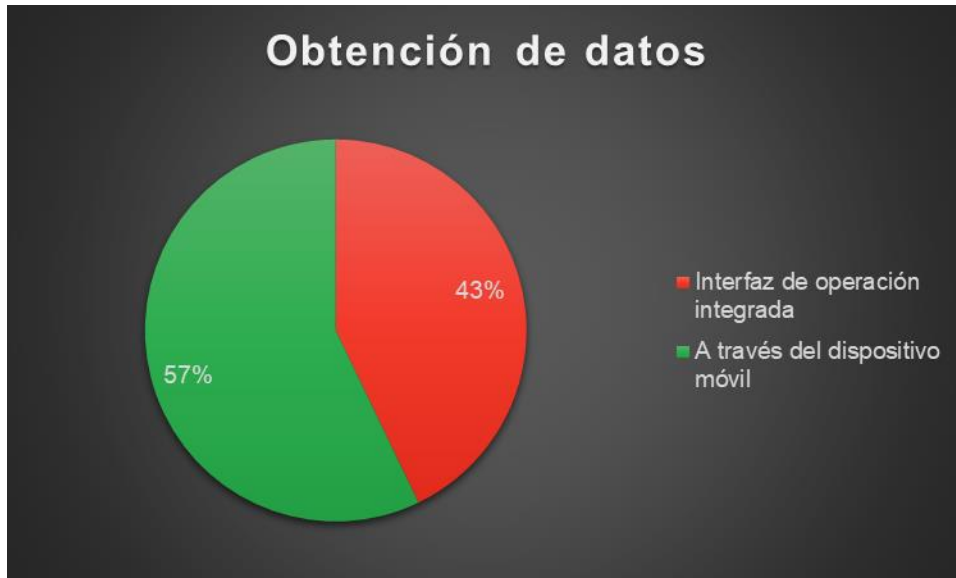
Gráfica 11.1.6. Disposición para utilizar una órtesis robótica para rehabilitación de dedo en gatillo.



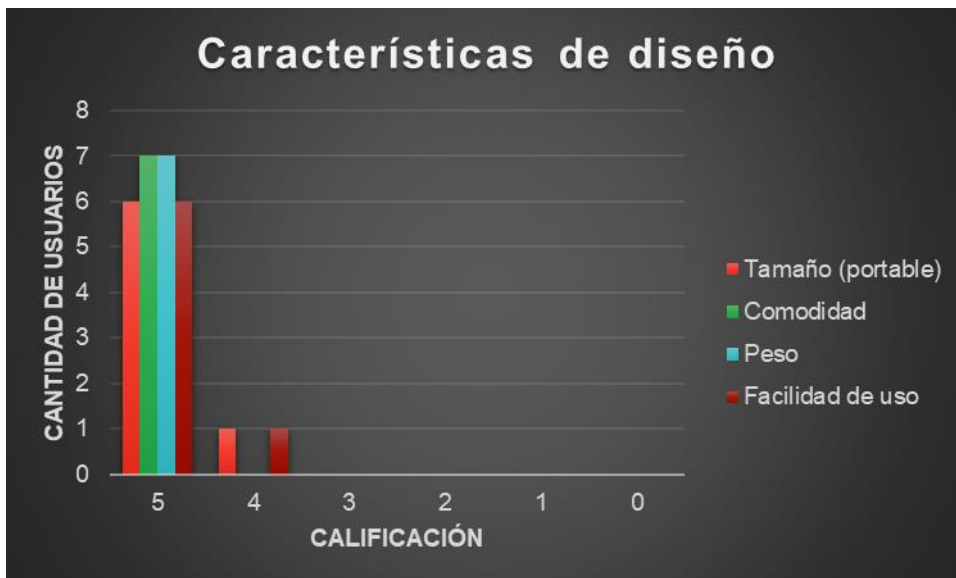
Gráfica 11.1.7. Horario para utilizar el dispositivo.



Gráfica 11.1.8. Preferencias sobre la batería recargable.

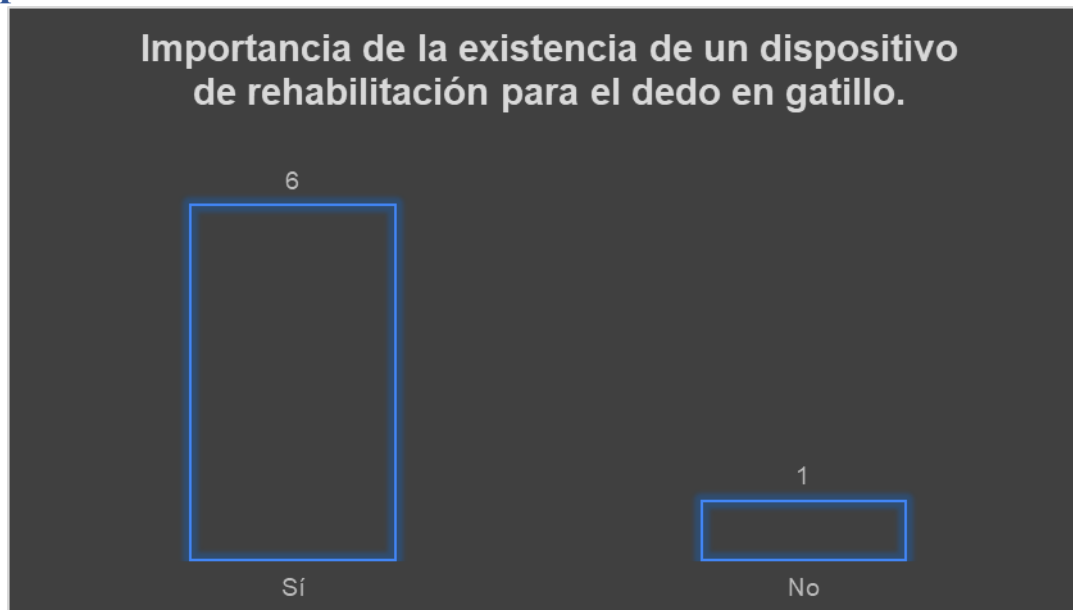


Gráfica 11.1.9. Preferencias sobre la obtención de datos.



Gráfica 11.1.10. Calificación de diversos aspectos del diseño.

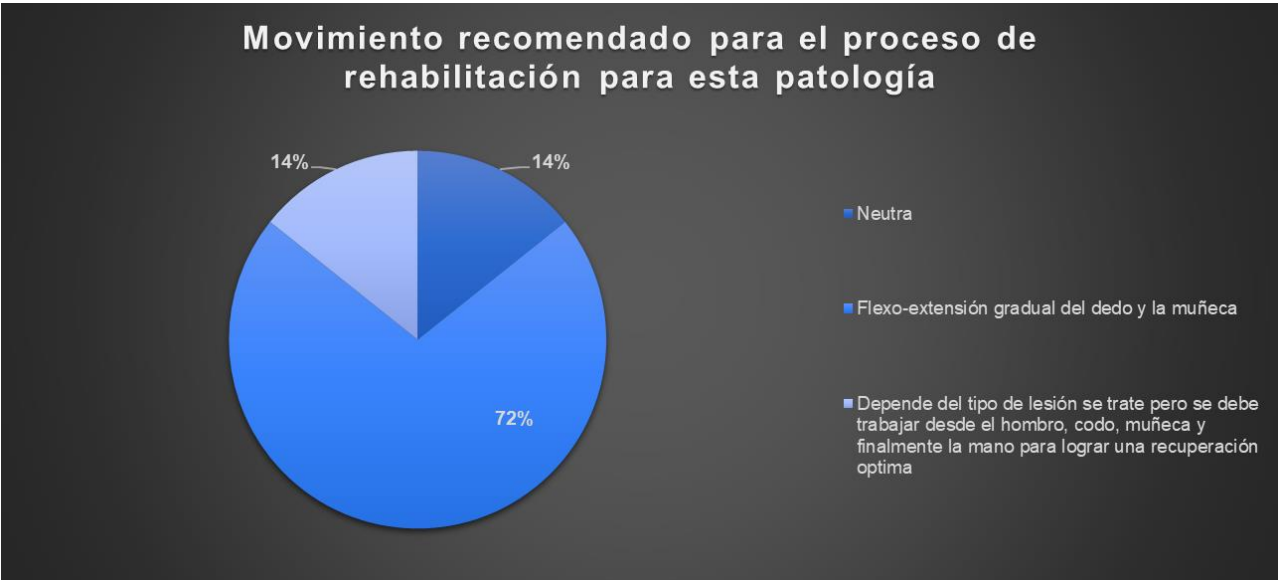
11.2. Resultados del cuestionario para recolectar datos para el experto



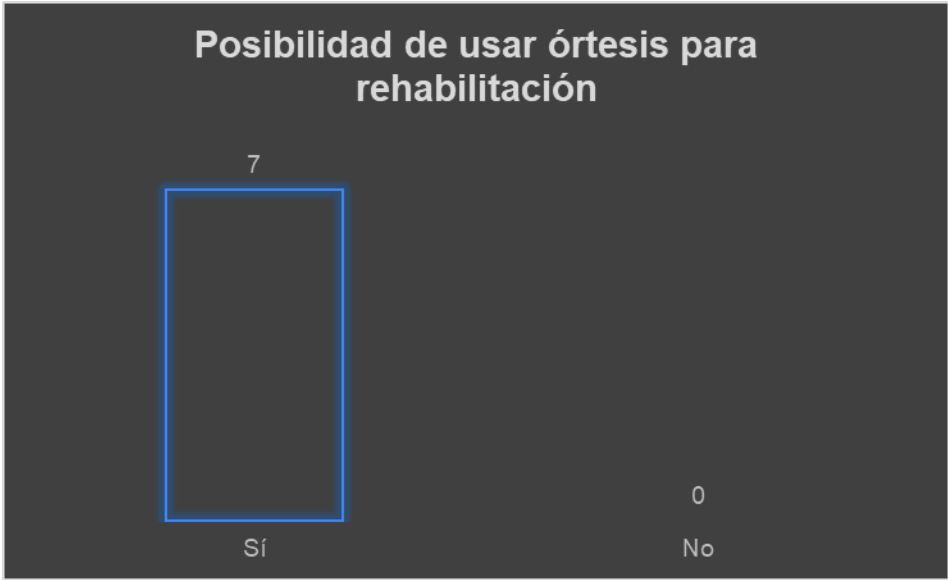
Gráfica 11.2.1. Importancia de la existencia de un dispositivo de rehabilitación para el dedo en gatillo.



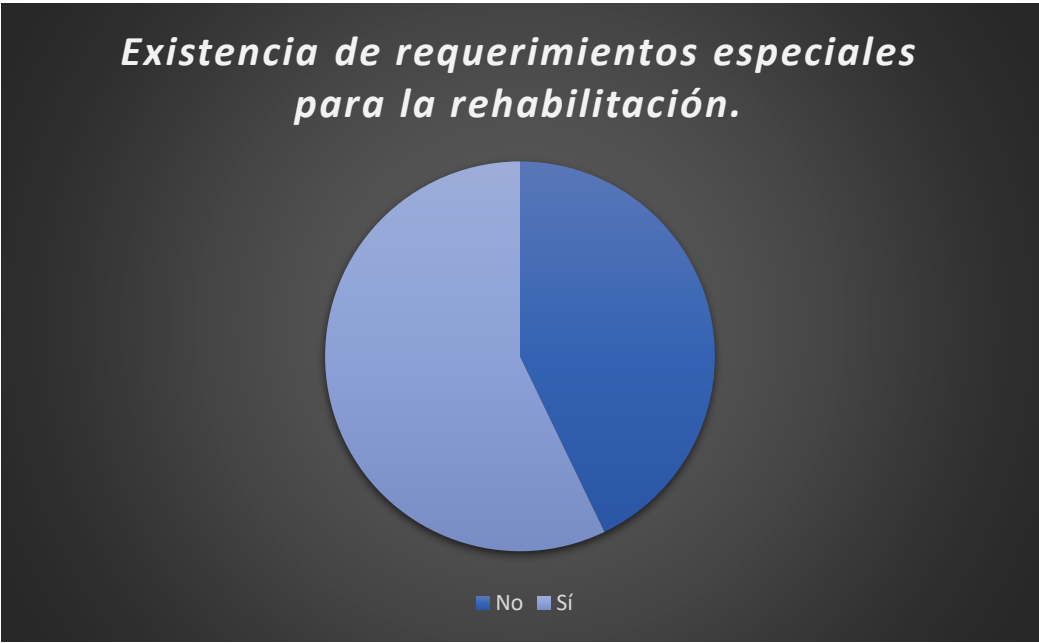
Gráfica 11.2.2. Restauración de la actividad motora del paciente.



Gráfica 11.2.3. Movimiento recomendado para el proceso de rehabilitación.



Gráfica 11.2.4. Posibilidad de usar una órtesis para rehabilitación.



Gráfica 11.2.5. Existencia de requerimientos especiales para la rehabilitación.



Gráfica 11.2.6. Lista de requerimientos especiales para la rehabilitación.

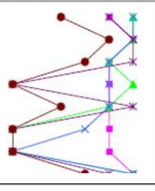
11.3. Matriz QFD

Title: Ortesis Robotica para Rehabilitación Tenoisovitis de Codo
 Author: Gama Reyes Enrique
 Date: 23/11/2023
 Notes:

Legend

- Strong Relationship 9
- Moderate Relationship 3
- Weak Relationship 1
- ++ Strong Positive Correlation
- +
- Negative Correlation
- Strong Negative Correlation
- ▼ Objective is To Minimize
- ▲ Objective is To Maximize
- X Objective is To Hit Target

Row #	Max. Relationship Value In Row	Relative Weight	Weight / Importance	Demanded Quality (i.e., "Customer Requirements" or "Wishes")	Column																									Competitive Analysis (0=Worst, 5=Best)				
					Quality Characteristics (i.e., "Functional Requirements" of "Hoses")																													
					Direction of Improvement: Minimize (▼), Maximize (▲), or Target (X)																													
					1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	Our Company	RELab Iteosno	WO 201803671	Orth Ring Ortheses	Féris Brace
1	9	15.5	9.0	Movimiento de flexión y extensión del codo y muñeca	○	○	○	○	○																					4	5	5	4	4
2	9	15.5	9.0	Dimensiones adecuadas	○	○																								5	5	5	5	4
3	9	14.7	8.5	Ergonomico	○																									4	4	4	5	5
4	9	10.3	6.0	Suministro de energia	▲			○																						4	5	4	0	0
5	9	14.7	8.5	Materiales resistentes y ligeros								○																		4	4	4	4	5
6	9	6.9	4.0	Interfaz grafica																○										4	0	3	0	0
7	9	6.9	4.0	Aplicacion para celular																	○									4	0	0	0	0
8	9	15.5	9.0	Buen desempeño																										5	5	5	4	4
Target or Limit Value					2 < 6	< 180°	5% < 100 %	0.5 N < 3 N	0.2 Nm < 2 Nm	50 mm < 200 mm	30 mm > 100 mm	20 mm < 45 mm	< 250 g	1.8 Pa < 4 Pa	< 15 W	< 12 V	< 50 Mpa	< 2000 µg/m3	> 640 * 1240 pix	3 < 5	50 ms < 500 ms	< 7	< 1 s	< 500 ms	< 500 ms	< 5%								
Difficulty (0=Easy to Accomplish, 10=Extremely Difficult)					1	1	1	5	5	5	1	1	1	5	6	3	3	4	3	3	3	6	4	6	6	6	6							
Max Relationship Value in Column					9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9				
Weight / Importance					240.5	186.2	139.7	62.1	217.2	271.6	271.6	271.6	263.8	90.5	139.7	93.1	175.4	279.3	62.1	227.6	170.7	263.8	177.6	177.6	63.8	212.1								
Relative Weight					6.9	4.6	3.4	1.5	5.4	6.7	6.7	6.7	6.5	2.2	3.4	2.3	4.4	6.9	1.5	5.6	4.2	6.5	4.4	4.4	1.6	5.2								



11.4. Cuestionario de Satisfacción del Usuario con Respuestas

1) En las próximas 4 preguntas, de acuerdo con la siguiente escala ¿puede asignar un número al nivel de satisfacción de cada una de las siguientes características de la órtesis?

- 1. Nada satisfactorio
- 2. Poco satisfactorio.
- 3. Satisfactorio.
- 4. Muy satisfactorio.

a) Comodidad

3

b) Facilidad de uso

3

c) Tamaño (portable)

2

d) Peso

4

e) Durabilidad y calidad de los materiales

3

2) ¿Siente alguna molestia o dolor al usar la órtesis durante las sesiones de rehabilitación?

a) Sí

b) No

En caso de que sí, ¿cuál?

3) ¿Percibe alguna mejora en su movilidad desde que empezó a usar la órtesis?

a) Sí

b) No

En caso de que sí, ¿cuál?

Ya no tengo el dedo engarrotado. Aún me duele, pero ya se engarrota menos y si realizó mi rehabilitación, tengo oportunidad de realizar mis actividades.

4) ¿Cómo calificaría la estabilidad y seguridad de la órtesis durante su uso?

Considero que es adecuada, pero no tiene una dirección muy estable en el movimiento.

5) ¿Considera que la información proporcionada por la órtesis es útil para su rehabilitación?

a) Sí

b) No

6) ¿Le gustaría que la órtesis tuviera alguna otra función o característica adicional? En caso de que sí ¿cuál?

a) Sí

b) No

Que sea más amoldable a mi mano

7) ¿Se siente seguro/a al usar la órtesis sin la asistencia directa de un terapeuta?

a) Sí

b) No

8) ¿Recomendaría esta órtesis a otras personas con Tenosinovitis Estenosante?

a) Sí

b) No

9) ¿Tiene alguna sugerencia o comentario para mejorar la órtesis?

Que sea más flexible y fácil de colocar, así como que pueda amoldarse más a la mano y corregir la dirección del movimiento.

11.5. Programa para la página web y el movimiento de la órtesis

```
//Código de la órtesis robótica para rehabilitación

//Hecho por: Enrique Gama Reyes

#include <WiFi.h>

#include <WebServer.h>

#include <ESP32Servo.h>

Servo PIP; // Definir el servomotor como PIP, porque realiza el
movimiento de dicha articulación

const char *ssid = "NOMBRE_RED_WIFI"; //Introducir identificador de la
red de servicio (SSID) y contraseña (password)

const char *password = "CONTRASEÑA";

#define flexRes 32 // Pin de la flexo-resistencia

#define pinPIP 23 // Pin del servomotor

int conta = 0; // Contador de movimientos

bool movimientoActivo = false; // Para controlar si ya está en medio
de un ciclo

String nombrePaciente = ""; // Nombre del paciente

WebServer server(80);

void setup() {

    Serial.begin(115200);

    pinMode(flexRes, INPUT);

    delay(100);
```

```

PIP.attach(pinPIP, 500, 2500); // Inicializar el servomotor

// Conexión a la red WiFi

WiFi.begin(ssid, password);

while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {

    delay(1000);

    Serial.print(".");

}

Serial.println("Conectado a la red WiFi");

//Imprimir dirección IP de la ESP32

Serial.print("Dirección IP de la ESP32: ");

Serial.println(WiFi.localIP());

// Página web principal

String pagina = "<!DOCTYPE html><html><head><meta charset='UTF-8'><title>Avance de Rehabilitación</title>";

pagina += "<style>body { font-family: Arial, sans-serif; text-align: center; background-color: #2E4053; color: white; }";

pagina += "h1 { font-size: 48px; } #output { font-size: 24px; }";

pagina += "input[type='text'] { padding: 10px; font-size: 18px; }";

pagina += "input[type='submit'] { padding: 10px 20px; font-size: 18px; background-color: #2980B9; color: white; border: none; cursor: pointer; }";

pagina += "#mensaje { margin-top: 20px; font-size: 24px; }";

pagina += "#repeticiones { margin-top: 20px; font-size: 24px; }</style></head><body>";

pagina += "<h1>Avance de Rehabilitación</h1>";

```



```

    pagina += "<form id='formNombre'><input type='text' id='nombre'
name='nombre' placeholder='Nombre del Paciente'>";

    pagina += "<input type='submit' value='Enviar'></form>";

    pagina += "<div id='mensaje'></div>";

    pagina += "<div id='repeticiones'>Repeticiones completadas:
0</div>";

    pagina += "<script>";

    // Actualización del formulario para enviar el nombre del paciente

    pagina +=
"document.getElementById('formNombre').addEventListener('submit',
function(event) {";

    pagina += "event.preventDefault(); var nombre =
document.getElementById('nombre').value;";

    pagina += "fetch('/submit?nombre=' +
encodeURIComponent(nombre)).then(response =>
response.text()).then(data => {";

    pagina += "if (data !== '') {"
document.getElementById('mensaje').innerHTML = 'Paciente: ' + data;";

    pagina += "} else { document.getElementById('mensaje').innerHTML =
'Sigue intentando'; }";

    pagina += "}); });";

    // Actualización de las repeticiones

    pagina += "setInterval(function() {";

    pagina += "fetch('/data').then(response =>
response.text()).then(data => {";

    pagina += "document.getElementById('repeticiones').innerHTML =
'Repeticiones completadas: ' + data;";

    pagina += "}); }, 1000);";

```

```

pagina += "</script></body></html>";

// Ruta para la página principal
server.on("/", HTTP_GET, [pagina]() {
    server.send(200, "text/html", pagina);
});

// Ruta para obtener el número de repeticiones
server.on("/data", HTTP_GET, []() {
    String response = String(conta);
    server.send(200, "text/plain", response);
});

// Ruta para procesar el formulario del nombre del paciente
server.on("/submit", HTTP_GET, []() {
    if (server.hasArg("nombre")) {
        nombrePaciente = server.arg("nombre");
        Serial.print("Nombre del paciente: ");
        Serial.println(nombrePaciente);
        server.send(200, "text/plain", nombrePaciente);
    }
});

server.begin();
Serial.println("Servidor iniciado");
}

```

```

void loop() {

    server.handleClient(); // Manejar las solicitudes del servidor

    int flexValue = analogRead(flexRes);

    int angle = map(flexValue, 0, 4095, 90, 20); // Mapear el valor del
potenciómetro al rango de ángulos (0-90)

    Serial.print("Ángulo: ");

    Serial.println(angle);

    if (!movimientoActivo && angle > 50) { // Iniciar el ciclo cuando
el ángulo sea mayor que 50 y no esté en un ciclo

        movimientoActivo = true; // Marcar que el ciclo está activo

        // Mover el servo a 90 grados y mantenerlo por 5 segundos

        PIP.write(90);

        Serial.println("Servo en 90 grados, manteniendo por 5
segundos...");

        delay(5000);

        // Mover el servo de regreso a 20 grados y mantenerlo por 10
segundos

        PIP.write(20);

        Serial.println("Servo en 20 grados, manteniendo por 10
segundos...");

        delay(10000);

        // Contar como una repetición completada

        conta++;

        Serial.print("Repetición completada. Contador: ");

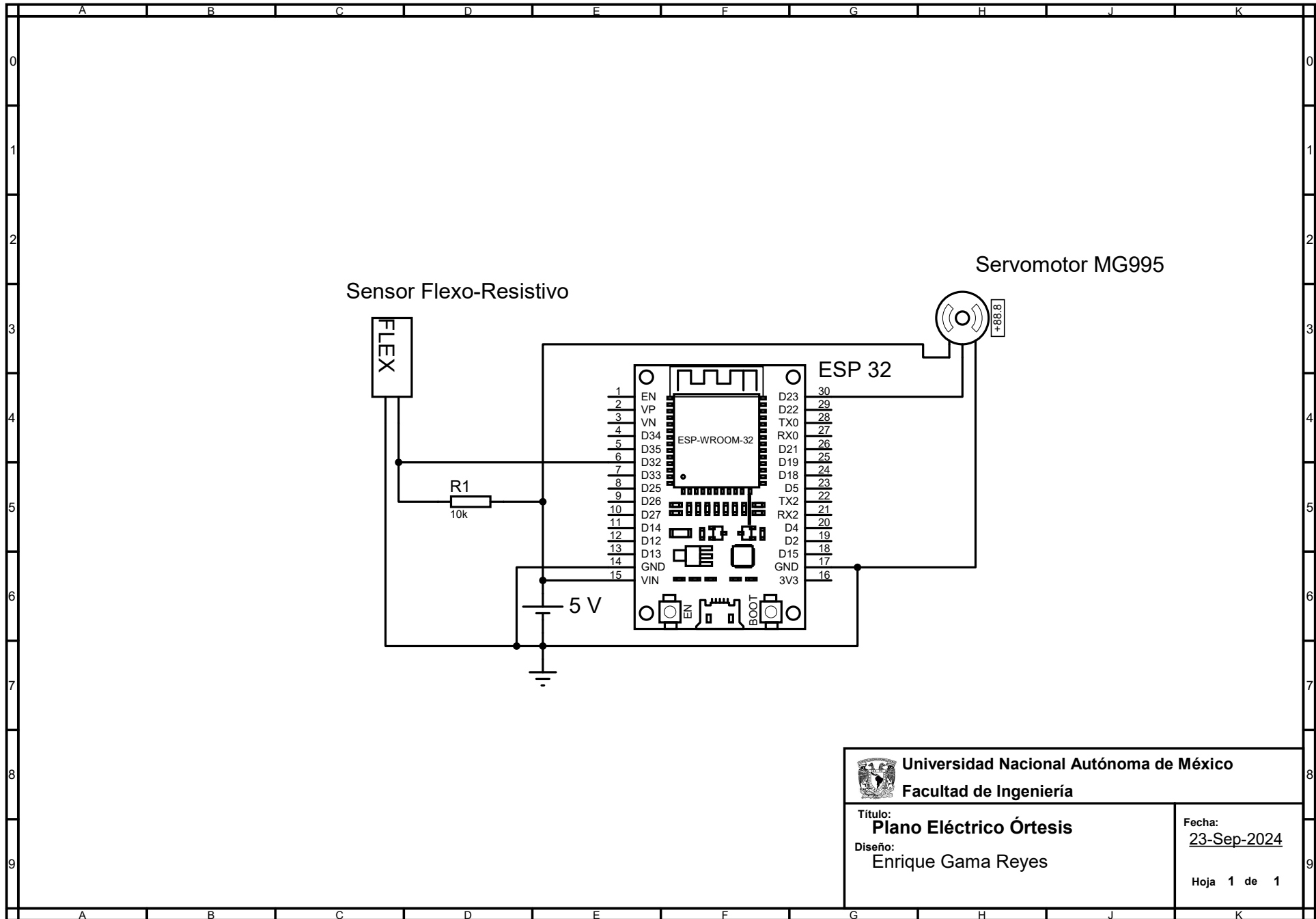
```


```
Serial.println(conta);

// Marcar que el ciclo ha terminado
movimientoActivo = false;
}

delay(500); // Esperar un poco antes de leer nuevamente el valor del
potenciómetro
}
```

11.6. Diagrama eléctrico de las conexiones de la órtesis y Planos de las piezas y partes mecánicas de la órtesis.

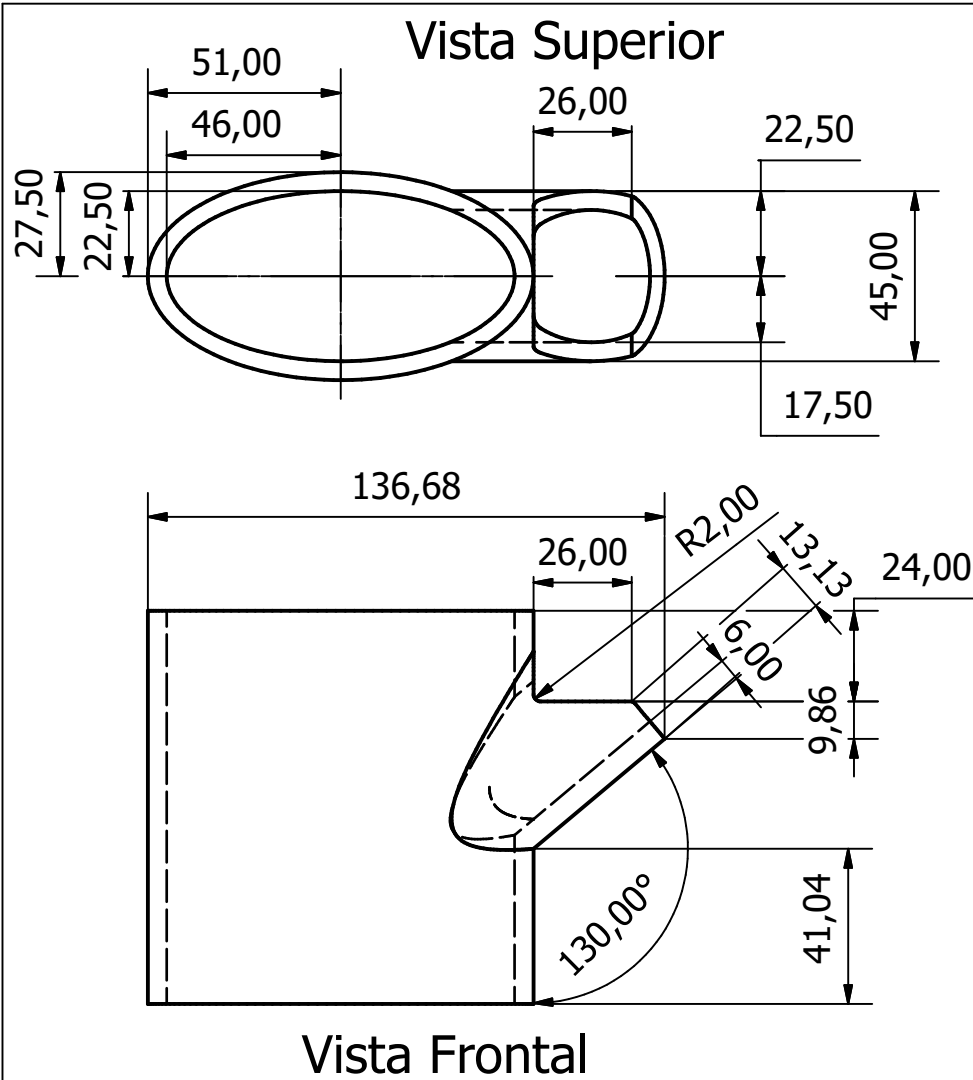



Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ingeniería

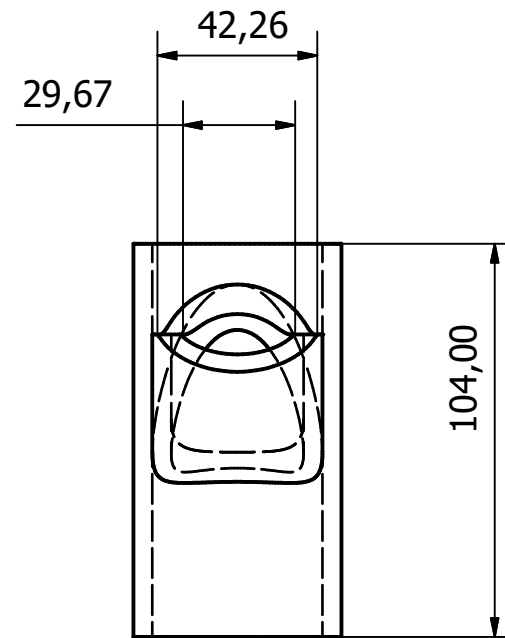
Título:
Plano Eléctrico Órtesis
Diseño:
 Enrique Gama Reyes

Fecha:
 23-Sep-2024

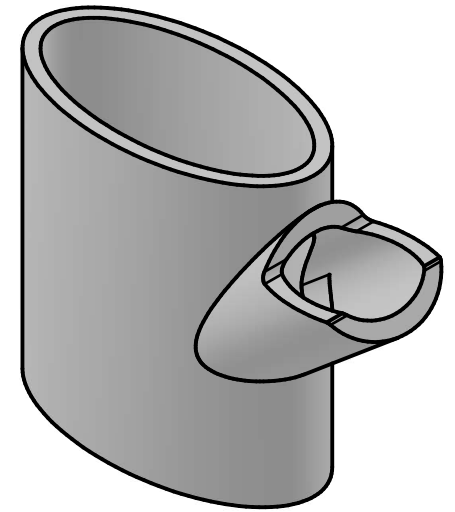
Hoja 1 de 1



Vista Frontal



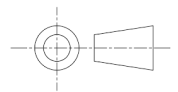
Vista Lateral Derecha



NOTA.
No se requiere tolerancias debido a que se realizó impresión 3D.

Acotaciones: mm	Escala: 1:2	Material: ePA-CF	Fecha: 15-Sep-24
--------------------	----------------	---------------------	---------------------

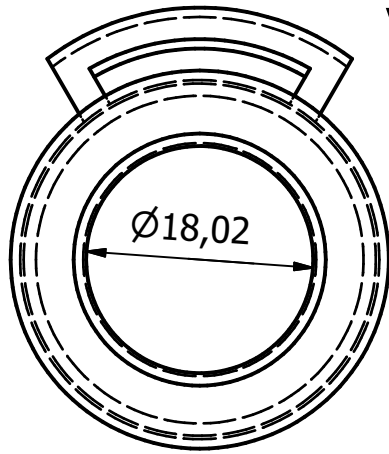
Soporte de la muñeca



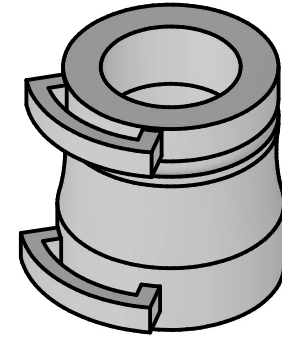
Elaborado por: Enrique Gama Reyes

Facultad de Ingeniería, UNAM

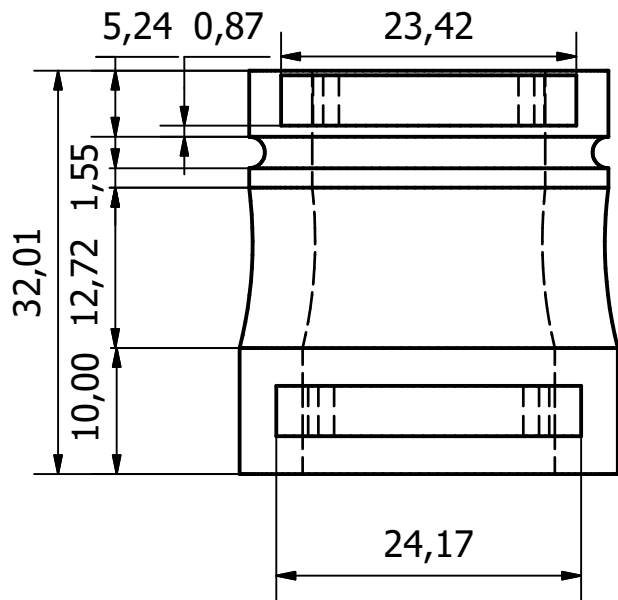
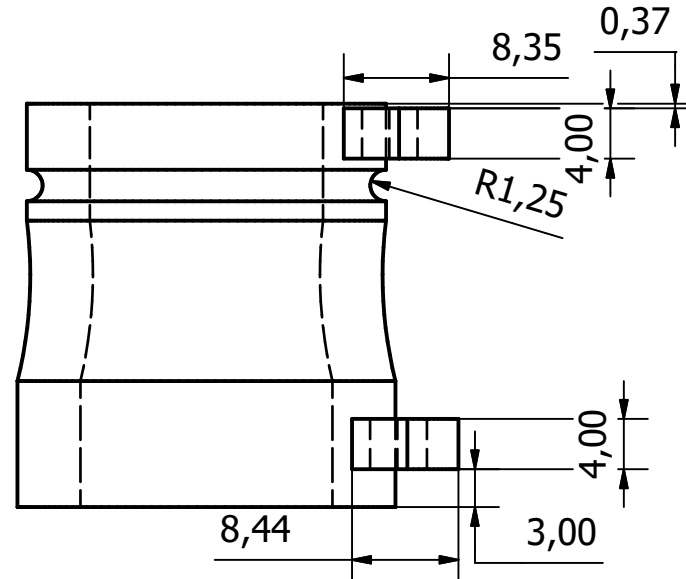
1/8



Vista Superior



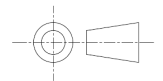
Vista Lateral



Vista Frontal

Acotaciones: mm	Escala: 10:6	Material: ePA-FC	Fecha: 15-Sep-24
--------------------	-----------------	---------------------	---------------------

Protección del pulgar

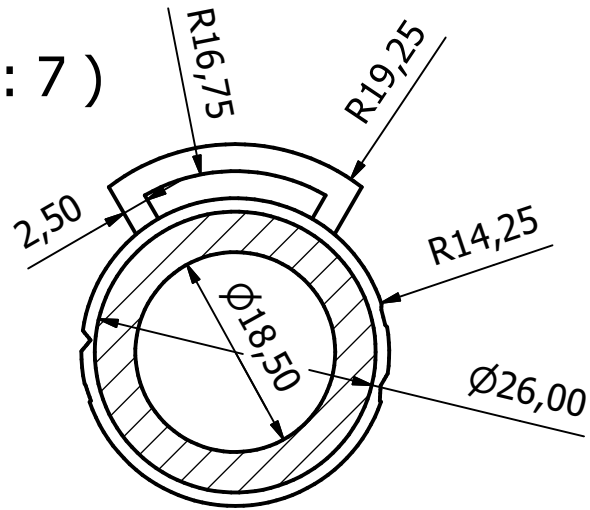


Elaborado por: Enrique Gama Reyes

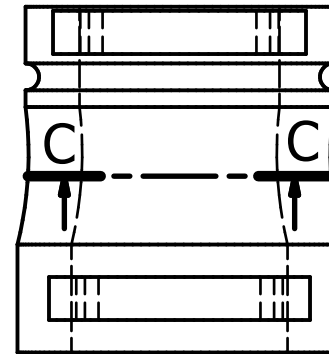
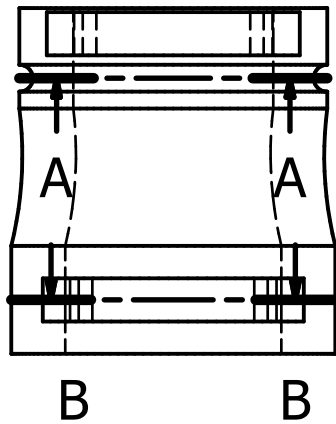
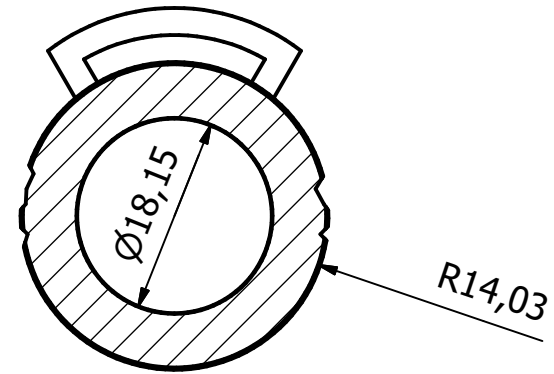
Facultad de Ingeniería, UNAM

NOTA.
No se requiere tolerancias debido a que se realizó impresión 3D.

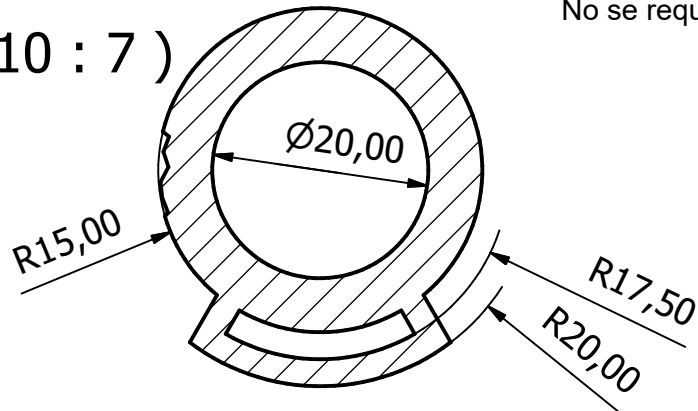
A-A (10 : 7)



C-C (10 : 7)



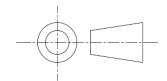
B-B (10 : 7)



NOTA.
No se requiere tolerancias debido a que se realizó impresión 3D.

Acotaciones: mm	Escala: 10:6	Material: ePA-FC	Fecha: 15-Sep-24
--------------------	-----------------	---------------------	---------------------

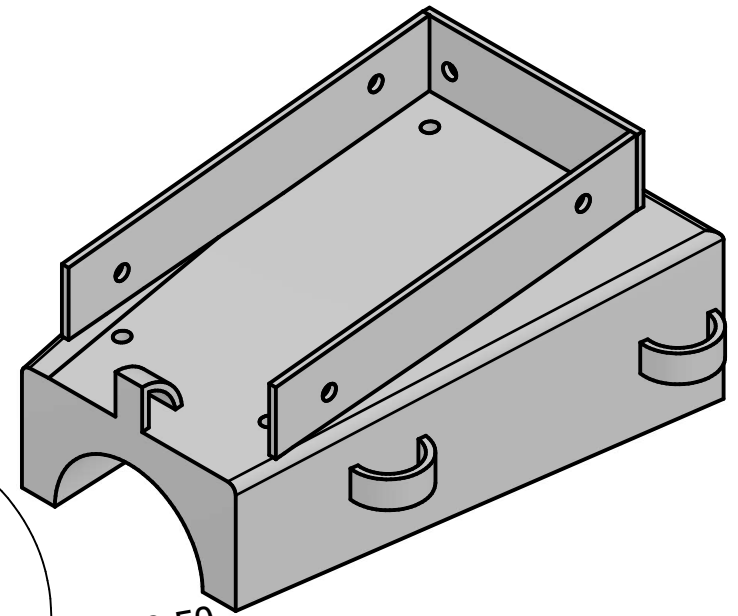
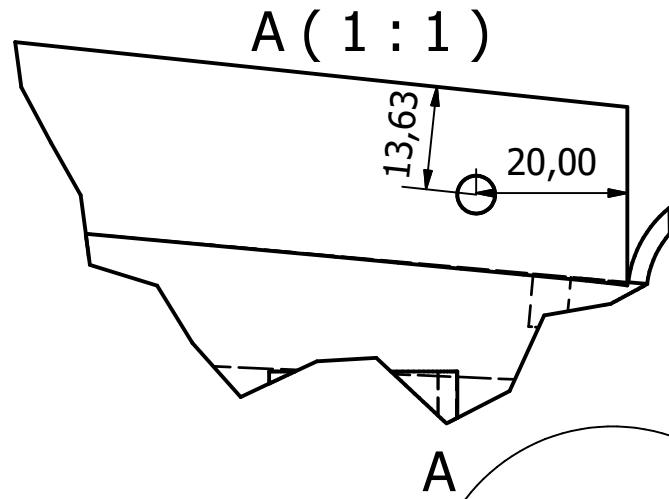
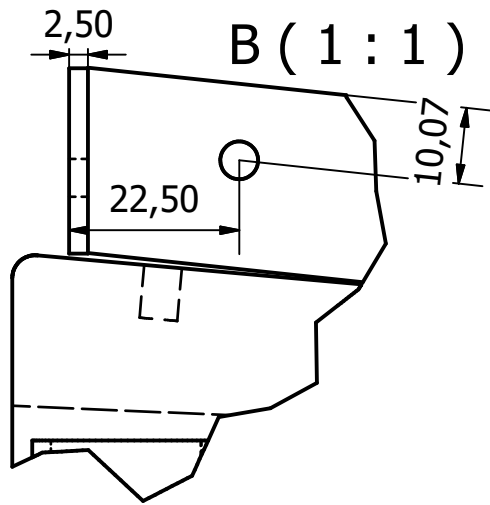
Protección del pulgar



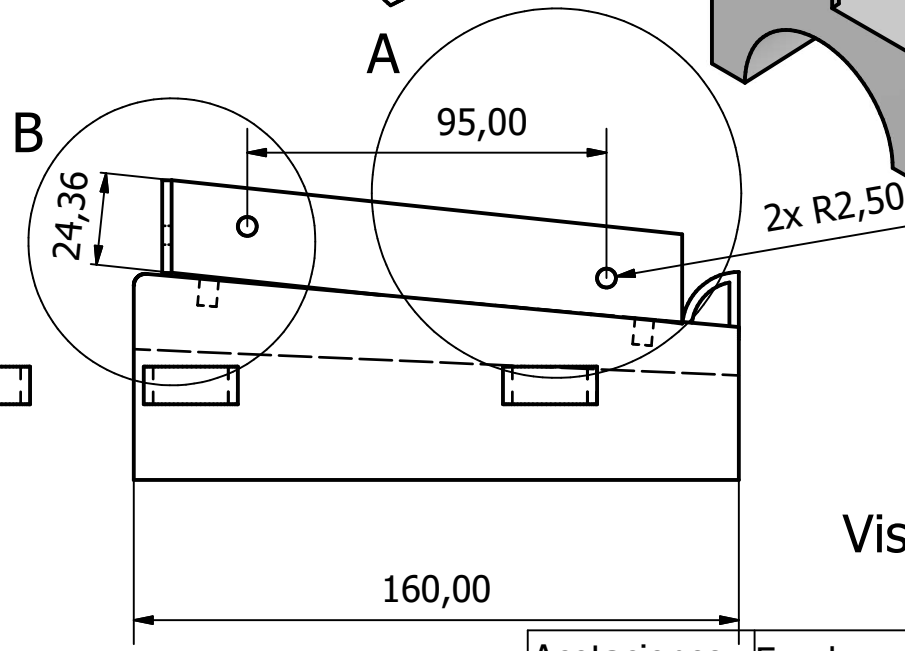
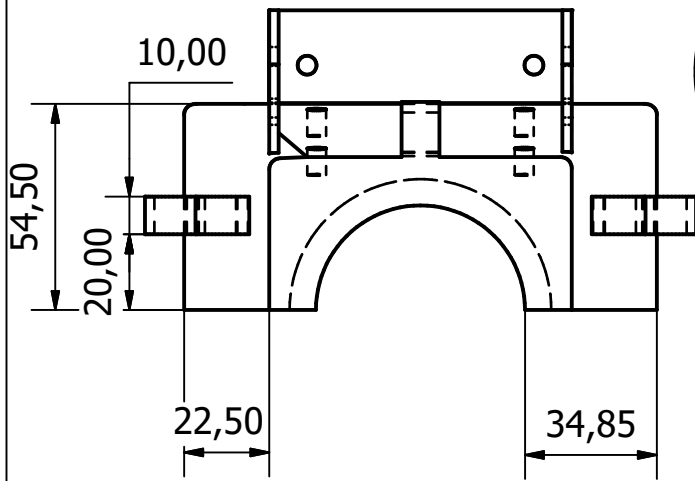
Elaborado por: Enrique Gama Reyes

Facultad de Ingeniería, UNAM

3/8



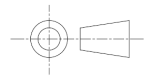
Vista Frontal



Vista Lateral Derecha

Acotaciones: mm	Escala: 1:2	Material: ePA-FC	Fecha: 15-Sep-24
--------------------	----------------	---------------------	---------------------

Soporte del antebrazo

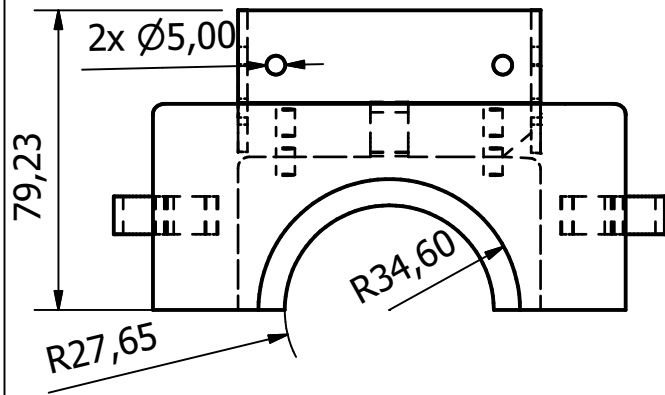


Elaborado por: Enrique Gama Reyes

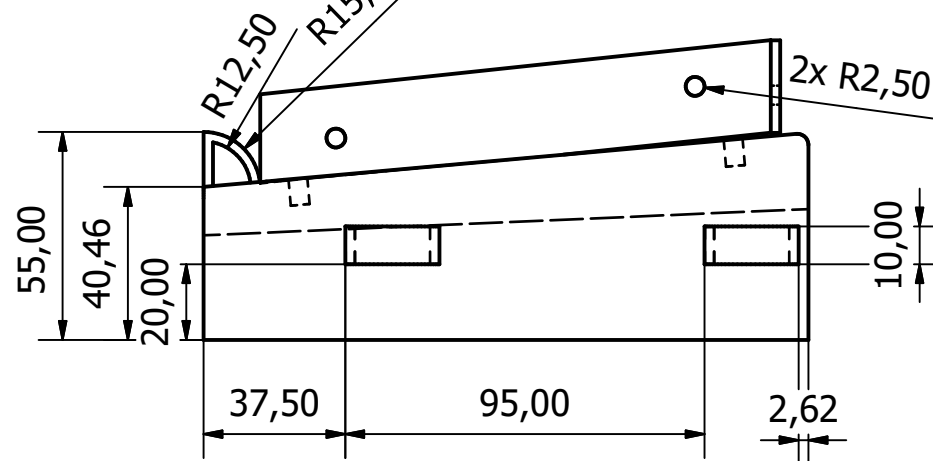
Facultad de Ingeniería, UNAM

NOTA.
No se requiere tolerancias debido a que se realizó impresión 3D.

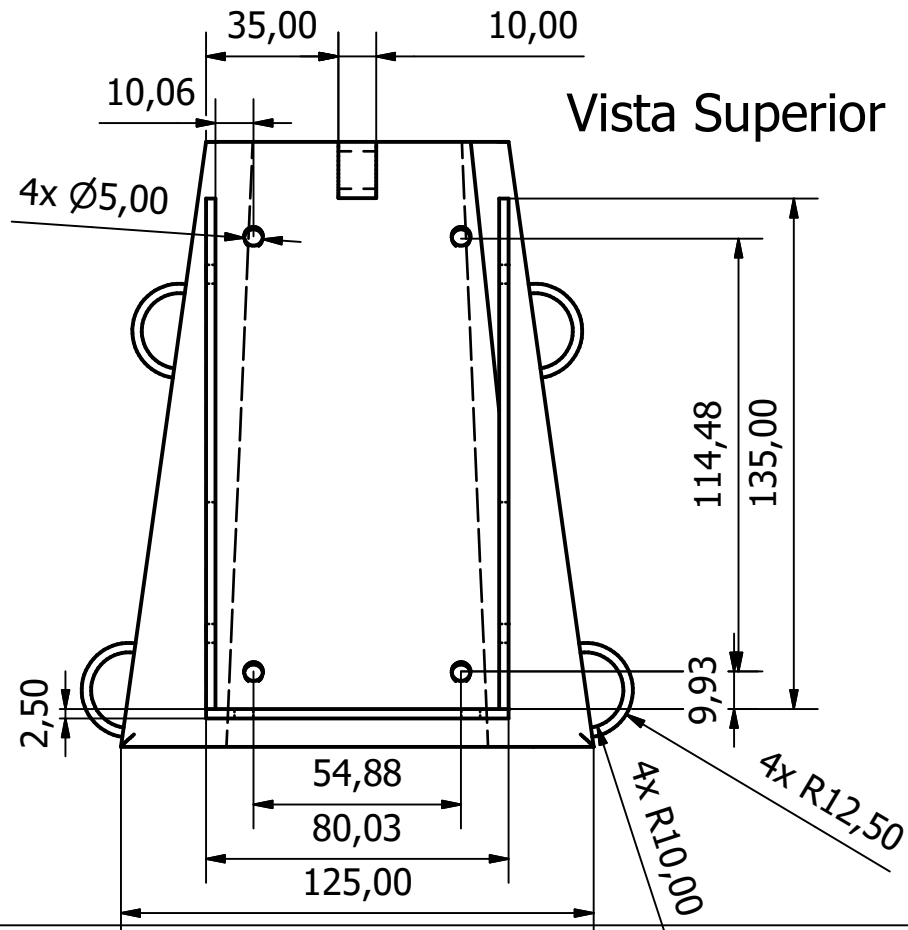
Vista Trasera



Vista Lateral Izquierda



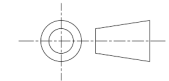
Vista Superior



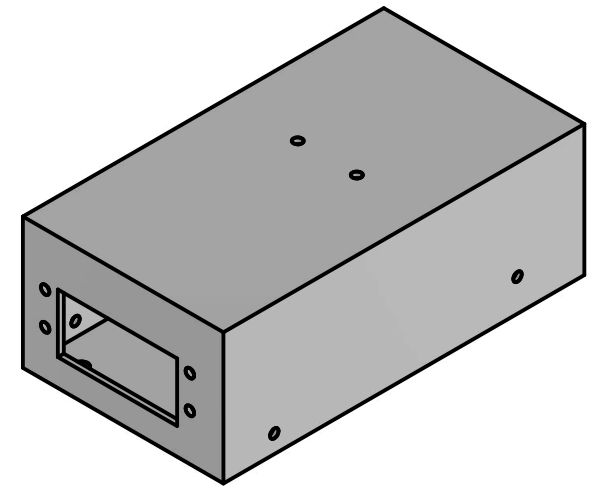
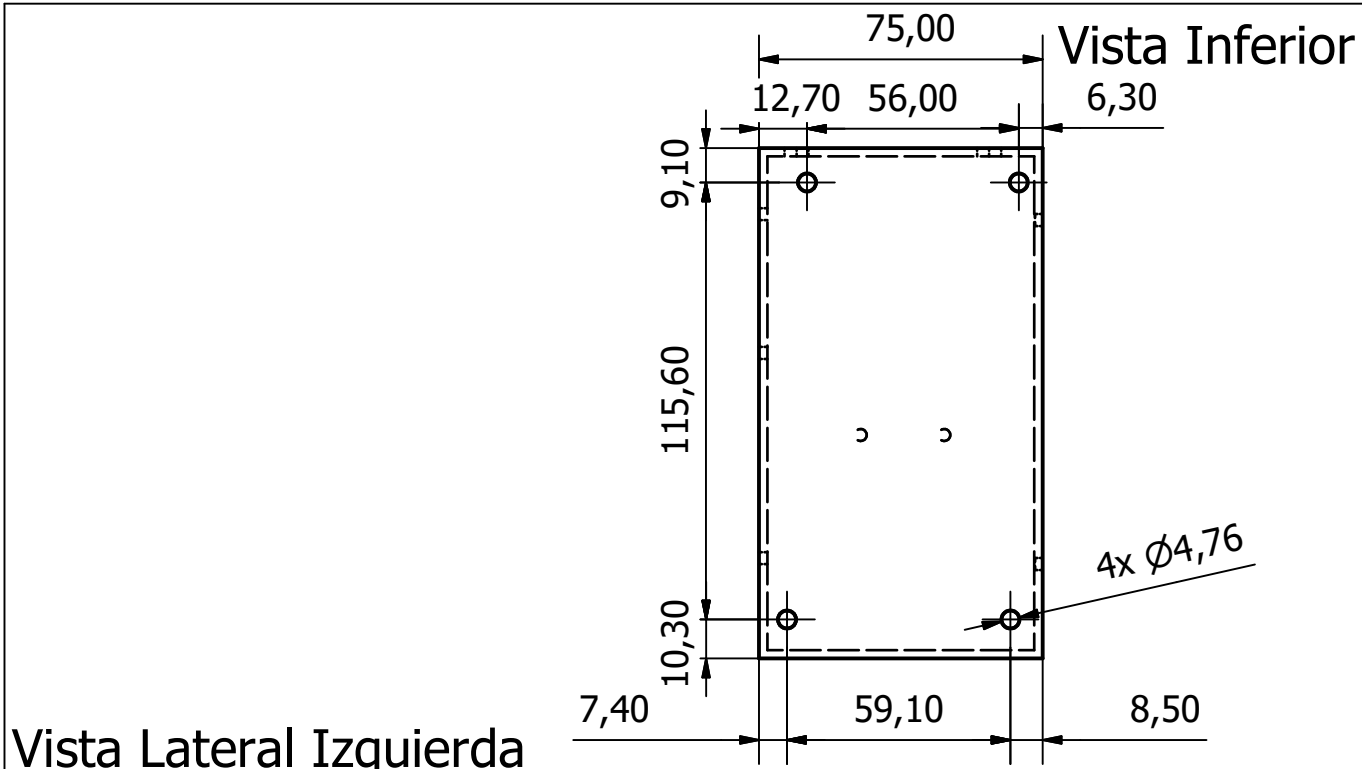
NOTA.
No se requiere tolerancias debido a que se realizó impresión 3D.

Acotaciones: mm	Escala: 1:2	Material: ePA-FC	Fecha: 15-Sep-24
--------------------	----------------	---------------------	---------------------

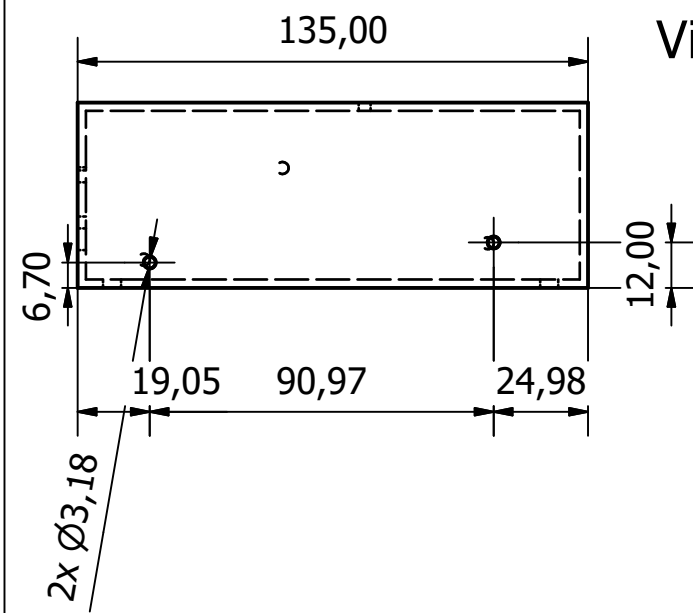
Soporte del antebrazo



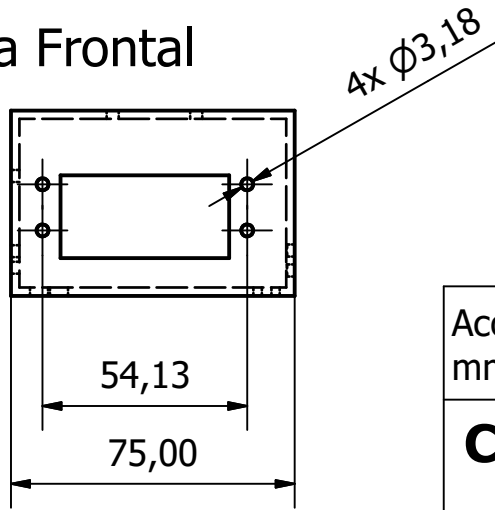
Elaborado por: Enrique Gama Reyes



Vista Lateral Izquierda



Vista Frontal



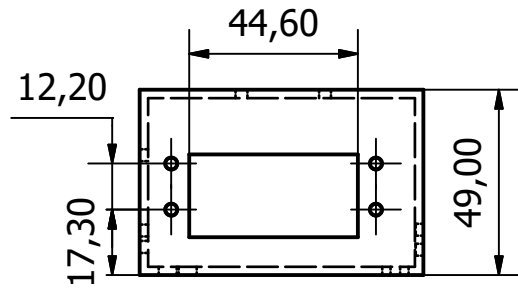
Acotaciones: mm	Escala: 1:2	Material: Policarbonato	Fecha: 15-Sep-24
--------------------	----------------	----------------------------	---------------------

Caja de componentes eléctricos

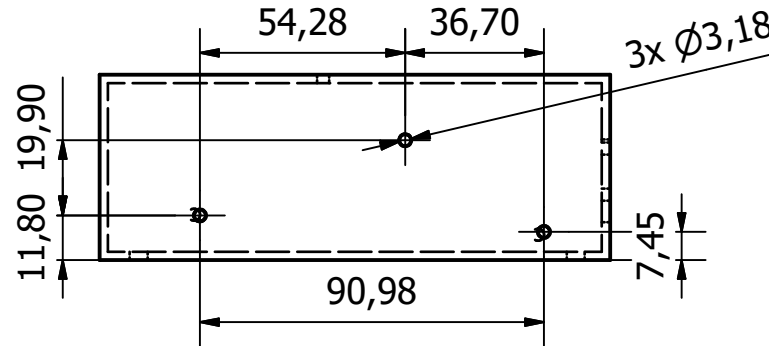
Elaborado por: Enrique Gama Reyes

Facultad de Ingeniería, UNAM

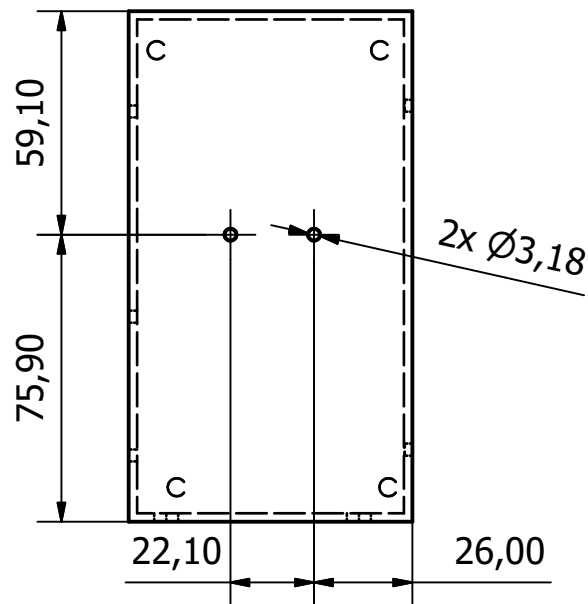
Vista Frontal



Vista Lateral Derecha



Vista Superior



Acotaciones: mm	Escala: 1:2	Material: Policarbonato	Fecha: 15-Sep-24
--------------------	----------------	----------------------------	---------------------

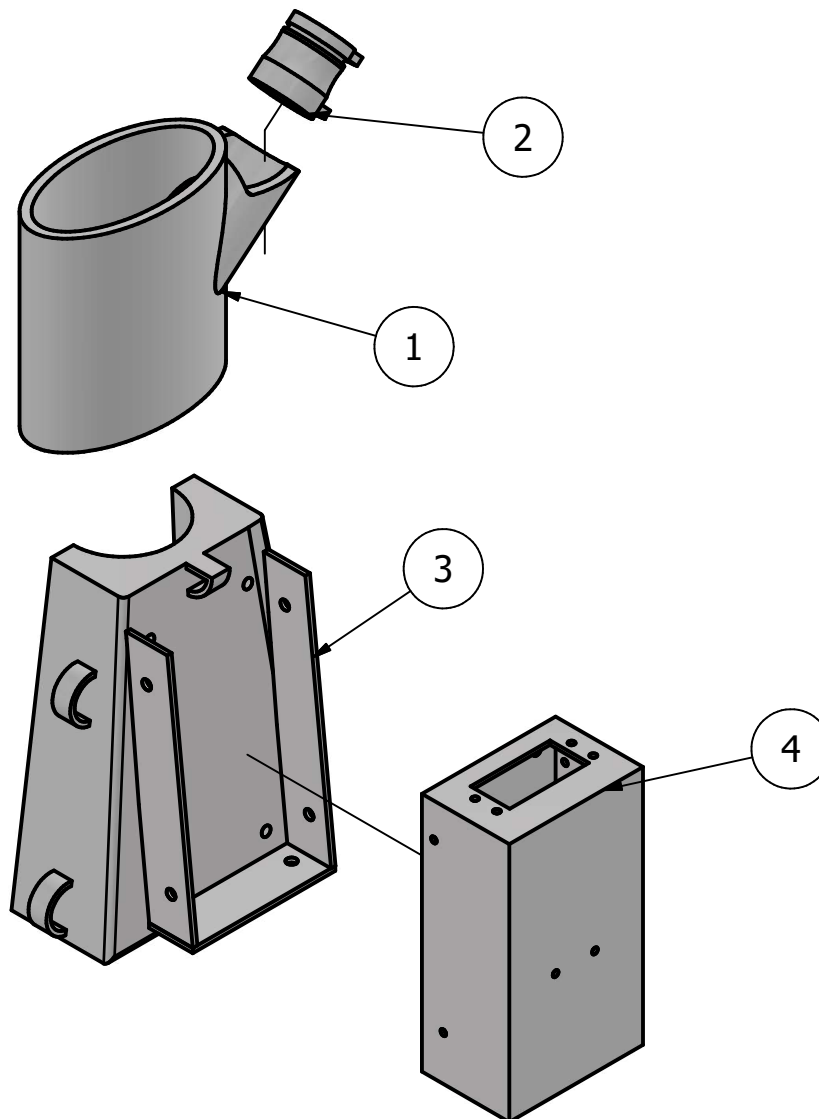
Caja de componentes eléctricos

Elaborado por: Enrique Gama Reyes

Facultad de Ingeniería, UNAM

Lista de Partes

Elemento	Cantidad	Nombre de la pieza
1	1	Soporte de la muñeca
2	1	Protección para el pulgar
3	1	Soporte del antebrazo
4	1	Caja de componentes electrónicos



Acotaciones: mm	Escala: 1:3	Material: ePA-CF y Policarbonato	Fecha: 15-Sep-24
--------------------	----------------	--	---------------------

Plano explosivo de la órtesis

Elaborado por: Enrique Gama Reyes

Facultad de Ingeniería, UNAM

8/8