

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO MÓVIL DE ASISTENCIA PASIVA
PARA LA REHABILITACIÓN DEL TÚNEL DEL CARPIANO EN PACIENTES CON
DIAGNÓSTICO LEVE O MODERADO**

DANIEL ESTEBAN QUINTERO OVALLE
JUAN SEBASTIAN HERNANDEZ ALBA

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICOMECAÑICAS
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA
BUCARAMANGA, SANTANDER

2026

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO MÓVIL DE ASISTENCIA PASIVA
PARA LA REHABILITACIÓN DEL TÚNEL DEL CARPIANO EN PACIENTES CON
DIAGNOSTICO LEVE O MODERADO**

DANIEL ESTEBAN QUINTERO OVALLE
JUAN SEBASTIAN HERNANDEZ ALBA

Trabajo de grado para optar al título de ingeniero mecánico

Director

DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMÚDEZ
Doctor en ingeniería mecánica

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICOMECAÑICAS
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA
BUCARAMANGA, SANTANDER

2026

DEDICATORIA

En primer lugar, agradezco a Dios por permitirme cumplir este sueño de obtener mi título profesional.

Dedico este proyecto de grado a mis padres, Custodio Hernández y María Eugenia Alba, quienes han sido el pilar fundamental en este camino, brindándome su amor y apoyo incondicional para alcanzar mis metas. A mis hermanas, por su compañía y por ser una fuente constante de motivación.

A mis compañeros, quienes me acompañaron a lo largo de este proceso, por su apoyo y motivación; así como a aquellas personas que hicieron parte de este camino y que, por circunstancias de la vida, hoy no se encuentran a mi lado, pero dejaron una huella importante en este logro.

A mi compañero de grado, Daniel Quintero, por su compromiso, dedicación y trabajo en equipo para alcanzar juntos este objetivo.

Finalmente, a todas las personas que creyeron en mí desde el inicio, así como a quienes no lo hicieron, ya que también fueron una fuente de motivación para seguir adelante. A todos ustedes, les dedico este proyecto con profundo amor y gratitud, como reflejo del esfuerzo compartido y del apoyo brindado en cada etapa de este camino.

JUAN SEBASTIÁN HERNÁNDEZ ALBA

DEDICATORIA

A mi Nonos, Rito Antonio Quintero y Lucila Pinzon por estar allí con nosotros y haber hecho de nuestra familia lo que es con su alegría y su amor, y sus deseos de que nosotros sigamos adelante, siempre serán parte de mi corazón.

A mi madre, Gladys Ovalle, a mi padre, Javier Quintero, a mis hermanos y hermanas, José Santiago Quintero, Javier David Quintero, Carolina Quintero Ovalle y Natalia Quintero por su amor incondicional y su gran apoyo durante toda mi vida.

A mi familia por acompañarme durante todos estos momentos que siempre serán parte de mi vida, por su apoyo, por preocuparse por uno y por darme consejos que siempre guardaré.

A mis compañeros que estuvieron conmigo durante todo este camino permitiéndome crecer como persona.

A mi compañero de grado, Juan Sebastián Hernández por su compromiso y dedicación para poder llevar a cabo todo este proceso que sin su ayuda no hubiera sido fácil.

Finalmente, a todos los que me acompañaron durante mi vida, que creyeron en mí y que me apoyaron para poder cumplir mis metas con gran gratitud les dedico este trabajo en el cual está demostrado todo nuestro esfuerzo, dedicación y compromiso con el que les quiero devolver un poco de todo lo que me han dado

DANIEL ESTEBAN QUINTERO OVALLE

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Industrial de Santander y a sus docentes, por acompañarnos a lo largo de este proceso de formación profesional y brindarnos los conocimientos necesarios para nuestro desarrollo académico y personal.

Al profesor Wilson Mauricio Lozano Franco, por su orientación, tiempo y acompañamiento durante el desarrollo de este trabajo de grado, así como por sus valiosos aportes desde el área de fisioterapia.

A la modista Yannelis Calzadilla, por su tiempo, apoyo y recomendaciones, los cuales contribuyeron significativamente al desarrollo del proyecto.

Al estudiante de diseño industrial Jhoan Ricardo Reyes Zambrano, por su orientación y apoyo en el diseño del prototipo.

A nuestros amigos y compañeros, quienes nos acompañaron durante este proceso, brindándonos apoyo y motivación hasta alcanzar esta meta profesional.

Al profesor Diego Fernando Villegas Bermúdez, PhD, por su orientación, compromiso y acompañamiento en el desarrollo de nuestro trabajo de grado.

¡GRACIAS A TODOS!

TABLA DE CONTENIDO

| | Pag |
|--|-----|
| INTRODUCCIÓN | 15 |
| 1. OBJETIVOS | 21 |
| 1.1. OBJETIVO GENERAL | 21 |
| 1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 21 |
| 2. MARCO TEÓRICO | 22 |
| 2.1. ANATOMÍA | 22 |
| 2.1.1. Túnel carpiano. | 22 |
| 2.1.2. Músculo flexor superficial de los dedos. | 23 |
| 2.1.3. Músculo flexor profundo de los dedos. | 23 |
| 2.1.4. Tendones de los músculos flexores de los dedos. | 23 |
| 2.1.5. Retináculo extensor. | 23 |
| 2.1.6. Nervio mediano. | 24 |
| 2.2. DIMENSIONES ANTROPOMÉTRICAS | 24 |
| 2.2.1. Dimensiones de la mano. | 25 |
| 2.2.2. Rango de movimiento de las falanges de los dedos. | 26 |
| 2.3. SINDROME DEL TÚNEL CARPIANO | 29 |
| 2.3.1. Definición. | 29 |
| 2.3.2. Epidemiología. | 30 |
| 2.3.3. Etiología. | 30 |
| 2.3.4. Clasificación del síndrome del túnel carpiano. | 30 |
| 2.4. TRATAMIENTOS NO INVASIVOS | 31 |
| 2.4.1. Entablillado. | 31 |
| 2.4.2. Medicación oral. | 32 |

| | | |
|--|---------------------------|----|
| 2.4.3. Ultrasonido. | TABLA DE CONTENIDO | 32 |
| 2.4.4. Acupuntura. | | 33 |
| 2.4.5. Ejercicio de deslizamiento de tendón. | | 33 |
| 2.4.6. Ejercicio de deslizamiento de nervio. | | 34 |
| 2.4.7. Comparativa de los tratamientos. | | 35 |
| 3. DISEÑO METODOLOGICO | | 36 |
| 3.1. ANÁLISIS DEL PROBLEMA DE DISEÑO | | 36 |
| 3.1.1. Restricciones. | | 36 |
| 3.1.2. Necesidades de funcionalidad. | | 37 |
| 3.1.3. Descripción del ejercicio de deslizamiento de tendón. | | 38 |
| 3.1.4. Requisitos de desempeño. | | 38 |
| 3.2. DISEÑO CONCEPTUAL | | 39 |
| 3.2.1. Descripción funcional. | | 39 |
| 3.2.2. Estructura funcional. | | 40 |
| 3.2.3. Requisitos del consumidor. | | 41 |
| 3.2.4. QFD. | | 42 |
| 3.2.5. Alternativas | | 42 |
| 3.2.6. Matriz de pugh. | | 45 |
| 3.2.7. Propuesta de diseño final. | | 46 |
| 3.2.8. Revisión del sistema de diseño. | | 47 |
| 3.3. DISEÑO A NIVEL DE PARAMETROS | | 47 |
| 3.3.1. Análisis de modo y efecto de falla (AMEF). | | 47 |
| 3.4. ANÁLISIS PARAMÉTRICO | | 50 |
| 3.4.1. Análisis paramétrico del sistema de ajuste. | | 51 |
| 3.4.2. Análisis paramétrico del sistema mecánico. | | 52 |
| 3.4.3. Análisis paramétrico del sistema de control. | | 56 |

| | | |
|--|---------------------------|----|
| 3.4.4. Análisis paramétrico del sistema de control | TABLA DE CONTENIDO | 58 |
| 3.5. OPTIMIZACIÓN DEL SISTEMA | | 60 |
| 3.5.1. Mejoras del sistema de ajuste. | | 61 |
| 3.5.2. Mejoras del sistema de control. | | 62 |
| 3.6. PRUEBA FUNCIONAL | | 63 |
| 3.7. DISEÑO EN DETALLE | | 66 |
| 3.8. VALIDACIÓN DE REQUISITOS | | 69 |
| 3.9. VALIDACIÓN DEL PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN | | 72 |
| 4. CONCLUSIONES | | 73 |
| 5. RECOMENDACIONES | | 74 |
| BIBLIOGRAFIA | | 75 |
| ANEXOS | | 80 |

LISTA DE FIGURAS

| | Pag |
|--|-----|
| Figura 1. Diagrama del túnel carpiano en la mano. | 17 |
| Figura 2. Posiciones de ejercicios de deslizamiento de tendón. | 17 |
| Figura 3. Dispositivo e Interacción Novint Falcon con la zona de afección. | 18 |
| Figura 4. Prototipo desarrollado anteriormente. | 19 |
| Figura 5. Visión palmar del túnel carpiano. | 22 |
| Figura 6. Músculos superficiales de la mano (vista anterior). | 24 |
| Figura 7. Dimensiones de la mano población colombiana. | 25 |
| Figura 8. Anchos de la mano. | 26 |
| Figura 9. Nombre de las articulaciones interfalángicas. | 27 |
| Figura 10. Tratamiento con férula. | 31 |
| Figura 11. Ultrasonidos aplicados al túnel carpiano. | 32 |
| Figura 12. Acupuntura en la mano STC. | 33 |
| Figura 13. Ejercicios deslizamiento de nervio. | 34 |
| Figura 14. Ejercicios de deslizamiento de tendón. | 37 |
| Figura 15. Funciones deseadas del dispositivo. | 40 |
| Figura 16. Estructura funcional deseada. | 40 |
| Figura 17. Alternativa 1. | 43 |
| Figura 18. Alternativa 2. | 44 |
| Figura 19. Alternativa 3. | 45 |
| Figura 20. Propuesta de diseño. | 46 |
| Figura 21. Diagrama de Pareto. | 49 |
| Figura 22. Plantilla guante talla M. | 51 |
| Figura 23. Guante completo. | 52 |
| Figura 24. Servomotor mg996R. | 55 |
| Figura 25. Estructura base. | 55 |
| Figura 26. Guayas. | 56 |
| Figura 27. Arduino UNO. | 57 |
| Figura 28. Encoders magnéticos as5600. | 57 |

| | |
|---|----|
| Figura 29. Diseño sistema electrónico. | 58 |
| Figura 30. Adaptador de corriente. | 59 |
| Figura 31. TCA9548A. | 60 |
| Figura 32. Estructura palma. | 61 |
| Figura 33. Listado de movimientos. | 62 |
| Figura 34. Etiquetas. | 63 |
| Figura 35. Dedos en garra. | 64 |
| Figura 36. Dedos en meseta. | 64 |
| Figura 37. Puño recto. | 65 |
| Figura 38. Puño cerrado. | 65 |
| Figura 39. Vista explosionada de la carcasa. | 66 |
| Figura 40. Vista explosionada componentes mecánicos. | 67 |
| Figura 41. Vista trasera de estructura palma y dedos. | 68 |
| Figura 42. Vista isométrica de estructura. | 69 |
| Figura 43. Medida tamaño de la mano. | 70 |
| Figura 44. Peso de la estructura en la mano. | 71 |
| Figura 45. Angulo entre la falange proximal y media | 72 |

LISTA DE TABLAS

| | Pag |
|---|-----|
| Tabla 1: Rango normal de movimiento de las falanges de los dedos | 28 |
| Tabla 2: Observaciones de los tratamientos del síndrome de túnel carpiano | 35 |
| Tabla 3: Restricciones de diseño | 37 |
| Tabla 4: Requisitos de desempeño | 39 |
| Tabla 5: Matriz QFD | 42 |
| Tabla 6: Matriz de pugh. | 45 |
| Tabla 7: Decisión del sistema de diseño | 47 |
| Tabla 8: AMEF | 48 |
| Tabla 9: Momentos a flexión | 54 |
| Tabla 10: Momentos en extensión | 54 |

LISTA DE ANEXOS

| | Pag |
|---|-----|
| Anexo A. Datos dimensiones de la mano | 80 |
| Anexo B. Cálculos momentos flexión y extensión | 82 |
| Anexo C. Carta de validación del fisioterapeuta | 83 |
| Anexo D. Enlace Video prototipo en funcionamiento | 84 |

RESUMEN

TÍTULO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO MÓVIL DE ASISTENCIA PASIVA PARA LA REHABILITACIÓN DEL TÚNEL DEL CARPIANO EN PACIENTES CON DIAGNÓSTICO LEVE O MODERADO*

AUTORES: DANIEL ESTEBAN QUINTERO OVALLE, JUAN SEBASTIAN HERNANDEZ ALBA**

PALABRAS CLAVE: SÍNDROME DEL TÚNEL CARPIANO, REHABILITACIÓN, ASISTENCIA PASIVA, DESLIZAMIENTO DE TENDONES, PROTOTIPO.

DESCRIPCIÓN:

El síndrome del túnel carpiano es una afección que afecta la funcionalidad de la mano y limita la calidad de vida de quienes la padecen. Este trabajo tiene como objetivo diseñar y construir un prototipo de asistencia pasiva que facilite la ejecución de ejercicios de rehabilitación basados en el deslizamiento de tendones. Para ello, se realizó una revisión bibliográfica de los tratamientos no invasivos disponibles, identificando aquellos más utilizados en pacientes con diagnóstico leve o moderado. A partir de este análisis, se definieron los requerimientos del sistema y se desarrolló el diseño del prototipo mediante herramientas CAD, integrando sistema mecánico, de control, ajuste y alimentación. Posteriormente, se llevó a cabo la construcción del dispositivo utilizando impresión 3D y componentes electrónicos de fácil acceso. Como resultado, se obtuvo un prototipo funcional capaz de ejecutar los movimientos correspondientes a los ejercicios de deslizamiento de tendones, el cual fue evaluado por un fisioterapeuta, quien validó su funcionamiento como herramienta de apoyo en procesos de rehabilitación.

* Trabajo de grado

** Facultad de ingenierías fisicomecánicas. Escuela de ingeniería mecánica. Director Diego Fernando Villegas Bermúdez.

ABSTRACT

TITLE: DESIGN AND CONSTRUCTION OF A MOBILE PASSIVE ASSISTANCE PROTOTYPE FOR CARPAL TUNNEL REHABILITATION IN PATIENTS WITH MILD OR MODERATE DIAGNOSIS*

AUTHORS: DANIEL ESTEBAN QUINTERO OVALLE, JUAN SEBASTIAN HERNANDEZ ALBA**

KEYWORDS: CARPAL TUNNEL SYNDROME, REHABILITATION, PASSIVE ASSISTANCE, TENDON GLIDING, PROTOTYPE.

DESCRIPTION:

Carpal tunnel syndrome is a condition that affects hand functionality and limits the quality of life of those who suffer from it. This work aims to design and build a passive assistance prototype that facilitates the execution of rehabilitation exercises based on tendon gliding. To this end, a literature review of available non-invasive treatments was conducted, identifying those most commonly used in patients with mild or moderate diagnosis. Based on this analysis, system requirements were defined, and the prototype design was developed using CAD tools, integrating mechanical, control, adjustment, and power systems. Subsequently, the device was constructed using 3D printing and readily available electronic components. As a result, a functional prototype capable of performing the movements corresponding to tendon gliding exercises was obtained, which was evaluated by a physiotherapist who validated its operation as a support tool in rehabilitation processes.

* Bachelor Thesis

** Facultad de ingenierías fisicomecánicas. Escuela de ingeniería mecánica. Director Diego Fernando Villegas Bermúdez.

INTRODUCCIÓN

El síndrome del túnel carpiano (STC) es una de las enfermedades laborales más comunes y afecta principalmente a personas que realizan movimientos repetitivos con las manos. Esta condición genera dolor, entumecimiento y debilidad, afectando el desempeño laboral y la calidad de vida de quienes la padecen¹. Este problema suele presentarse cuando se mantienen posturas inadecuadas de las manos durante largos periodos, lo que puede generar inflamación y aumentar la presión sobre el nervio mediano. Además, en algunos casos el acceso a terapias especializadas de rehabilitación es limitado y sus costos dificultan que los pacientes puedan realizarlas de manera continua.

Como consecuencia, muchas personas con diagnóstico leve o moderado de síndrome del túnel carpiano no reciben tratamiento oportuno, lo que puede agravar la condición y llevar a intervenciones quirúrgicas más complejas. A esto se suma que algunos dispositivos de rehabilitación no ofrecen la misma guía que un fisioterapeuta. Ante esta situación, el presente proyecto propone el diseño y construcción de un prototipo móvil de asistencia pasiva para apoyar la rehabilitación de pacientes con diagnóstico leve o moderado de síndrome del túnel carpiano, facilitando la ejecución de ejercicios de deslizamiento de tendones.

Para su desarrollo se utilizaron herramientas de diseño asistido por computadora como SolidWorks. La fabricación se realizó mediante impresión 3D, empleando resina en las piezas en contacto con la mano y filamento PLA en la estructura. Como resultado se obtuvo un prototipo móvil capaz de realizar cuatro movimientos de deslizamiento de tendones, evaluado por un fisioterapeuta mediante una carta de concepto técnico.

¹ PADUA, Luca, *et al.* Carpal tunnel syndrome: clinical features, diagnosis, and management. En: The Lancet Neurology [en línea]. Noviembre, 2016. vol. 15, no. 12 [consultado el 18, marzo, 2026], p. 1273-1284. Disponible en Internet: <[https://doi.org/10.1016/s1474-4422\(16\)30231-9](https://doi.org/10.1016/s1474-4422(16)30231-9)>. ISSN 1474-4422.

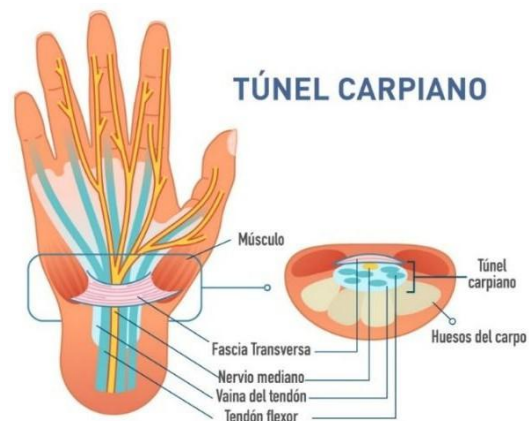
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El síndrome del túnel carpiano es una de las enfermedades más comunes entre las personas que realizan movimientos repetitivos con las manos. Esta afección se debe a la compresión del nervio mediano en la muñeca², lo que, a corto y mediano plazo, provoca molestias y dolor en los pacientes. Además, el 61% de los afectados opta por no someterse a una intervención quirúrgica³, lo que hace necesario explorar alternativas no invasivas para su tratamiento. Sin embargo, el acceso a estas terapias suele ser limitado debido a su costo y disponibilidad, lo que agrava la condición de los pacientes y genera dificultades económicas, ya que muchas personas ven afectada su capacidad para desempeñar sus actividades laborales.

² ZAHEER, Sheikh Azka y AHMED, Zubair. Neurodynamic Techniques in the Treatment of Mild-to-Moderate Carpal Tunnel Syndrome: A Systematic Review and Meta-Analysis. En: Journal of Clinical Medicine [en línea]. 25, julio, 2023. vol. 12, no. 15 [consultado el 17, marzo, 2026], p. 4888. Disponible en Internet: <<https://doi.org/10.3390/jcm12154888>>. ISSN 2077-0383.

³ WOLNY, Tomasz y LINEK, Pawel. Is manual therapy based on neurodynamic techniques effective in the treatment of carpal tunnel syndrome? A randomized controlled trial. En: Clinical Rehabilitation [en línea]. 11, octubre, 2018. vol. 33, no. 3 [consultado el 17, marzo, 2026], p. 408-417. Disponible en Internet: <<https://doi.org/10.1177/0269215518805213>>. ISSN 1477-0873.

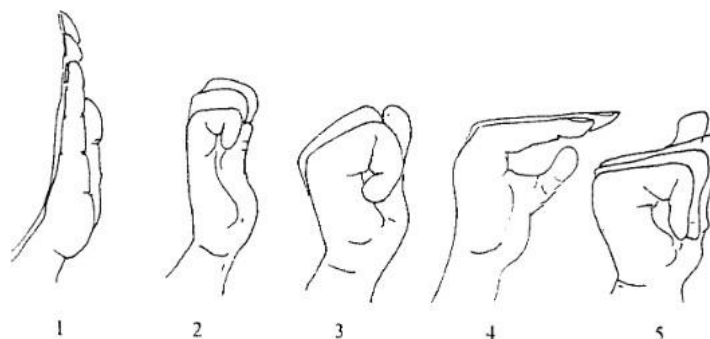
Figura 1. Diagrama del túnel carpiano en la mano.



Fuente: L3 ORTOPEDIA. Síndrome del túnel carpiano [en línea]. 2026 [consultado 19, marzo, 2026]. Disponible en: <https://l3ortopedia.es/sindrome-del-tunel-carpiano/>

Existen diversas opciones terapéuticas no invasivas para tratar el síndrome del túnel carpiano, entre ellas el uso de férulas para la muñeca, movilización del sistema nervioso, electroterapia (ultrasonidos), láser, magnetoterapia, movilización de los huesos del carpo, masoterapia y tratamientos farmacológicos de administración oral. No obstante, estas alternativas pueden no estar al alcance de todos los pacientes debido a la disponibilidad limitada de profesionales especializados y los costos asociados a tratamientos prolongados.

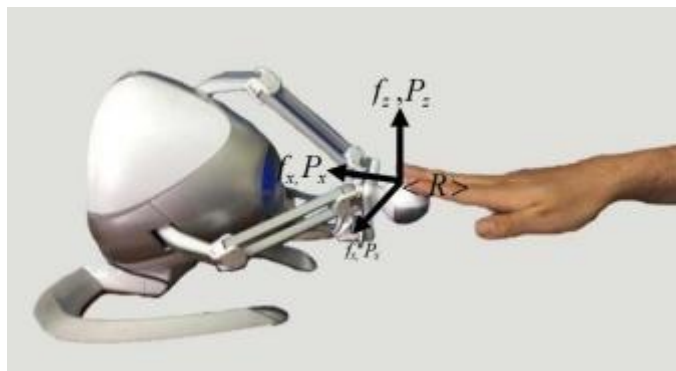
Figura 2. Posiciones de ejercicios de deslizamiento de tendón.



Fuente: AKALIN, *et al.* (2002)

A nivel global, se han desarrollado enfoques innovadores para la rehabilitación del túnel carpiano. En una investigación, se diseñó un dispositivo de interacción Novint Falcon basado en realidad virtual, que utiliza un simulador de videojuego para aplicar ejercicios terapéuticos en la mano de los pacientes⁴. Este sistema demostró ser efectivo al fomentar los movimientos necesarios para el tratamiento de la afección. Además, permite programar el número de repeticiones de cada ejercicio según la sesión de rehabilitación, lo que lo convierte en un complemento valioso para la rehabilitación tradicional.

Figura 3. Dispositivo e Interacción Novint Falcon con la zona de afección.



Fuente: ANDALUZ, Victor H., *et al.* Carpal tunnel syndrome rehabilitation through force feedback. *IEEE Latin America Transactions*, 2018. vol. 16, no. 9, p. 2467-2472.

A nivel regional, se encontró un trabajo de grado en la Universidad Industrial de Santander titulado *Diseño y construcción de un prototipo funcional de un dispositivo para el tratamiento y rehabilitación del síndrome del túnel carpiano*⁵. Este dispositivo permitía

⁴ ANDALUZ, Victor H., *et al.* Carpal Tunnel Syndrome Rehabilitation Through Force Feedback. En: *IEEE Latin America Transactions* [en línea]. Septiembre, 2018. vol. 16, no. 9 [consultado el 17, marzo, 2026], p. 2467-2472. Disponible en Internet: <<https://doi.org/10.1109/tla.2018.8789570>>. ISSN 1548-0992.

⁵ SILVA ABRIL, Marggy Lizeth y OCHOA PLATA, Edgar Alejandro. *Diseño y construcción de un prototipo funcional de un dispositivo para el tratamiento y rehabilitación del síndrome del túnel carpiano*.

a los pacientes simular los movimientos básicos de la terapia convencional desde sus hogares, lo que lo hacía más accesible y cómodo.

Figura 4. Prototipo desarrollado anteriormente.



Fuente: SILVA y OCHOA, (2020)

Según este contexto, surge la siguiente pregunta ¿Podría el desarrollo de un sistema mecánico para la rehabilitación del túnel carpiano mejorar en pacientes la accesibilidad, reducir costos, brindar mayor comodidad y ofrecer una alternativa a los pacientes que no desean someterse a procedimientos invasivos?

JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

El síndrome del túnel carpiano es una condición que afecta significativamente a quienes lo padecen, limitando su capacidad para realizar actividades cotidianas. La rehabilitación juega un papel crucial en la recuperación, pero su acceso se ve restringido por factores como la disponibilidad de tratamientos y su costo. Esto dificulta que muchas personas, especialmente aquellas en situaciones vulnerables, puedan recibir la terapia adecuada. Por ello, resulta necesario desarrollar un dispositivo que permita realizar ejercicios de rehabilitación de manera práctica y accesible, sin requerir asistencia constante.

Esta condición no solo causa dolor e incomodidad, sino que, en casos severos, puede llevar a la pérdida de movilidad. Estos síntomas deterioran la calidad de vida de los pacientes y reducen su capacidad laboral, generando un impacto negativo tanto a nivel individual como social. Implementar terapias efectivas para aliviar el dolor y recuperar la funcionalidad de la mano es esencial, pero muchas de estas requieren supervisión, lo que no siempre es posible.

Actualmente, los pacientes que no pueden realizar los movimientos por sí mismos dependen de la presencia de un fisioterapeuta, lo que limita su tratamiento en entornos como el hogar. Por esta razón, surge la necesidad de un dispositivo que facilite la realización autónoma de estas terapias, garantizando comodidad y adaptabilidad a diferentes contextos. Esta solución no solo brindaría mayor accesibilidad, sino que también ofrecería una alternativa económica para quienes enfrentan barreras en el acceso a tratamientos especializados.

1. OBJETIVOS

1.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir un prototipo móvil de asistente pasivo que ayude en el tratamiento y rehabilitación del síndrome del túnel carpiano en pacientes con diagnóstico leve o moderado

1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Identificar los tratamientos no invasivos más efectivos para el síndrome del túnel carpiano, respaldados por material bibliográfico de revistas y publicaciones científicas, con el fin de incorporarlos en el diseño de un prototipo de rehabilitación.
2. Diseñar un prototipo mecánico móvil que ofrezca asistencia pasiva en la terapia de pacientes con síndrome del túnel carpiano, utilizando herramientas de diseño asistido por computadora (CAD), con el fin de brindar una alternativa a pacientes que no puedan realizar los movimientos terapéuticos por sí mismos, garantizando su desarrollo y funcionalidad bajo las siguientes especificaciones:
 - Peso máximo sobre la mano 400 g
 - Ángulo mínimo de flexión de las falanges proximal y medial 80°
 - Longitud máxima del prototipo sobre la mano 30 cm
 - Talla de mano considerada M
3. Construir un prototipo mecánico móvil para la rehabilitación del síndrome del túnel carpiano, que posibilite la ejecución del ejercicio de deslizamiento de tendones

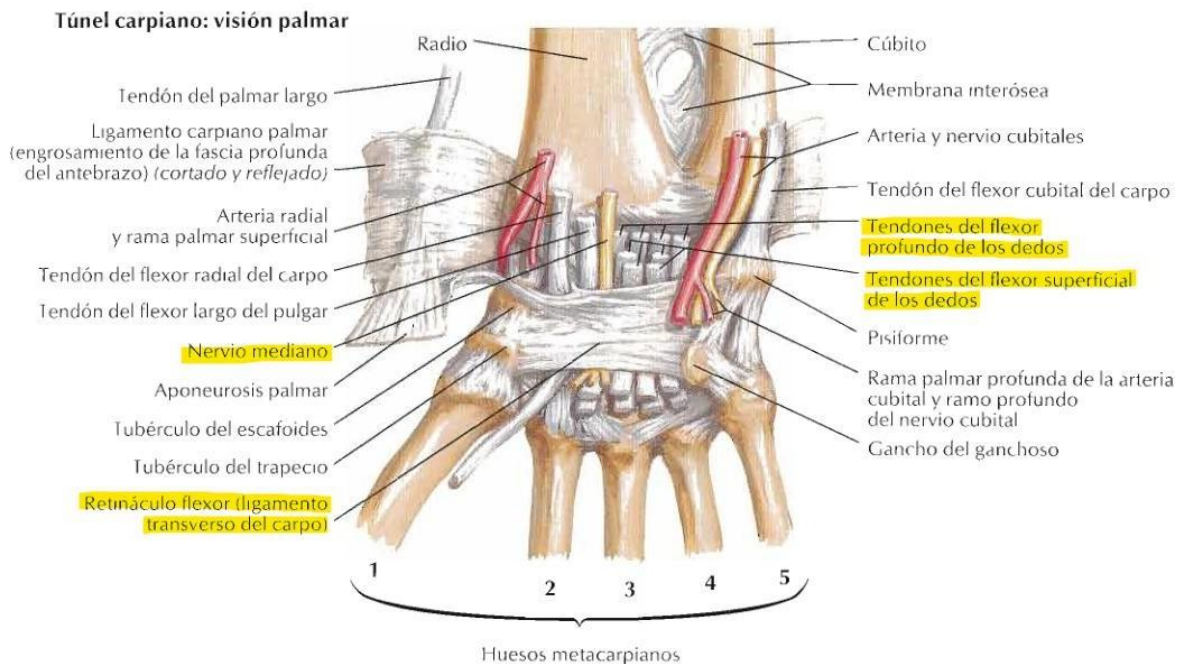
dentro de un rango funcional aceptable, siendo valorado mediante el criterio profesional de un fisioterapeuta.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. ANATOMÍA

2.1.1. Túnel carpiano. Sección ubicada entre los huesos del carpo y el retináculo flexor, su función transmitir el nervio mediano y los tendones de los músculos flexores profundos y superficiales de los dedos.

Figura 5. Visión palmar del túnel carpiano.



Fuente: NETTER, Frank H. Netter Atlas de Anatomía Humana. 4 ed. 2007. p. 454

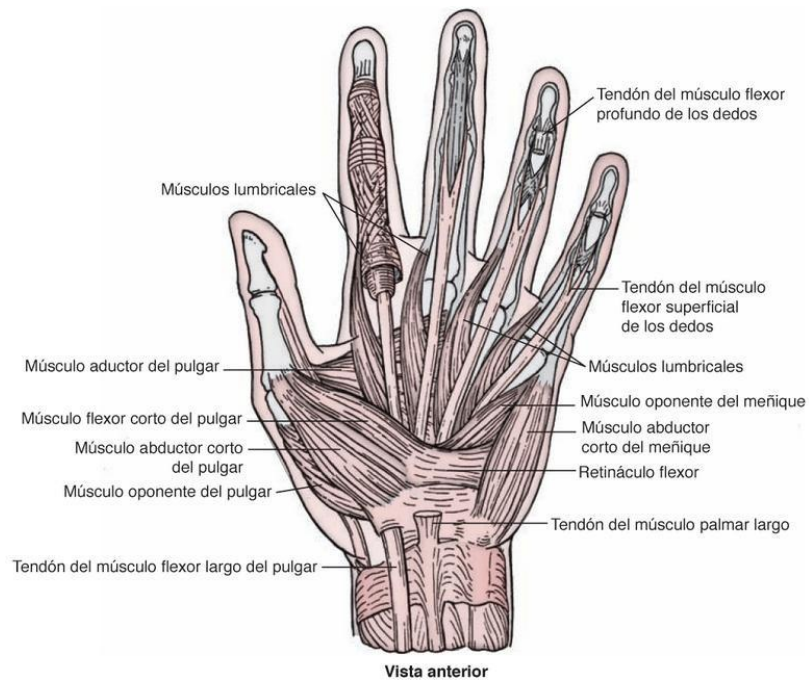
2.1.2. Músculo flexor superficial de los dedos. Su función se basa en la flexión de las articulaciones interfalángicas, además de la flexión de la mano y del antebrazo, ubicado en el antebrazo y su origen parte de la superficie anteromedial de la ulna.

2.1.3. Músculo flexor profundo de los dedos. Encargado de la flexión de las articulaciones interfalángicas distales y la flexión de la mano, tiene origen en la superficie anteromedial de la ulna.

2.1.4. Tendones de los músculos flexores de los dedos. El tendón del flexor superficial de los dedos se divide en dos tendones, mediales y laterales, además se encuentra insertado en la falange media, a su vez el tendón del flexor profundo de los dedos se inserta en la base de la falange distal como uno solo.

2.1.5. Retináculo extensor. Se extiende desde el borde lateral del radio hasta el proceso estiloides de la ulna, el pisiforme y el piramidal, los tendones extensores pasan por debajo y la rama superficial del nervio radial lo cruza superficialmente.

Figura 6. Músculos superficiales de la mano (vista anterior).



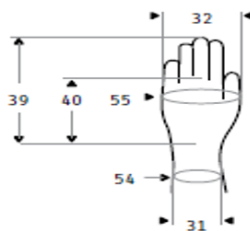
Fuente: CHUNG, Kyung Won; HALLIDAY, Nancy L. y CHUNG, Harold M. Anatomía: serie revisión de temas. 8 ed. 2015. p. 299

2.1.6. Nervio mediano. Entra en la palma de la mano a través del túnel del carpo profundo al retináculo flexor, inerva todos los músculos anteriores del antebrazo, excepto el flexor ulnar del carpo y la mitad ulnar del flexor profundo de los dedos.

2.2. DIMENSIONES ANTROPOMÉTRICAS

2.2.1. Dimensiones de la mano. Datos tomados de dimensiones antropométricas de la población latinoamericana⁶ para las dimensiones de las manos de la población entre 40 y 49 años con los datos mostrados en la siguiente figura, además se tomaron las dimensiones de las falanges de los dedos de hombres de Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos Chilenos⁷, los datos tomados se encuentran en la sección anexo A.

Figura 7. Dimensiones de la mano población colombiana.



| Dimensiones | 40-49 años (n=271) | | | | | | 50-59 años (n=110) | | | | | |
|-----------------------------|--------------------|------|-------------|------|------|-----------|--------------------|-------------|------|------|--|--|
| | \bar{x} | D.E. | percentiles | | | \bar{x} | D.E. | percentiles | | | | |
| | | | 5 | 50 | 95 | | | 5 | 50 | 95 | | |
| 31 Anchura de muñeca | 5.5 | 0.31 | 5 | 5.6 | 6 | 5.6 | 0.34 | 5 | 5.6 | 6.2 | | |
| 32 Anchura de mano | 8.4 | 0.41 | 7.8 | 8.4 | 9.1 | 8.5 | 0.37 | 7.9 | 8.6 | 9.1 | | |
| 39 Largura de la mano | 18.3 | 0.89 | 16.8 | 18.3 | 19.8 | 18.2 | 0.99 | 16.7 | 18.2 | 19.9 | | |
| 40 Largura palma de la mano | 10.2 | 0.57 | 9.2 | 10.3 | 11.2 | 10.2 | 0.59 | 9.2 | 10.2 | 11.2 | | |
| 54 Perímetro muñeca | 16.6 | 0.85 | 15.3 | 16.6 | 18.2 | 16.8 | 0.86 | 15.4 | 16.9 | 18.3 | | |
| 55 Perímetro metacarpiar | 20.5 | 1.01 | 18.8 | 20.5 | 22.3 | 20.7 | 1.02 | 19.2 | 20.8 | 22.3 | | |

Fuente: ÁVILA, R. PRADO, L y GONZÁLEZ, E. (2007).

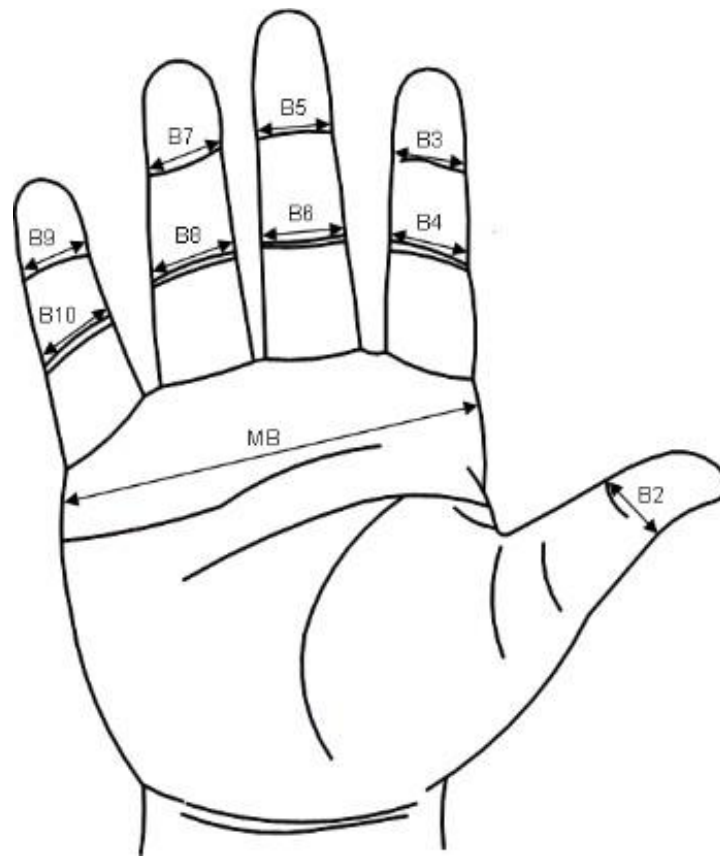
También se hizo uso del documento “Estimation of anthropometric hand measurements using the ratio scaling method for the design of sewn gloves”⁸ con el cual obtuvimos relaciones de las falanges con respecto a otras partes de la mano.

⁶ CHAURAND, Rosalío Ávila; PRADO LEÓN, Lilia Roselia y GONZÁLEZ MUÑOZ, Elvia Luz. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. 2ª ed. Guadalajara: Universidad de Guadalajara, 2007. 282 p. ISBN 978-970-27-1193-3.

⁷ BINVIGNAT, O., *et al.* Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos Chilenos. En: International Journal of Morphology [en línea]. Junio, 2012. vol. 30, no. 2 [consultado el 6, octubre, 2025], p. 599-606. Disponible en Internet: <<https://doi.org/10.4067/s0717-95022012000200040>>. ISSN 0717-9502.

⁸ RINCÓN BECERRA, Ovidio y GARCÍA ACOSTA, Gabriel. Estimation of anthropometric hand measurements, from ratio scaling method, for the design of sewn gloves. En: DYNA [en línea]. 6, noviembre, 2020. vol. 87, no. 215 [consultado el 24, enero, 2026], p. 146-155. Disponible en Internet: <<https://doi.org/10.15446/dyna.v87n215.87984>>. ISSN 2346-2183.

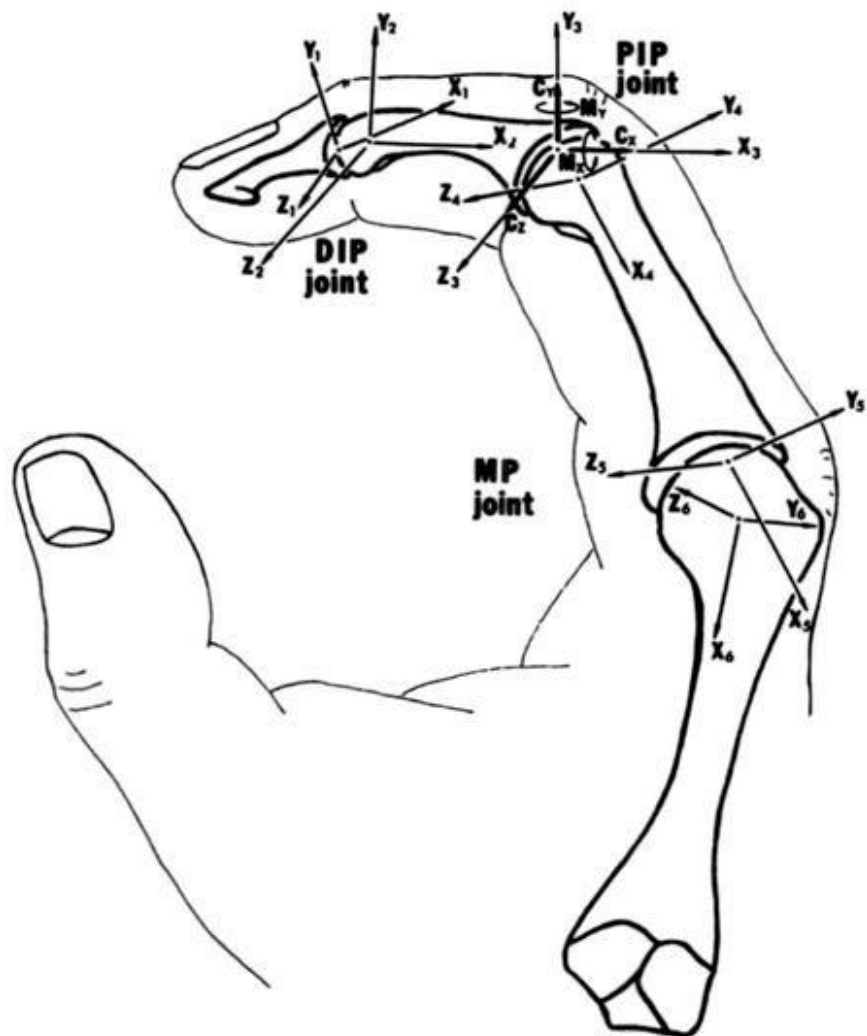
Figura 8. Anchos de la mano.



Fuente: RINCÓN BECERRA y GARCÍA ACOSTA. (2020).

2.2.2. Rango de movimiento de las falanges de los dedos. Se identificaron las falanges de los dedos como la falange proximal, intermedia y distal, además se identificaron articulaciones como MP o MCM entre los huesos metacarpianos y la falange proximal, PIP entre la falange proximal y la intermedia y DIP entre la falange intermedia y la falange distal.

Figura 9. Nombre de las articulaciones interfalángicas.



Fuente: CHAO, E. et al. Biomechanics of the Hand. 1989. p. 10

También se identificó el rango normal de movimiento de las falanges entendiéndose cuanto gira una falange con respecto a la otra, viendo en la siguiente tabla como en general las falanges de los dedos pueden girar alrededor de 90 grados.

Tabla 1: Rango normal de movimiento de las falanges de los dedos

| Finger | Flexion | Extension |
|--------------------------------|-----------|-----------|
| Thumb | | |
| Trapeziometacarpal | 50° - 90° | 15° |
| Metacarpophalangeal(MCM) | 75° - 80° | 0° |
| Interphalangeal (IP) | 75° - 80° | 5° - 10° |
| Index | | |
| Carpometacarpal (CMC) | 5° | 0° |
| MCP | 90° | 30° - 40° |
| Proximal interphalangeal (PIP) | 110° | 0° |
| Distal interphalangeal (DIP) | 80° - 90° | 5° |
| Middle | | |
| CMC | 5° | 0° |
| MCP | 90° | 30° - 40° |
| PIP | 110° | 0° |
| DIP | 80° - 90° | 5° |
| Ring | | |
| CMC | 10° | 0° |
| MCP | 90° | 30° - 40° |
| PIP | 120° | 0° |
| DIP | 80° - 90° | 5° |
| Little | | |
| CMC | 15° | 0° |
| MCP | 90° | 30° - 40° |
| PIP | 135° | 0° |
| DIP | 90° | 5° |

Fuente: JAWORSKI, Łukasz y KARPIŃSKI, Robert. Biomechanics of the human hand. Journal of Technology and Exploitation in Mechanical Engineering, 2017. vol. 3, no. 1, p. 28-33.

2.3. SINDROME DEL TÚNEL CARPIANO

2.3.1. Definición. El síndrome del túnel carpiano (STC), también conocido como parálisis tardía del nervio mediano, es una neuropatía por compresión del nervio mediano a nivel de la muñeca. Se caracteriza por afectar con frecuencia a ambas manos, aunque puede presentarse de forma unilateral, pero se suele presentar en las manos que realizan más esfuerzo⁹.

Esta afección se produce por el aumento de la presión dentro del túnel carpiano, lo que genera la compresión del nervio mediano. El túnel carpiano es una estructura formada por los huesos del carpo y el ligamento transversal del carpo o retináculo flexor. En su interior transcurren el nervio mediano y nueve tendones flexores que se extienden desde el antebrazo hacia la mano.

Los síntomas más frecuentes incluyen dolor y parestesias de predominio nocturno, los cuales pueden interferir con el sueño. En condiciones normales, la presión dentro del túnel carpiano es de 32 mmHg; sin embargo, en el STC puede aumentar hasta trece veces en situaciones de compresión y alcanzar valores de hasta 90 mmHg durante la flexión de la muñeca¹⁰.

⁹ PADUA, Op., Cit.

¹⁰ GERSTNER B, Jochen. Síndrome del túnel carpiano. Evaluación clínica y ayudas diagnósticas. En: *Medicas uis*. 2008. vol. 21, no. 1, p. 131-139. ISSN 1794-5240.

2.3.2. Epidemiología. En relación con el síndrome del túnel carpiano, los estudios epidemiológicos utilizados corresponden a una investigación realizada recientemente en una población sueca, en la cual se encontró una prevalencia clínicamente confirmada del 3,8 % en la población general. Asimismo, se reportó una prevalencia del 2,8 % en hombres y del 4,6 % en mujeres¹¹.

En cuanto a los rangos de edad, el grupo con mayor prevalencia en hombres fue el de 45 a 54 años, con un 5,3 %, mientras que en las mujeres el rango de edad con mayor prevalencia fue de 35 a 44 años, alcanzando el 5,7%¹².

2.3.3. Etiología. Aunque no siempre es posible identificar la causa exacta de la compresión del nervio mediano, esta puede presentarse por diversas razones, entre las cuales se incluyen esguinces, artritis, el uso continuo de la muñeca en flexión y enfermedades sistémicas como los trastornos de la tiroides y la diabetes. Asimismo, el esfuerzo laboral y el uso repetitivo de herramientas manuales constituyen factores de riesgo importantes. En general, el síndrome del túnel carpiano se atribuye a la combinación de múltiples factores¹³.

2.3.4. Clasificación del síndrome del túnel carpiano. El síndrome del túnel carpiano puede clasificarse en leve, moderado y severo mediante un sistema de evaluación electrofisiológica, el cual permite determinar el grado de respuesta sensitiva y motora del nervio mediano.

¹¹ ATROSHI, Isam; GUMMESSON, Christina y JOHNSON, Ragnar. Prevalence of Carpal Tunnel Syndrome in a General Population. En: JAMA [en línea]. 14, julio, 1999. vol. 282, no. 2 [consultado el 19, marzo, 2026], p. 153. Disponible en Internet: <<https://doi.org/10.1001/jama.282.2.153>>. ISSN 0098-7484.

¹² *Ibíd.*

¹³ PADUA, Op., Cit.

En los casos leves, no se presenta debilidad ni atrofia. En los casos moderados, la debilidad y la atrofia están mínimamente presentes, mientras que en los casos severos se observa una debilidad y atrofia más pronunciadas¹⁴.

2.4. TRATAMIENTOS NO INVASIVOS

2.4.1. Entablillado. Se trata de mantener la muñeca en una posición neutral mediante el uso de férulas, con el fin de evitar la flexión y extensión de la muñeca, las cuales incrementan la presión en el túnel carpiano. Estas férulas suelen prescribirse para uso nocturno, aunque también pueden utilizarse durante el día. Generalmente, llegan hasta la palma de la mano, aunque en algunos casos pueden extenderse hasta inmovilizar la primera falange¹⁵.

Figura 10. Tratamiento con férula.



Fuente: LANDÍN JARILLO. Férulas de mano [en línea]. 2019 [consultado: 17, marzo, 2026]. Disponible en: <https://lesionesdemano.com/ferulas/>

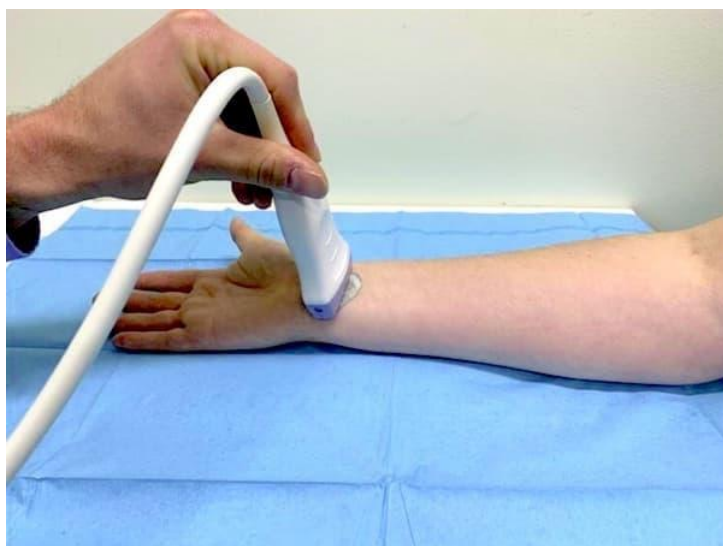
¹⁴ OSTERGAARD, Peter J.; MEYER, Maximilian A. y EARP, Brandon E. Non-operative Treatment of Carpal Tunnel Syndrome. *En: Current Reviews in Musculoskeletal Medicine* [en línea]. 2, marzo, 2020. vol. 13, no. 2 [consultado el 18, marzo, 2026], p. 141-147. Disponible en Internet: <<https://doi.org/10.1007/s12178-020-09616-0>>. ISSN 1935-9748.

¹⁵ *Ibíd.*

2.4.2. Medicación oral. Entre los medicamentos orales utilizados para el tratamiento se incluyen diuréticos, antiinflamatorios sin esteroides y esteroides. Sin embargo, solo con esteroides se ha demostrado un beneficio claro, mientras que los diuréticos y los antiinflamatorios sin esteroides no muestran eficacia significativa¹⁶.

2.4.3. Ultrasonido. El tratamiento consiste en la aplicación de ondas de alta frecuencia, lo cual disminuye la inflamación y estimula la regeneración del nervio. Este procedimiento se realiza varias veces por semana durante aproximadamente 7 semanas. El ultrasonido suele emplearse en personas con diagnóstico leve o moderado del síndrome del túnel carpiano¹⁷.

Figura 11. Ultrasonidos aplicados al túnel carpiano.



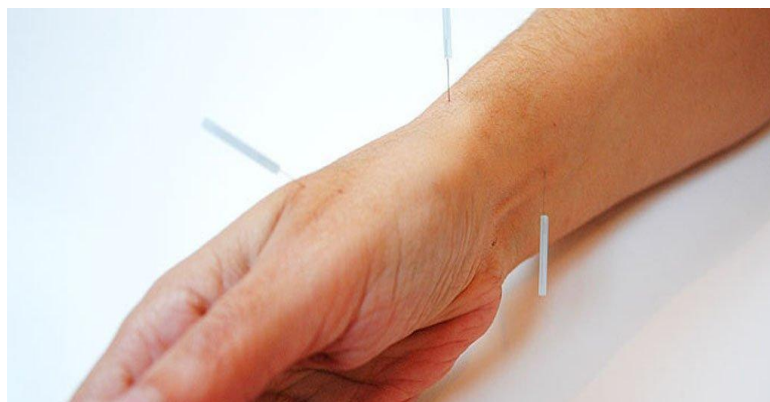
Fuente: OSTERGAARD, Peter J., MEYER, Maximilian A. y EARP, Brandon E. (2020, p. 144)

¹⁶ PADUA, Op., Cit.

¹⁷ OSTERGAARD, Op., Cit.

2.4.4. Acupuntura. La acupuntura busca estimular puntos específicos a lo largo de los meridianos, optimizando el flujo de energía (qi) a través del cuerpo, lo que se cree puede proporcionar un alivio sintomático del síndrome del túnel carpiano. Sin embargo, los estudios han concluido que no presenta un efecto a largo plazo sobre los síntomas en comparación con el placebo. Además, se han reportado efectos adversos, como moretones en la piel o dolor después de la inserción de las agujas¹⁸.

Figura 12. Acupuntura en la mano STC.



Fuente: ALIVIATE CONMIGO. Síndrome del túnel carpiano [en línea]. 2025 [consultado: 17, marzo, 2026]. Disponible en: <https://aliviateconmigo.com/sindrome-del-tunel-carpiano/>

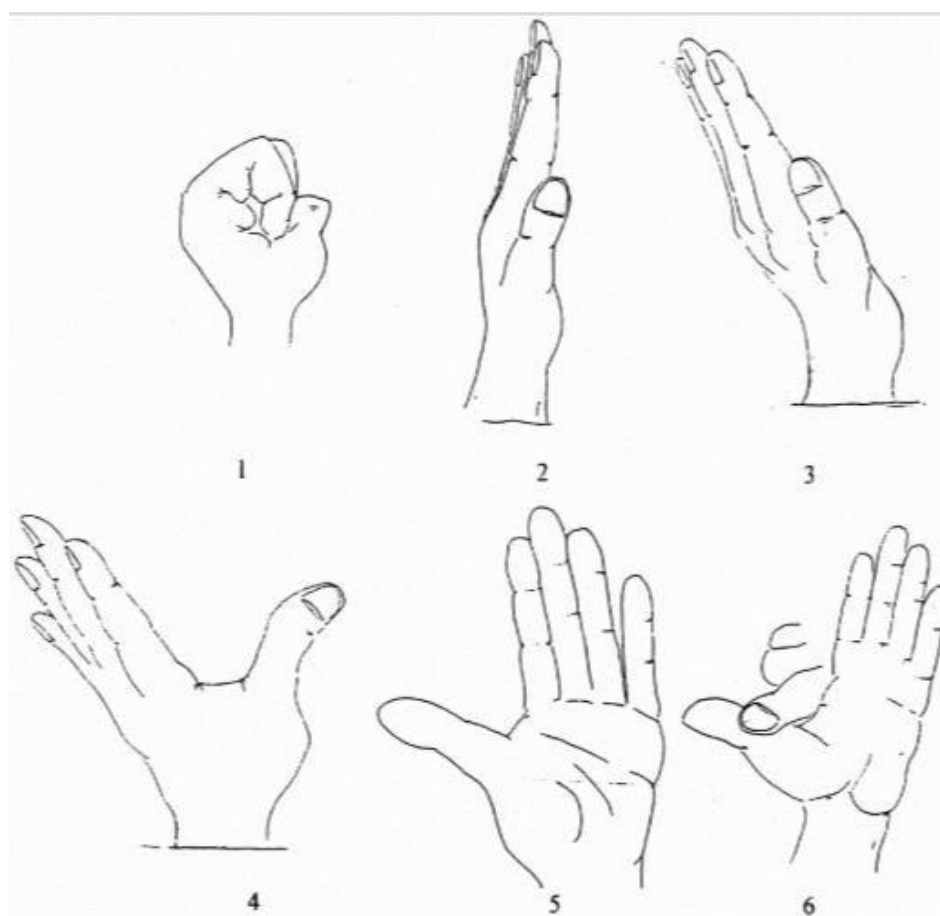
2.4.5. Ejercicio de deslizamiento de tendón. Consiste en llevar la mano a cinco posiciones diferentes, con el objetivo de lograr el mayor rango de movimiento del tendón flexor y así aliviar la rigidez de la mano. Este ejercicio se utiliza con frecuencia en combinación con el entablillado para aumentar su efectividad. Las posiciones que se adoptan son: posición neutral, gancho, dedos en meseta, puño recto y puño cerrado¹⁹.

¹⁸ *Ibíd.*

¹⁹ HORNG, Yi-Shiung, *et al.* The Comparative Effectiveness of Tendon and Nerve Gliding Exercises in Patients with Carpal Tunnel Syndrome. *En:* American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation [en línea]. Junio, 2011. vol. 90, no. 6 [consultado el 27, enero, 2026], p. 435-442. Disponible en Internet: <<https://doi.org/10.1097/phm.0b013e318214eaaf>>. ISSN 0894-9115.

2.4.6. Ejercicio de deslizamiento de nervio. Consiste en realizar seis movimientos con el brazo con el fin de reducir la compresión del nervio mediano también se usa en conjunto con el entablillado, aunque suele ser menos efectivo que el ejercicio de deslizamiento de tendón²⁰.

Figura 13. Ejercicios deslizamiento de nervio.



Fuente: AKALIN, *et al.* (2002)

²⁰ *Ibíd.*

2.4.7. Comparativa de los tratamientos. A continuación, se presenta los tratamientos no invasivos más usados para el tratamiento del síndrome de túnel carpiano y varias observaciones que se hicieron.

Tabla 2: Observaciones de los tratamientos del síndrome de túnel carpiano

| TRATAMIENTO | OBSERVACIONES |
|-------------------------|---|
| ENTABLILLADO | Usado en conjunto con otros tratamientos altamente efectivo usado hasta durante en 7 semanas |
| MEDICACIÓN ORAL | La medicación oral sin esteroides no ha demostrado algún beneficio, la medicación oral con esteroides si ha mostrado un beneficio |
| ULTRA SONIDO | Tiene un bajo beneficio en la rehabilitación de túnel carpiano |
| ACUPUNTURA | No ha mostrado beneficios claros sobre el placebo |
| DESLIZAMIENTO DE TENDÓN | Altamente efectivo, usado en conjunto con entablillado, mas efectivo que deslizamiento de nervio |
| DESLIZAMIENTO DE NERVIO | Altamente efectivo, usado en conjunto con entablillado, es menos efectivo que deslizamiento de tendón |

Como se puede ver, existen tratamientos que son más efectivos cuando se usan en conjunto con otros, además de que existen otros tratamientos que no han demostrado un impacto en el tratamiento de síndrome de túnel carpiano.

3. DISEÑO METODOLOGICO

Para la construcción del diseño metodológico se utilizó como referencia la metodología de diseño NASA ESMD Capstone Design²¹, el cual sirvió como guía general para el desarrollo del diseño del prototipo, Esta metodología se tomó como un marco de apoyo con el fin de orientar el diseño hacia el cumplimiento y superación de los requisitos y aspiraciones del usuario, enfocándose en pacientes diagnosticados con el síndrome del túnel carpiano. En consecuencia, se presentan las distintas fases del diseño, desde el diseño conceptual hasta la construcción y fabricación del producto final.

3.1. ANÁLISIS DEL PROBLEMA DE DISEÑO

3.1.1. Restricciones. Es necesario tener en cuenta unas restricciones dadas por diversos factores como el tamaño de la mano y el costo, para las cuales se tuvo en cuenta tamaños promedio de la mano y el rango de movimiento de los dedos.

²¹ GERSHENSON, Jhon. Nasa esmd capstone design. (2009). Disponible en Internet: <<http://www.nasacapstonedesign.mtu.edu/Overview.html>>.

Tabla 3: Restricciones de diseño

| Restricción | Medida | Objetivo | Limite |
|----------------------|-------------------|----------|------------|
| Peso | Kilogramos | 500 g | 1 kg |
| Tamaño de la mano | Talla | M | <L |
| Costo | Pesos Colombianos | 700,000 | <1,400,000 |
| Angulo de movimiento | Grados | 90 | >80 |
| Longitud | Cm | 18 | >17 |

3.1.2. Necesidades de funcionalidad. Como el propósito principal del dispositivo es apoyar la rehabilitación física de la zona afectada por el túnel carpiano, su funcionalidad se enfoca en facilitar los movimientos necesarios para el tratamiento, en específico el ejercicio de deslizamiento de tendón.

Figura 14. Ejercicios de deslizamiento de tendón.



Fuente: KAISER PERMANENTE. Ejercicios de deslizamiento de tendones [en línea]. 2024 [consultado: 19, marzo, 2026]. Disponible en: <https://espanol.kaiserpermanente.org/es/health-wellness/health-encyclopedia/he.dedos-ejercicios.bo1571>

3.1.3. Descripción del ejercicio de deslizamiento de tendón

3.1.3.1. Dedos en extensión completa: La mano está completamente abierta, con los dedos rectos, y la palma mirando hacia adelante.

3.1.3.2. Dedos en gancho: Las articulaciones interfalángicas de los dedos están dobladas, pero los nudillos (metacarpofalángicas) permanecen extendidos. Formando una especie de garra.

3.1.3.3. Puño cerrado: Todos los dedos están completamente flexionados, formando un puño. Donde Las puntas de los dedos tocan la palma.

3.1.3.4. Dedos en meseta: Los nudillos están flexionados pero las demás articulaciones están extendidas haciendo que los dedos estén a un ángulo de alrededor de 90 grados sobre la palma.

3.1.3.5. puño recto: La primera y segunda falange están flexionadas, mientras que la última falange está extendida, los dedos están rectos pero plegados sobre la palma.

3.1.4. Requisitos de desempeño. Si bien el diseño sigue un protocolo definido, es normal que durante el funcionamiento exista cierto margen de error en las restricciones planteadas. A continuación, se describen los requisitos de desempeño asociados.

Tabla 4: Requisitos de desempeño

| Requisito de desempeño | Medidas |
|--------------------------|------------------|
| Ángulos de movimiento | $\pm 5^\circ$ |
| Peso del sistema | 300g \pm 100 g |
| Voltaje | 12 v |
| Tiempo por ejercicio | 5 s \pm 2 s |
| Longitud del dispositivo | \pm 3 cm |

3.2. DISEÑO CONCEPTUAL

3.2.1. Descripción funcional. A continuación, se describirá las funciones que el dispositivo tiene que realizar para identificar los subsistemas que lo componen.

- **Mecánica:** Se propone la ejecución de tres movimientos de deslizamiento tendinoso (palma extendida, dedos en meseta y puño recto) asegurando precisión en su realización.
- **Sujeción:** El dispositivo se fijará al paciente de manera segura y adecuada para realizar los movimientos, permitiendo que el propio usuario ajuste la sujeción según sus necesidades.
- **Control:** El dispositivo ofrece la posibilidad al usuario de iniciar o interrumpir el ejercicio en cualquier momento, ya sea al finalizar el recorrido o durante su desarrollo.
- **Eléctrica:** El dispositivo debe tener la capacidad de recibir y transformar la energía suministrada

3.2.2. Estructura funcional. Se muestran las funciones deseadas del dispositivo teniendo en cuenta los requerimientos, además se realiza una estructura funcional para ver el movimiento de energía, fuerza e información en el dispositivo.

Figura 15. Funciones deseadas del dispositivo.

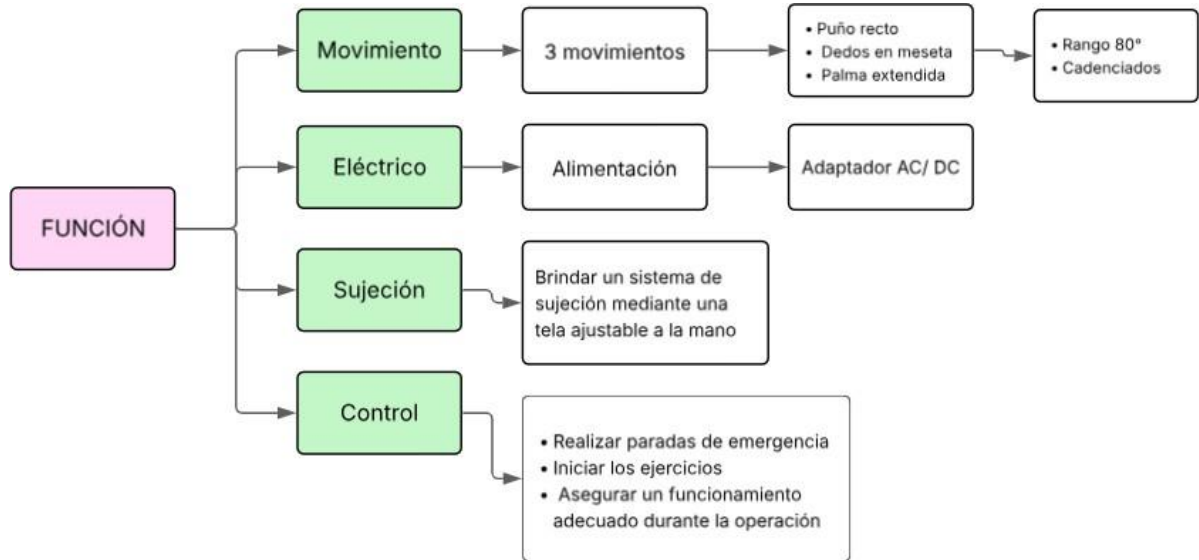
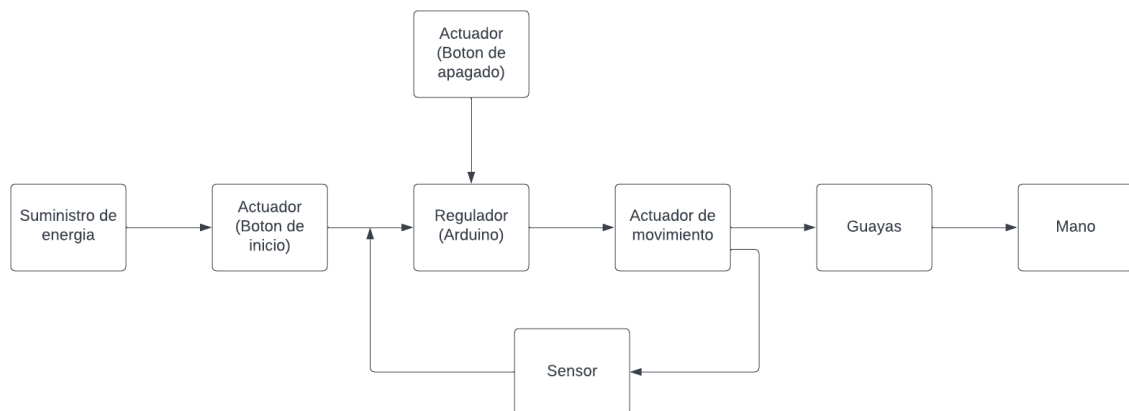


Figura 16. Estructura funcional deseada.



3.2.3. Requisitos del consumidor

- **Comodidad:** es necesario que los pacientes puedan usar el dispositivo durante un tiempo sin que esto cause cansancio.
- **Ergonomía:** el dispositivo tiene que interactuar de forma correcta con el paciente y con el exterior.
- **Seguridad:** el dispositivo no puede causar lesiones o golpes al usuario
- **Accesibilidad económica:** es necesario un dispositivo que no se vuelva un mayor costo para el usuario.
- **Autonomía de uso:** el usuario debe poder hacer uso del dispositivo de manera correcta sin ayuda de un asistente.
- **Facilidad de uso:** el dispositivo debe ser fácil de entender para las personas que van a usarlo.
- **Portabilidad:** el dispositivo debe ser fácil de mover de un lado a otro.
- **Mantenimiento sencillo:** los elementos en el dispositivo deben ser fáciles y económicos de reparar o reemplazar
- **Durabilidad:** los elementos utilizados en el dispositivo deben resistir un uso continuo.
- **Apariencia estética:** el dispositivo debe ser agradable a la vista de las personas.

3.2.4. QFD. Para realizar la matriz QFD se utilizaron los requerimientos del consumidor y se plantearon diversas formas en que estas necesidades fueran subsanadas.

Tabla 5: Matriz QFD

| | | Diseño sin bordes afilados | Sistema de ajuste rápido | Distribución uniforme de puntos de soporte | Uso de materiales de bajo costo | Diseño modular | Materiales reforzados | Diseño compacto | Diseño anatómico | Diseño estilizado | Mecanismo de asistencia pasiva regulable | Sin muchas piezas |
|-------------------------|----|----------------------------|--------------------------|--|---------------------------------|----------------|-----------------------|-----------------|------------------|-------------------|--|-------------------|
| Comodidad | 10 | 9 | 9 | 9 | 3 | 3 | 1 | 9 | 3 | 3 | 9 | 9 |
| Ergonomía | 9 | 1 | 9 | 3 | 1 | 1 | 1 | 3 | 9 | 1 | 3 | 3 |
| Seguridad | 8 | 9 | 3 | 1 | 1 | 1 | 3 | 1 | 1 | 0 | 1 | 9 |
| Accesibilidad económica | 7 | 0 | 1 | 0 | 9 | 3 | 3 | 1 | 0 | 0 | 1 | 3 |
| Autonomía de uso | 6 | 1 | 9 | 1 | 0 | 9 | 0 | 3 | 1 | 1 | 9 | 3 |
| Facilidad de uso | 5 | 3 | 3 | 1 | 0 | 1 | 0 | 3 | 1 | 1 | 1 | 9 |
| Portabilidad | 4 | 1 | 3 | 0 | 0 | 3 | 1 | 9 | 0 | 0 | 0 | 9 |
| Mantenimiento sencillo | 3 | 0 | 0 | 0 | 1 | 9 | 1 | 3 | 0 | 0 | 0 | 3 |
| Durabilidad | 2 | 0 | 1 | 0 | 3 | 1 | 9 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| Apariencia estética | 1 | 0 | 1 | 1 | 3 | 3 | 3 | 3 | 3 | 9 | 0 | 1 |
| ABSOLUTA | | 196 | 286 | 137 | 122 | 171 | 92 | 215 | 133 | 59 | 191 | 321 |
| RELATIVA (%) | | 10.19% | 14.87% | 7.12% | 6.34% | 8.89% | 4.78% | 11.18% | 6.92% | 3.07% | 9.93% | 16.69% |
| | | 19.25% | 28.09% | | | | | 21.12% | | | | 31.53% |

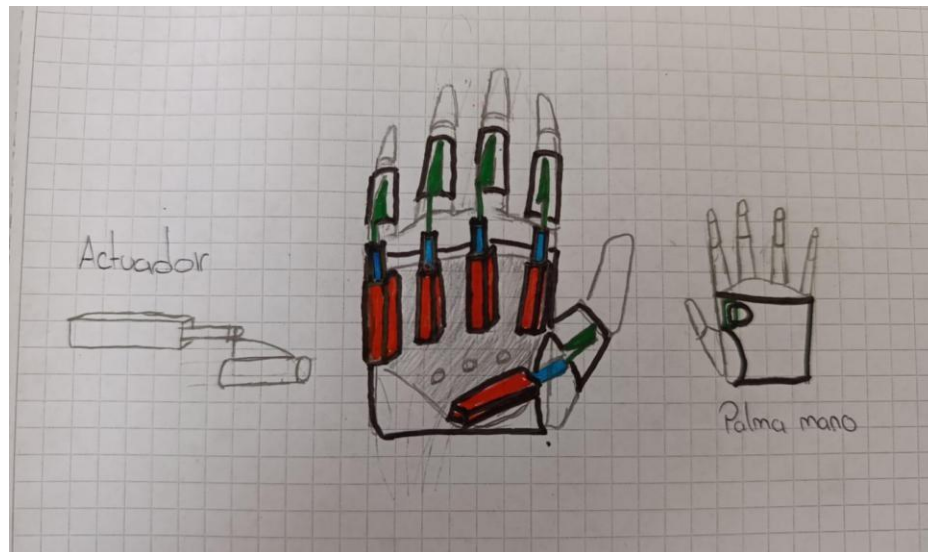
De aquí encontramos que las características más importantes para la elaboración del proyecto son que no tenga muchas piezas, sistema de ajuste rápido, diseño compacto y un diseño sin bordes afilados.

3.2.5. Alternativas

3.2.5.1. Exoesqueleto de mano activado por servomotores. Esta alternativa se basa en un sistema de servomotores para generar el movimiento de la mano, los cuales serían activados eléctricamente por un sistema de control externo. Los servomotores accionarían un actuador que empuja los dedos para realizar el movimiento deseado.

Estos componentes estarían montados sobre una placa rígida, la cual estaría fijada a un guante. El guante, a su vez, se sujetaría a la mano mediante una correa ajustable, garantizando estabilidad.

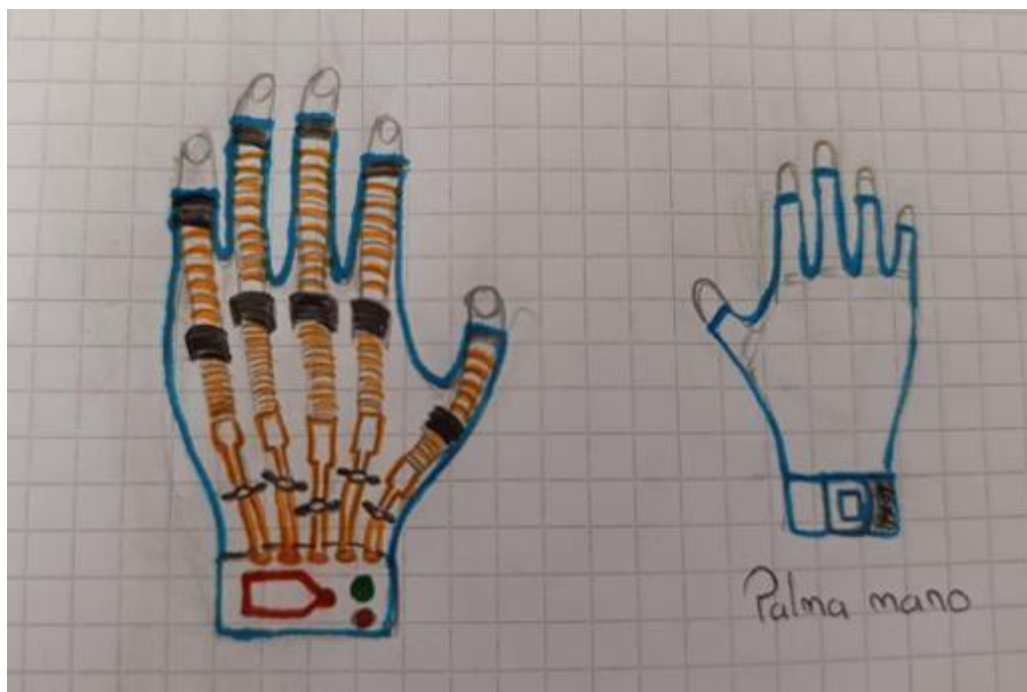
Figura 17. Alternativa 1.



3.2.5.2. Guante de rehabilitación neumático. Con esta alternativa, se busca integrar el sistema de asistencia pasiva en un guante, lo que lo hace más cómodo e intuitivo de usar. Además, se pretende lograr un diseño más compacto. Sin embargo, esta configuración está limitada a un solo tipo de ejercicio de rehabilitación, ya que carece de puntos de apoyo para cambiar la dirección del movimiento durante los ejercicios.

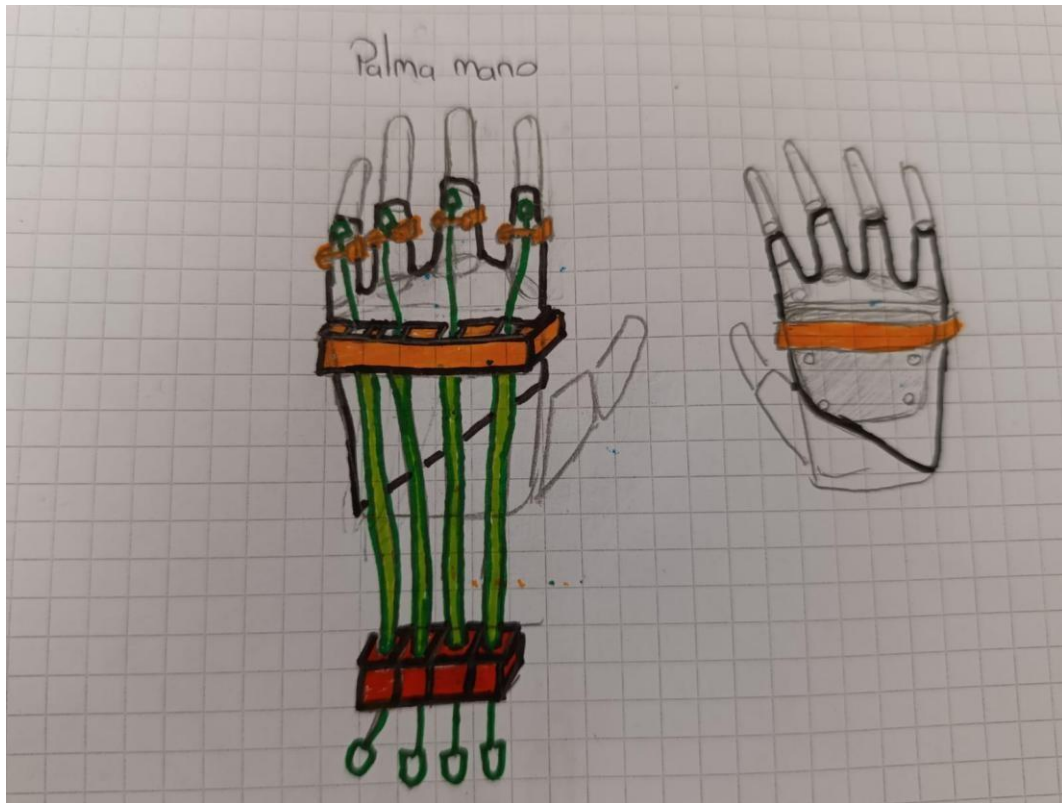
El sistema estará compuesto por mangueras flexibles que pueden estirarse y retraerse, junto con válvulas que permitirán el movimiento individual de cada dedo. Su ajuste se realizará mediante velcro adherido a una tira para garantizar una sujeción firme y adaptable.

Figura 44. Alternativa 2.



3.2.5.3. Guante de rehabilitación mecánico activado por guayas. Esta opción utilizaría guayas para generar el movimiento de la mano mediante un sistema mecánico que, al retraerse, permite el desplazamiento de cada dedo. Los mecanismos se ubicarían en la palma de la mano e incluirían un sistema de sujeción rígido para sostener las guayas. Todo el sistema estaría integrado en un guante de material flexible que se ajusta a la mano.

Figura 45. Alternativa 3.



3.2.6. Matriz de pugh. Se utilizó una matriz de pugh para evaluar las alternativas y encontrar cual es la que más se adapta a las necesidades.

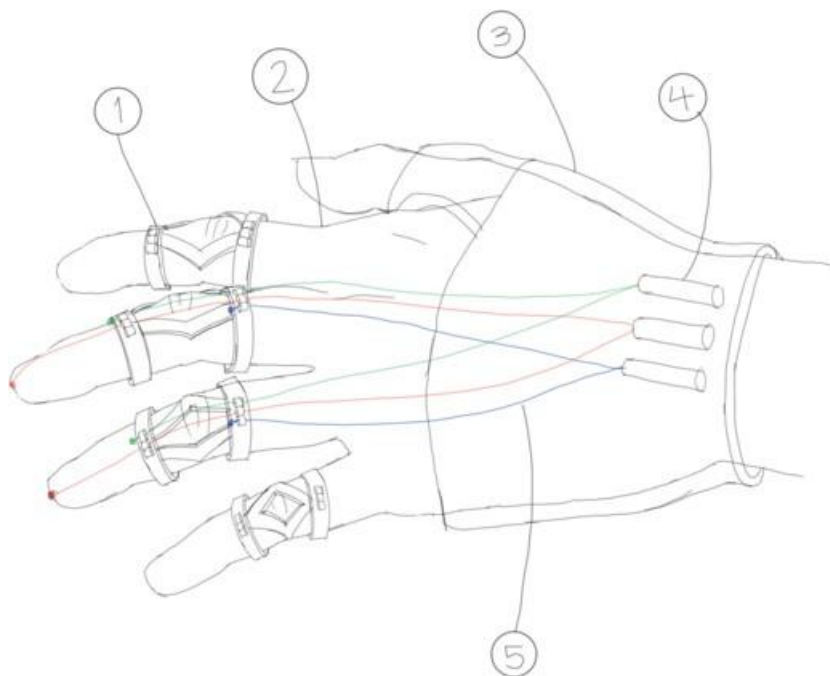
Tabla 6: Matriz de pugh.

| | | Servomotores | | Neumatico | | Guayas | |
|----------------------------|--------|--------------|------------|-----------|------------|--------|------------|
| Diseño sin bordes afilados | 19.25% | 3.8 | 0.73163065 | 3.8 | 0.73163065 | 4 | 0.77013752 |
| Sistema de ajuste rápido | 28.09% | 3.5 | 0.98330059 | 4 | 1.1237721 | 4.2 | 1.17996071 |
| Sin muchas piezas | 31.53% | 3 | 0.9459725 | 3 | 0.9459725 | 4 | 1.26129666 |
| Diseño compacto | 21.12% | 3.5 | 0.7391945 | 4 | 0.84479371 | 4.2 | 0.8870334 |
| | | | 3.40009823 | | 3.64616896 | | 4.09842829 |

Se encontró que la alternativa de las guayas es la que mejor se adapta.

3.2.7. Propuesta de diseño final.

Figura 20. Propuesta de diseño.



| # | Elemento |
|---|---------------------|
| 1 | Estructura dedos |
| 2 | Guante de tela |
| 3 | Estructura de palma |
| 4 | Tubos |
| 5 | Hilos de tensión |

3.2.8. Revisión del sistema de diseño

Tabla 7: Decisión del sistema de diseño

| DECISIÓN DE DISEÑO | ¿Cómo se identificarán las alternativas y cuál será el proceso para la toma de decisiones? |
|-------------------------------|---|
| 1. Concepto base | Se analizaron varias alternativas utilizando un análisis de Pugh |
| 2. Tipo de actuador | Se identificaron distintos tipos de actuadores con diferentes capacidades y se seleccionó el más rentable y fácil de manejar |
| 3. Material de ajuste en mano | Se seleccionó un material hipoalergénico, flexible y transpirable para brindar un ajuste a diferentes tallas y resultara cómodo de usar |
| 4. Material de estructura | Se decidió emplear la impresión 3D por su alta accesibilidad y simplicidad en el proceso de fabricación |
| 5. Sistema de control | Se seleccionó un dispositivo accesible, intuitivo y fácil de usar. |

3.3. DISEÑO A NIVEL DE PARAMETROS

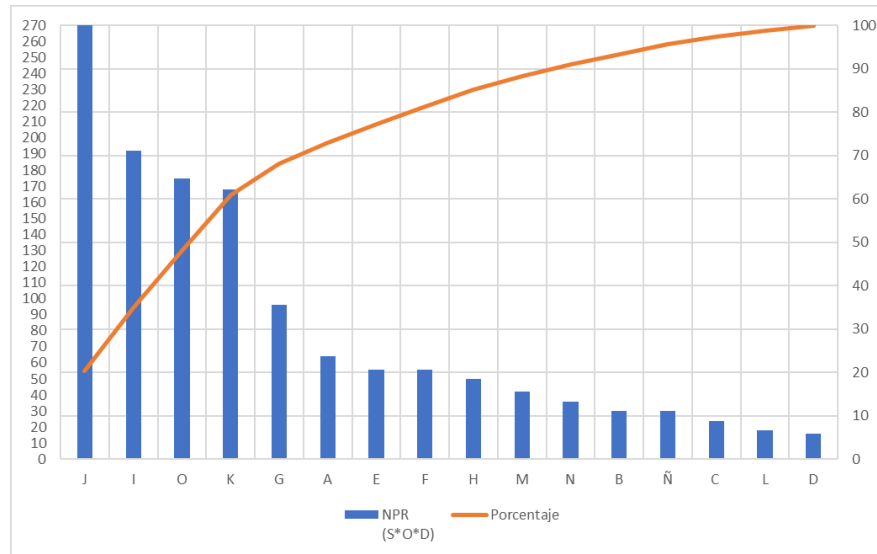
3.3.1. Análisis de modo y efecto de falla (AMEF). A continuación, se realiza el análisis de modo y efecto de falla de los distintos sistemas que componen el dispositivo.

Tabla 8: AMEF

| DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN | | | | | | | | | |
|-------------------------------|--|-----------------------------|-------------------------------------|------------|--|-----------|-----------------------------------|-----------|-------------|
| FUNCIÓN O REQUERIMIENTO | MODO DE FALLA POTENCIAL | CAUSAS POTENCIALES DE FALLA | | OCURRENCIA | EFFECTOS POTENCIALES DE FALLA | SEVERIDAD | CONTROL ACTUAL | DETECCIÓN | NPR (S*O*D) |
| MOVIMIENTO | Bloqueo en alguno de los 3 movimientos | A | Desgaste mecánico | 2 | Reducción del rango de operación | 4 | Inspección preventiva | 8 | 64 |
| | | B | Fricción excesiva | 2 | Movimientos lentos | 3 | Revisión visual | 5 | 30 |
| | | C | Rasgadura hilos | 1 | No realiza movimiento | 8 | verificación tension de los hilos | 3 | 24 |
| | | D | Ruptura de union hilo-guante | 1 | No realiza movimiento | 8 | verificacion estructura guante | 2 | 16 |
| ELÉCTRICA | Perdida fuente de alimentación | E | Enchufe mal conectado | 8 | Movimiento detenido | 7 | revizar conexión a la pared | 1 | 56 |
| | | F | Sobrecarga | 2 | Disparo de protección | 7 | Apagado automatico | 4 | 56 |
| | | G | Conexiones flojas | 4 | Intermitencia en las señales de alimentación | 4 | Inspección de conexiones | 6 | 96 |
| | | H | Conectores dañados | 2 | Fallo en el sistema eléctrico | 5 | Inspección visual | 5 | 50 |
| SUJECCIÓN | Ajuste insuficiente | I | Ajuste se suelta | 8 | Movimientos inapropiados | 6 | Inspección visual | 4 | 192 |
| | | J | Mal ajuste del usuario | 9 | Terapia inefectiva | 5 | check de pre uso | 6 | 270 |
| | | K | Deformación del material | 6 | Ajuste deficiente | 7 | Inspeccion visual | 4 | 168 |
| | | L | Fallo en el mecanismo de cierre | 1 | Riesgo de caída del dispositivo | 6 | Prueba funcional de cierre | 3 | 18 |
| CONTROL | Fallo en el sistema de inicio y parada de emergencia | M | Botón defectuoso | 2 | Riesgo de perdida de control | 7 | Prueba funcional pre uso | 3 | 42 |
| | | N | Error de programación | 1 | Movimientos inapropiados | 6 | Revisión código | 6 | 36 |
| | | Ñ | Fallo en el microcontrolador | 1 | Reinicio o bloqueo del sistema | 5 | Test de hardware | 6 | 30 |
| | | O | Retardo en la respuesta del sistema | 5 | Desincronización del sistema | 7 | Medición tiempos de respuesta | 5 | 175 |

Ahora realizamos un diagrama de Pareto para encontrar las causas de falla más importantes posibles a solucionar.

Figura 21. Diagrama de Pareto.



Teniendo en cuenta la regla de Pareto (80/20), se identificaron como principales causas de falla aquellas en las que se debe centrar el diseño y la implementación del sistema. Estas incluyen un mal ajuste al usuario, aflojamiento del ajuste durante el uso, retardo en la respuesta del sistema, deformación del material, conexiones flojas, desgaste mecánico y un enchufe mal conectado.

Con base en lo anterior, se plantearon las siguientes decisiones de diseño y operación:

- **Capacitación en el uso correcto del dispositivo al momento de la entrega:** si el usuario comprende cómo utilizar adecuadamente el dispositivo y conoce los pasos necesarios para asegurar su correcto funcionamiento, se reduce significativamente la probabilidad de fallas de origen humano.

- **Uso de encoders absolutos:** permiten conocer con alta precisión la posición del servomotor en todo momento, mejorando la rapidez y confiabilidad de la respuesta del sistema.
- **Implementación de una estructura semi-rígida en la mano:** esta solución permite que el punto de tensión de los cables se mantenga estable durante el tensado de los hilos, reduciendo errores mecánicos.
- **Aplicación de lubricante:** el uso de grasa adecuada disminuye la fricción y el desgaste entre los componentes mecánicos, aumentando la vida útil del sistema.
- **Componentes electrónicos:** se propone realizar las conexiones del circuito sobre una protoboard, por lo que los cables se fijan con silicona con el fin de mejorar su sujeción y evitar que se desprendan durante la manipulación o el funcionamiento del prototipo, garantizando así una mayor estabilidad en las conexiones.

3.4. ANÁLISIS PARAMÉTRICO

En esta sección se desarrollará un diseño más profundo y detallado, con el objetivo de aproximar lo máximo posible a la realidad y a su etapa de elaboración final. Para ello, a continuación, se abordarán los cuatro sistemas que componen el dispositivo.

3.4.1. Análisis paramétrico del sistema de ajuste. El sistema de ajuste se divide en dos partes: un guante de material flexible, talla M, y unas estructuras semirrígidas ubicadas alrededor de los dedos. Estas estructuras se modelaron en el software SolidWorks, ajustándolas a las dimensiones requeridas.

Para su fabricación se empleó impresión 3D, lo que permitió evaluar y validar su funcionamiento. Por su parte, el guante se confeccionó con una mezcla de poliéster y licra, seleccionada por su alta respirabilidad y flexibilidad, utilizando plantillas correspondientes a guantes de talla M.

Figura 22. Plantilla guante talla M.



Figura 23. Guante completo.



3.4.2. Análisis paramétrico del sistema mecánico. Para el sistema mecánico se empleó un sistema de guayas encargado de transferir la fuerza del actuador hacia la mano. A partir del análisis del movimiento de los dedos, se determinaron las fuerzas necesarias y el recorrido requerido para su accionamiento.

$$M \text{ FLEXIÓN} = \sum F_{\text{Flexoras}} \times L$$

Donde se calcula el momento para cada articulación considerando sus respectivas longitudes, realizando el análisis para las articulaciones **DIP, PIP y MCP** en cada uno de los dedos: índice, medio, anular y meñique, teniendo en cuenta el músculo que actúa en cada falange, ya que un mismo músculo no interviene en todas las falanges del dedo. Dado que en el diseño seleccionado los dedos se trabajan por grupos de falanges durante el movimiento, se suman los diferentes momentos obtenidos con el fin de determinar los momentos totales necesarios para lograr la flexión de dichas articulaciones. Para el movimiento de extensión se aplica el mismo procedimiento de cálculo.

Las fuerzas empleadas se obtienen de tablas de fuerzas musculares de la mano²², mientras que las longitudes corresponden a mediciones antropométricas de la población chilena²³.

$$M \text{ EXTENSIÓN} = \sum F_{\text{EXTENSIÓN}} \times L$$

Posteriormente, se analizan y comparan los resultados obtenidos con el propósito de identificar el movimiento que presenta el mayor momento, ya sea en flexión o en extensión. Este valor se considera como condición crítica para el diseño del prototipo y la selección del servomotor, garantizando que el actuador disponga del torque suficiente para ejecutar los ejercicios dentro del rango de movimiento requerido sin presentar insuficiencia de fuerza durante su operación.

²² BRAND, Paul W. Clinical mechanics of the hand. 2ª ed. St. Louis: Mosby Year Book, 1993. 386 p. ISBN 0801669782.

²³ BINVIGNAT, Op., Cit.

Tabla 9: Momentos a flexión

| FLEXION | DIP | PIP | MCP |
|-------------------------------|---------|---------|---------|
| SUMA DE MOMENTOS DEDO INDICE | 97.523 | 117.917 | 71.2758 |
| SUMA DE MOMENTOS DEDO MEDIO | 106.771 | 128.12 | 49.899 |
| SUMA DE MOMENTOS DEDO ANULAR | 90.457 | 110.401 | 43.936 |
| SUMA DE MOMENTOS DEDO MEÑIQUE | 59.222 | 72.397 | 38.73 |

Tabla 10: Momentos en extensión

| EXTENSIÓN | DIP | PIP | MCP |
|--------------------------|-------|-------|--------|
| SUMA DE MOMENTOS INDICE | 37.7 | 63.05 | 81.148 |
| SUMA DE MOMENTOS MEDIO | 27.52 | 52.89 | 54.981 |
| SUMA DE MOMENTOS ANULAR | 29.7 | 47.25 | 45.99 |
| SUMA DE MOMENTOS MEÑIQUE | 20.8 | 39.2 | 38.612 |

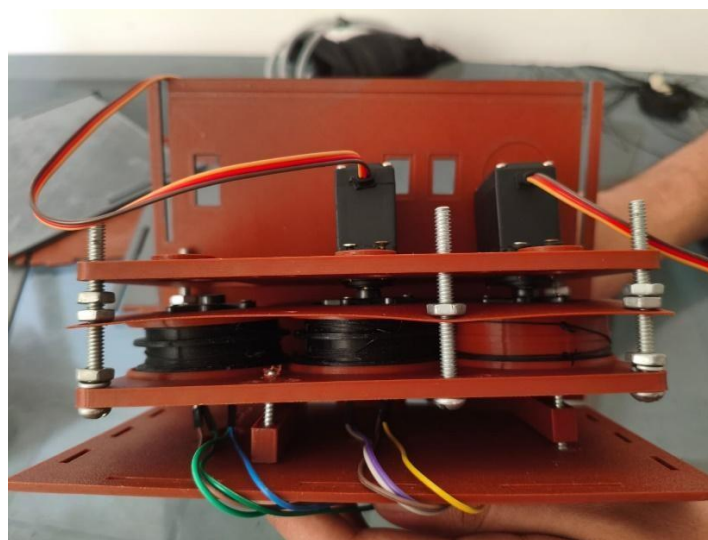
Con base en estos resultados, se seleccionaron servomotores MG996 R: dos de rotación continua (360°), acoplados a carretes de 4,4 cm de diámetro para accionar las falanges distal y media, y un servomotor de 180° con un carrete de 5 cm de diámetro para la falange proximal.

Figura 24. Servomotor mg996R.



Los servomotores y los carretes se montaron en una estructura independiente desde la cual se guían las guayas hasta la mano. Esta estructura fue diseñada mediante el software SolidWorks.

Figura 25. Estructura base.



Las guayas están compuestas por dos elementos: hilos de nylon utilizados comúnmente para costura, seleccionados por su alta resistencia y flexibilidad, y tubos de PVC que actúan como guías, aprovechando su flexibilidad y capacidad de protección del cable.

Figura 26. Guayas.



3.4.3. Análisis paramétrico del sistema de control. Para el sistema de control se utilizó un Arduino UNO como microcontrolador principal, encargado de realizar las lecturas de los sensores de ángulo (encoders magnéticos absolutos).

Figura 27. Arduino UNO.

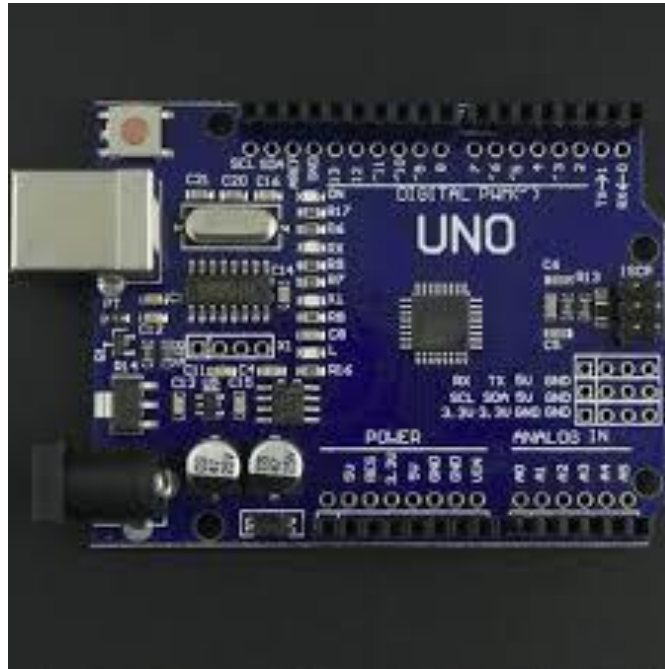


Figura 28. Encoders magnéticos as5600.

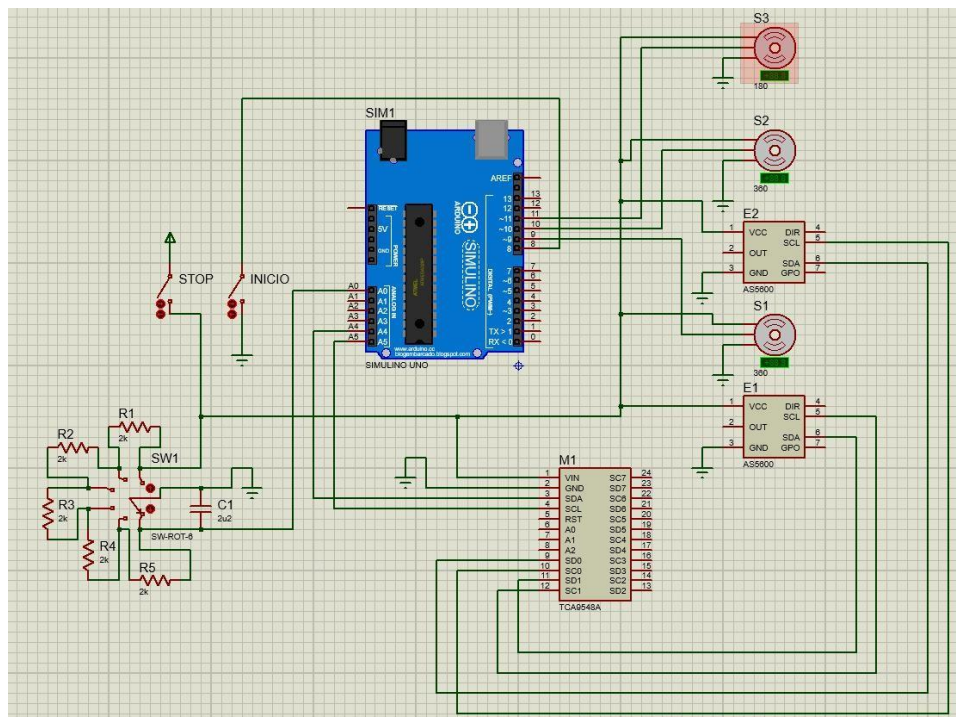


Asimismo, se implementó un sistema de control proporcional PID para regular el giro de los servomotores de 360°, lo que permite ajustar la posición y la velocidad de los motores y garantizar un funcionamiento estable y preciso del sistema.

Para el control del servomotor de 180°, se utilizó la librería estándar de Arduino destinada al manejo de servomotores.

3.4.4. Análisis paramétrico del sistema eléctrico. El sistema está alimentado por un adaptador AC/DC de 5 V y 5 A, el cual suministra energía a los tres servomotores y al Arduino. Los movimientos se accionan mediante dos interruptores y un selector rotativo que permite al usuario seleccionar el ejercicio a realizar. A continuación, se presenta el diagrama del circuito realizado en proteus.

Figura 29. Diseño sistema electrónico.



Además, se muestran los componentes eléctricos y electrónicos adicionales involucrados en el sistema, los cuales permiten el funcionamiento del prototipo durante sus ciclos de operación.

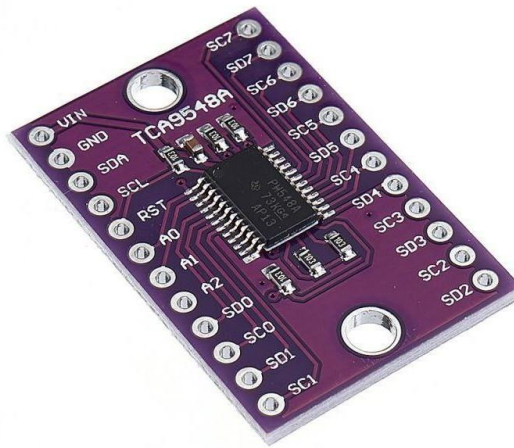
Figura 30. Adaptador de corriente.



Adicionalmente, se dispone de un botón negro para iniciar o cambiar el ejercicio seleccionado, el cual debe accionarse junto con el selector, también se incluye un interruptor de parada que permite desenergizar los servomotores y detener el sistema en cualquier momento, si el usuario lo requiere.

Para la conexión de los dos encoders se emplea un multiplexor TCA9548A, el cual permite integrar correctamente las señales de ambos dispositivos, ya que estos comparten la misma dirección de comunicación y el Arduino no puede leerlos simultáneamente sin este módulo.

Figura 31. TCA9548A.



3.5. OPTIMIZACIÓN DEL SISTEMA

A continuación, se realizaron mejoras al prototipo con base en las fallas identificadas en su primera versión. Estas modificaciones se enfocaron en optimizar el funcionamiento del sistema y corregir errores detectados durante las pruebas.

3.5.1. Mejoras del sistema de ajuste. Durante las pruebas realizadas con el prototipo inicial se evidenció que para el paciente era difícil colocárselo; además, el diseño no resultaba estéticamente adecuado y presentaba un ajuste deficiente en la mano, permitiendo un deslizamiento mayor al requerido. Debido a estas limitaciones, se realizó un rediseño del sistema de ajuste, el cual fue elaborado mediante impresión 3D con una forma anatómica en la palma de la mano que se adapta mejor a la estructura de los dedos y se fija por medio de bandas elásticas. Adicionalmente, se incorporó una estructura en la última falange con el fin de evitar el deslizamiento hacia atrás y se añadió un arnés ajustable que facilita su transporte y permite cargar el dispositivo de una manera más cómoda.

Figura 32. Estructura palma.



3.5.2. Mejoras del sistema de control. Se añadió una enumeración en el selector con el fin de que el paciente pueda identificar el movimiento que se va a realizar. Además, se etiquetaron los botones para facilitar la comprensión de cuál corresponde al inicio y cuál a la parada. Por último, se incorporó un listado con su respectiva enumeración junto con un diagrama que permite identificar cada movimiento de manera clara.

Figura 33. Listado de movimientos.

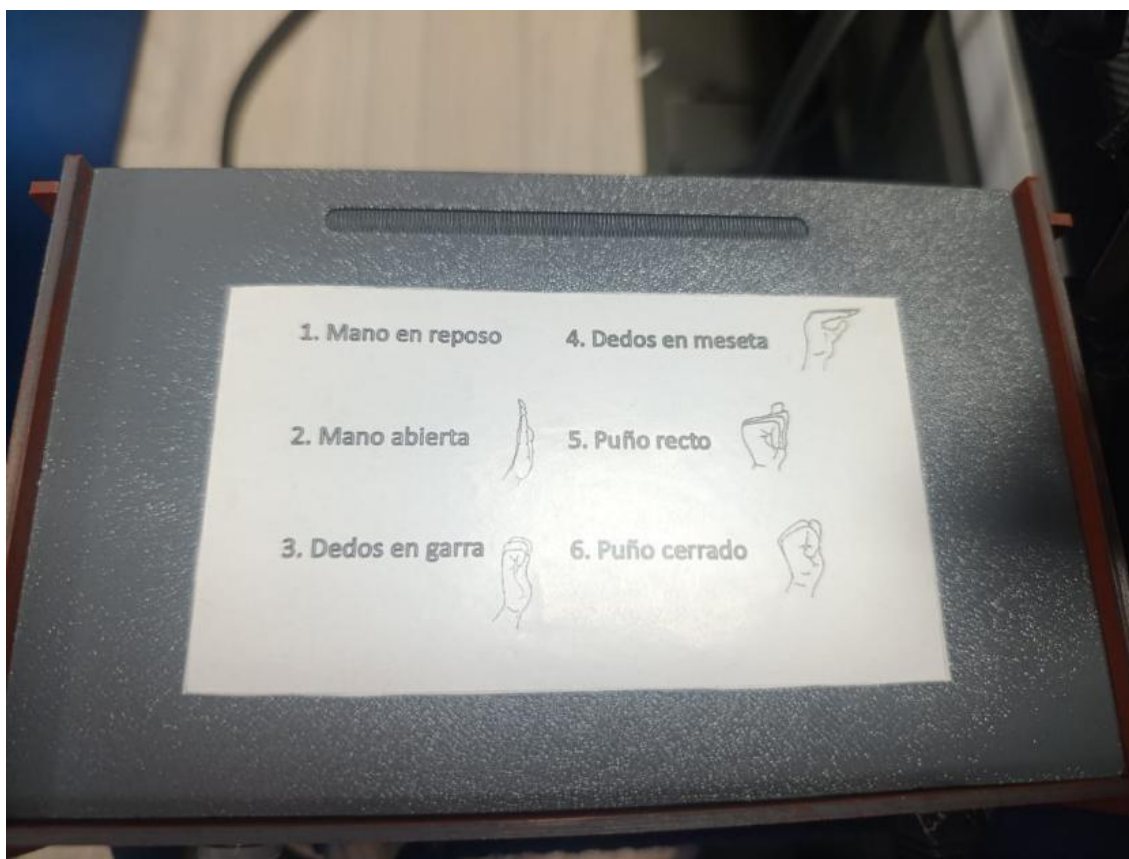


Figura 34. Etiquetas.



3.6. PRUEBA FUNCIONAL

En este apartado se presentan las imágenes correspondientes a la posición final del rango de movimiento alcanzado en los ejercicios de deslizamiento de tendones realizados por el prototipo: dedos en garra, dedos en meseta, puño recto y puño cerrado.

Figura 35. Dedos en garra.



Figura 36. Dedos en meseta.



Figura 37. Puño recto.



Figura 38. Puño cerrado.



3.7. DISEÑO EN DETALLE

Se presenta una vista explosionada de la carcasa del prototipo, en la cual se integran los diferentes componentes mecánicos. Esta estructura tiene como propósito proteger los elementos del sistema y permitir su disposición de manera compacta. Posteriormente se muestra la ubicación de los componentes dentro de la carcasa.

Figura 39. Vista explosionada de la carcasa.

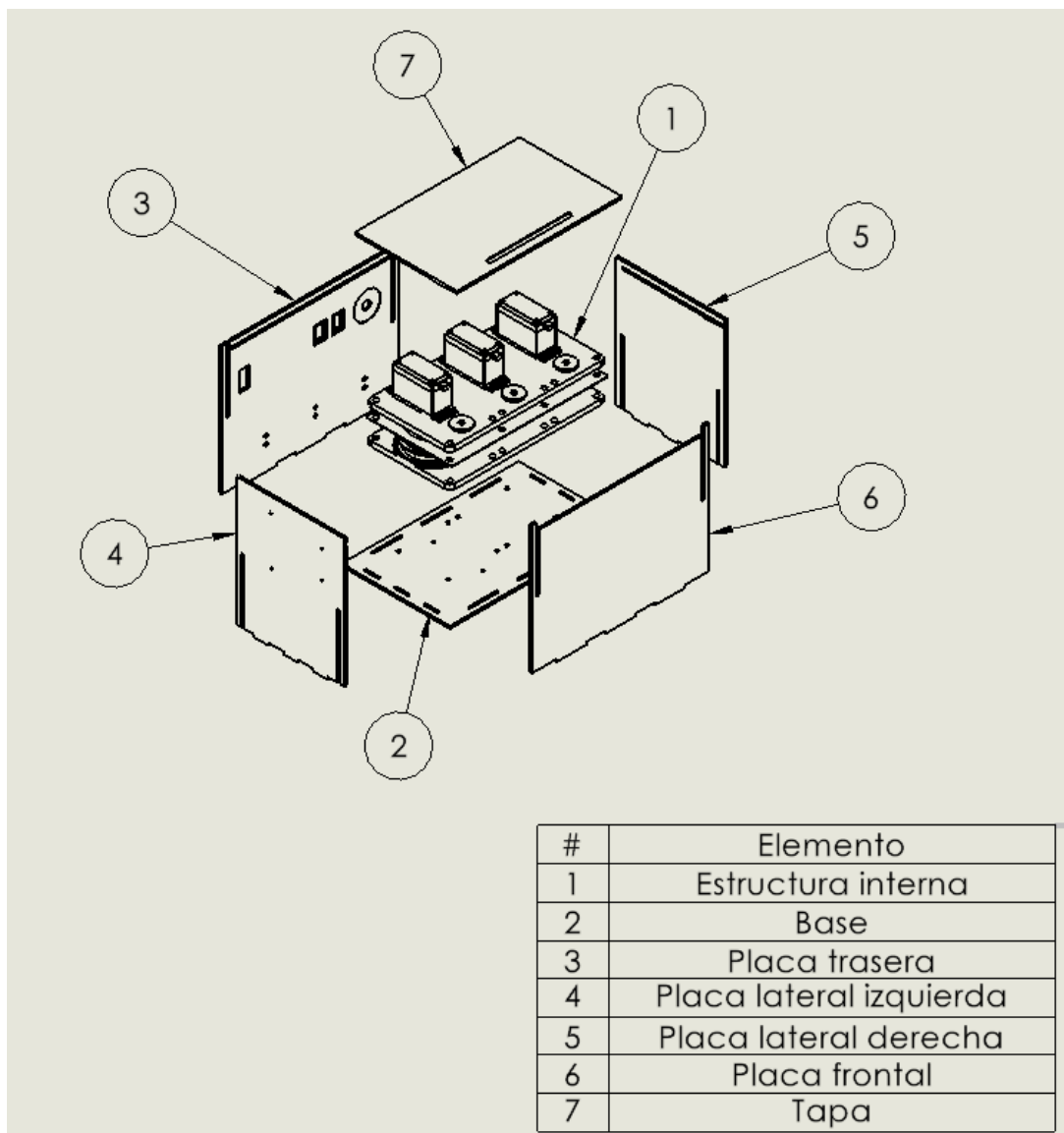
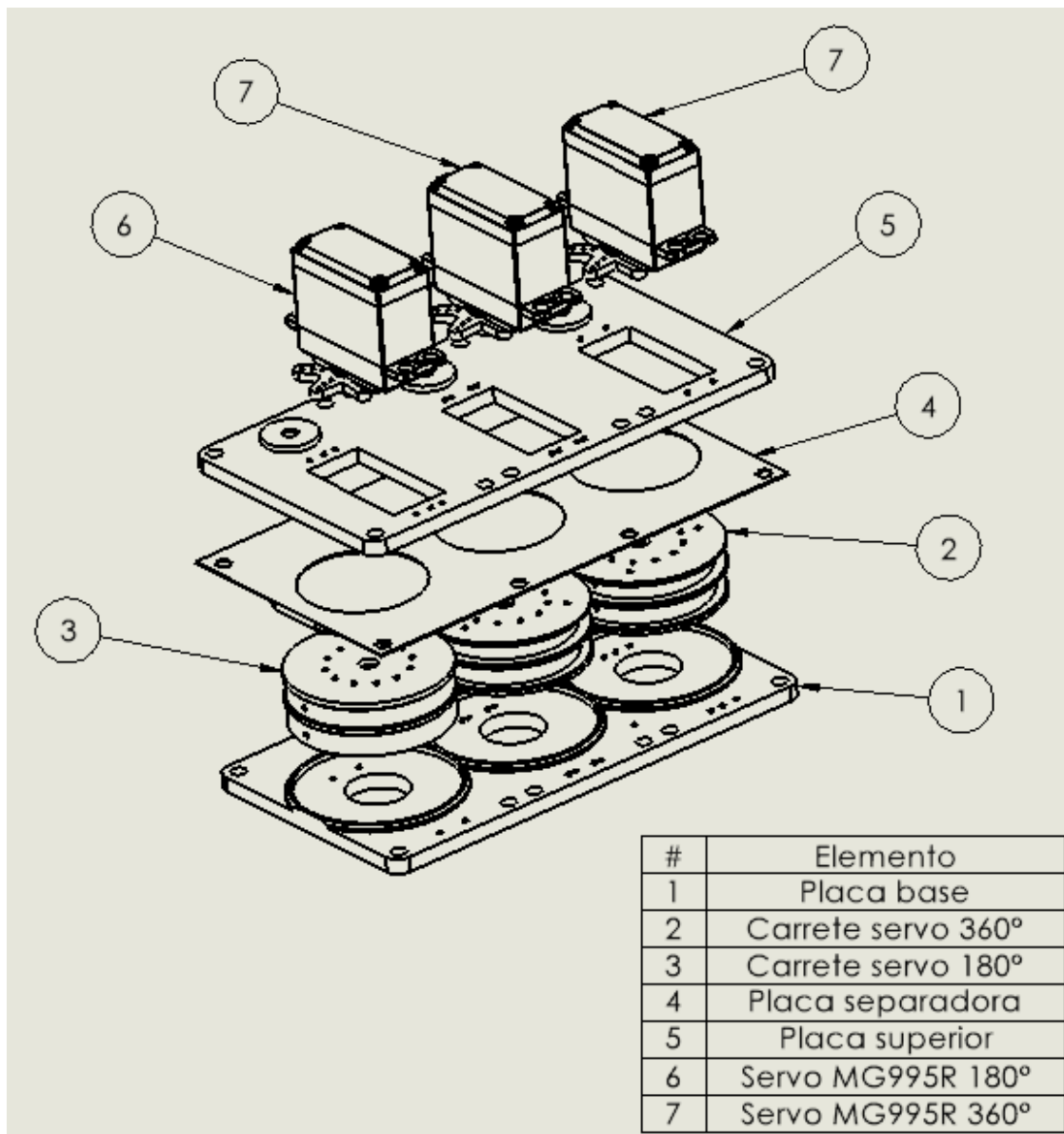


Figura 40. Vista explosionada componentes mecánicos.

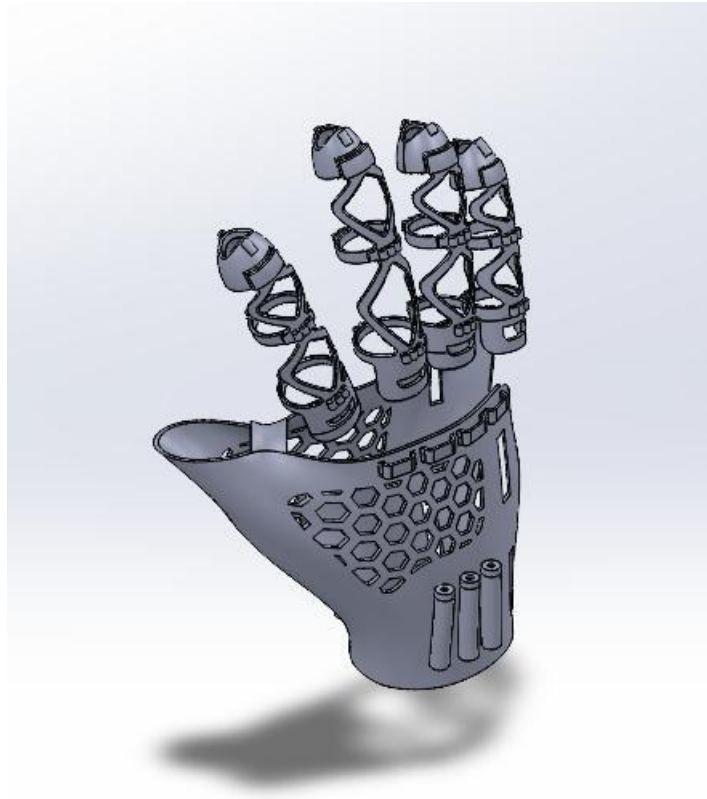


También se presenta el modelo realizado en SolidWorks, donde se observa en vista trasera e isométrica la estructura diseñada para los dedos, la cual permite la ejecución de los movimientos, así como el soporte para la palma de la mano que proporciona mayor fijación y ajuste al sistema.

Figura 41. Vista trasera de estructura palma y dedos.



Figura 42. Vista isométrica de estructura.



3.8. VALIDACIÓN DE REQUISITOS

Se verificó el cumplimiento de los parámetros definidos en el segundo objetivo, incluyendo dimensiones, peso de la estructura sobre la mano y ángulos de las articulaciones interfalángicas proximales y medias.

Figura 43. Medida tamaño de la mano.



Como se observa en la Figura anterior, el tamaño de la estructura no supera los 30 cm, cumpliendo con el requisito de tamaño máximo establecido.

Figura 44. Peso de la estructura en la mano.



Como se observa en la figura anterior, el peso de la estructura no supera los 400 g establecidos como límite máximo, registrando un valor de 68 g, también se midió el ángulo final entre las falanges proximal y media siendo de 262° , sabiendo que el ángulo inicial es de 180° obtenemos que hubo un movimiento de 82° el cual es la diferencia entre el ángulo inicial y el final.

Figura 45. Angulo entre la falange proximal y media



3.9. VALIDACIÓN DEL PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN

Se realizó la valoración del prototipo mediante la evaluación de un profesional en el área de la salud, quien emitió su concepto respecto a la funcionalidad, utilidad y aplicabilidad del dispositivo desarrollado. Este concepto fue consignado en una carta, en la cual se destaca la pertinencia del prototipo como herramienta de apoyo en procesos de rehabilitación, así como su carácter innovador en la asistencia pasiva para la rehabilitación funcional de la mano. Dicho documento se encuentra adjunto en el Anexo C.

4. CONCLUSIONES

- Se identificaron los principales tratamientos no invasivos para el síndrome del túnel carpiano, como el entablillado, la medicación oral, el ultrasonido, la acupuntura y los ejercicios de deslizamiento de nervio y de tendón. La revisión bibliográfica evidenció que algunos tratamientos son más efectivos en combinación, mientras que otros presentan efectos limitados o temporales. En este contexto, se encontró que el ejercicio de deslizamiento de tendón, junto con el entablillado, ofrece mejores resultados en la rehabilitación de pacientes con diagnóstico leve o moderado, por lo que fue usado como base para los movimientos implementados en el prototipo.
- Se diseñó un prototipo mecánico móvil de asistencia pasiva que cumple con los requerimientos establecidos, incluyendo restricciones de peso, dimensiones y adaptación a una talla de mano M. El diseño se desarrolló en SolidWorks, permitiendo definir una estructura funcional compuesta por sistemas mecánico, de ajuste, control y alimentación. La implementación de un mecanismo de guayas, junto con servomotores y sensores, permitió una adecuada transmisión del movimiento hacia los dedos, logrando una solución compacta, ergonómica y funcional para la ejecución de los ejercicios de deslizamiento de tendón.
- Se construyó un prototipo funcional mediante tecnologías de fabricación como impresión 3D y el uso de componentes electrónicos de fácil acceso, integrando los sistemas definidos en la etapa de diseño. El dispositivo fue capaz de ejecutar los movimientos del ejercicio de deslizamiento de tendones y fue evaluado por un fisioterapeuta, cumpliendo condiciones básicas de pertinencia, utilidad y aplicabilidad. Este validó su funcionamiento como herramienta de apoyo en la rehabilitación de pacientes con diagnóstico leve o moderado, emitiendo un concepto favorable para su uso.

5. RECOMENDACIONES

- Se recomienda mejorar el material de la estructura en contacto con la mano, utilizando materiales más flexibles y adaptables que permitan ajustarse a diferentes tamaños y morfologías, incrementando la comodidad y ergonomía del dispositivo.
- Se sugiere implementar un sistema de alimentación mediante batería recargable, con el fin de aumentar la portabilidad y autonomía del prototipo, eliminando la dependencia de una conexión directa a la red eléctrica.
- Se recomienda optimizar la posición de la muñeca dentro del dispositivo, con el propósito de garantizar una ejecución más adecuada y natural de los movimientos terapéuticos.
- Se propone el diseño e implementación de una placa de circuito impreso (PCB), que permita mejorar la organización, estabilidad y confiabilidad del sistema eléctrico y electrónico.
- Se sugiere desarrollar un sistema que facilite el ajuste de la tensión de las guayas, permitiendo una calibración más sencilla, precisa y adaptable a cada usuario.

BIBLIOGRAFIA

ALMENDRO, Diego, *et al.* *A Haptic Device for Finger Rehabilitation. A Preliminary Study.* *Jornadas de Automática*, [en línea]. 2024, vol. 45. Disponible en: <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2024.45.10823>

ANDALUZ, Victor H., *et al.* Carpal tunnel syndrome rehabilitation through force feedback. En: *IEEE Latin America Transactions* [en línea]. Septiembre, 2018. vol. 16, no. 9 [consultado el 17, marzo, 2026], p. 2467-2472. Disponible en Internet: <https://doi.org/10.1109/tla.2018.8789570>. ISSN 1548-0992.

AKALIN, Elif, *et al.* Treatment of carpal tunnel syndrome with nerve and tendon gliding exercises. En: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [en línea]. Febrero, 2002. vol. 81, no. 2 [consultado el 18, marzo, 2026], p. 108-113. Disponible en Internet: <https://doi.org/10.1097/00002060-200202000-00006>. ISSN 0894-9115.

ATROSHI, Isam; GUMMESSON, Christina y JOHNSSON, Ragnar. Prevalence of Carpal Tunnel Syndrome in a General Population. En: *JAMA* [en línea]. 14, julio, 1999. vol. 282, no. 2 [consultado el 24, enero, 2026], p. 153. Disponible en Internet: <https://doi.org/10.1001/jama.282.2.153>. ISSN 0098-7484.

BINVIGNAT, O., *et al.* Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos Chilenos. En: *International Journal of Morphology* [en línea]. Junio, 2012. vol. 30, no. 2 [consultado el 23, enero, 2026], p. 599-606. Disponible en Internet: <https://doi.org/10.4067/s0717-95022012000200040>. ISSN 0717-9502.

BRAND, Paul W. Clinical mechanics of the hand. 2ª ed. St. Louis: Mosby Year Book, 1993. 386 p. ISBN 0801669782.

CHAO, Edmund Y. S., *et al.* Biomechanics of the hand: a basic research study. Rochester: World Scientific Publishing Co Pte Ltd, 1989. ISBN 9781299672802.

CHAURAND, Rosalío Ávila; PRADO LEÓN, Lilia Roselia y GONZÁLEZ MUÑO, Elvia Luz. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. 2ª ed. Guadalajara: Universidad de Guadalajara, 2007. 282 p. ISBN 978-970-27-1193-3.

CHUNG, Kyung Won; HALLIDAY, Nancy L. y CHUNG, Harold M. Anatomía: serie revisión de temas. 8ª ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2015. 544 p. ISBN 9788416353477.

CONSULTORIO ALIVIA TE. Síndrome del Túnel Carpiano: Cuando el Control Bloquea la Acción. |. aliviateconmigo.com [página web]. (2025). [Consultado el 17, marzo, 2026]. Disponible en Internet: <<https://aliviateconmigo.com/sindrome-del-tunel-carpiano/>>.

GERSTNER B, Jochen. Síndrome del túnel carpiano. Evaluación clínica y ayudas diagnósticas. En: *Medicas uis*. 2008. vol. 21, no. 1, p. 131-139. ISSN 1794-5240.

GERSHENSON, Jhon. Nasa esmd capstone design. (2009). Disponible en Internet: <<http://www.nasacapstonedesign.mtu.edu/Overview.html>>.

HORNG, Yi-Shiung, *et al.* The Comparative Effectiveness of Tendon and Nerve Gliding Exercises in Patients with Carpal Tunnel Syndrome. En: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [en línea]. Junio, 2011. vol. 90, no. 6 [consultado el 27, enero,

2026], p. 435-442. Disponible en Internet:
<<https://doi.org/10.1097/phm.0b013e318214eaaf>>. ISSN 0894-9115.

JAWORSKI, Łukasz y KARPIŃSKI, Robert. BIOMECHANICS OF THE HUMAN HAND. En: Journal of Technology and Exploitation in Mechanical Engineering [en línea]. 30, junio, 2017. vol. 3, no. 1 [consultado el 24, enero, 2026], p. 28-33. Disponible en Internet: <<https://doi.org/10.35784/jtme.536>>. ISSN 2451-148X.

KAISER PERMANENTE. Ejercicios de deslizamiento de tendones. (2024). [Consultado el 19, marzo, 2026]. Disponible en Internet: <https://espanol.kaiserpermanente.org/es/health-wellness/health-encyclopedia/he.dedos-ejercicios.bo1571>>.

LANDÍN JARILLO, Luis. Férula de Mano: Apoyo y Tratamiento de Lesiones. (2019). [Consultado el 17, marzo, 2026]. Disponible en Internet: <<https://lesionesdemano.com/ferulas/>>.

NETTER, Frank H. Netter Atlas de Anatomía Humana. 4ª ed. [s.l.]: Gen Guanabara Koogan, 2007. ISBN 9788535291025.

OSTERGAARD, Peter J.; MEYER, Maximilian A. y EARP, Brandon E. Non-operative Treatment of Carpal Tunnel Syndrome. En: Current Reviews in Musculoskeletal Medicine [en línea]. 2, marzo, 2020. vol. 13, no. 2 [consultado el 24, enero, 2026], p. 141-147. Disponible en Internet: <<https://doi.org/10.1007/s12178-020-09616-0>>. ISSN 1935-9748.

PADUA, Luca, *et al.* Carpal tunnel syndrome: clinical features, diagnosis, and management. En: The Lancet Neurology [en línea]. Noviembre, 2016. vol. 15, no. 12

[consultado el 27, enero, 2026], p. 1273-1284. Disponible en Internet: <[https://doi.org/10.1016/s1474-4422\(16\)30231-9](https://doi.org/10.1016/s1474-4422(16)30231-9)>. ISSN 1474-4422.

RINCÓN BECERRA, Ovidio y GARCÍA ACOSTA, Gabriel. Estimation of anthropometric hand measurements, from ratio scaling method, for the design of sewn gloves. En: Dyna [en línea]. 6, noviembre, 2020. vol. 87, no. 215 [consultado el 19, marzo, 2026], p. 146-155. Disponible en Internet: <<https://doi.org/10.15446/dyna.v87n215.87984>>. ISSN 2346-2183.

SILVA ABRIL, Marggy Lizeth y OCHOA PLATA, Edgar Alejandro. *Diseño y construcción de un prototipo funcional de un dispositivo para el tratamiento y rehabilitación del síndrome del túnel carpiano*, Trabajo de grado (Ingeniería Mecánica). Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander, Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Ingeniería Mecánica, 2020.

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA. ERGONOMICS RULER - Medición de ángulos en fotografías y vídeos. Ergonomía en el trabajo y prevención de riesgos laborales [página web]. (2026). [Consultado el 25, marzo, 2026]. Disponible en Internet: <<https://www.ergonautas.upv.es/herramientas/ruler/ruler.php>>.

WOLNY, Tomasz y LINEK, Pawel. Is manual therapy based on neurodynamic techniques effective in the treatment of carpal tunnel syndrome? A randomized controlled trial. En: Clinical Rehabilitation [en línea]. 11, octubre, 2018. vol. 33, no. 3 [consultado el 17, marzo, 2026], p. 408-417. Disponible en Internet: <<https://doi.org/10.1177/0269215518805213>>. ISSN 1477-0873.

ZAHEER, Sheikh Azka y AHMED, Zubair. Neurodynamic techniques in the treatment of mild-to-moderate carpal tunnel syndrome: a systematic review and meta-analysis. En: Journal of Clinical Medicine [en línea]. 25, julio, 2023. vol. 12, no. 15 [consultado el 17, marzo, 2026], p. 4888. Disponible en Internet: <<https://doi.org/10.3390/jcm12154888>>. ISSN 2077-0383.

ANEXOS

Anexo A. Datos dimensiones de la mano

Tabla VI. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo indicador de hombres, expresado en mm.

| edades | Falange | proximal | Falange | media | Falange | distal |
|--------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | Mano der | Mano izq | Mano der | Mano izq | Mano der | Mano izq |
| 18-19 | 51±12 | 51±11 | 31±6 | 32±5 | 24±3 | 24±4 |
| 20-24 | 50±12 | 50±12 | 31±6 | 31±6 | 24±3 | 24±3 |
| 25-29 | 50±13 | 51±13 | 31±7 | 31±7 | 25±3 | 25±4 |
| 30-34 | 49±12 | 50±11 | 32±7 | 32±6 | 25±4 | 24±4 |
| 35-39 | 43±13 | 44±12 | 30±6 | 29±7 | 24±3 | 25±2 |
| 40-44 | 50±16 | 50±14 | 30±9 | 31±9 | 24±6 | 24±6 |
| 45-49 | 53±12 | 50±11 | 32±7 | 32±7 | 24±3 | 25±3 |
| 50-54 | 51±11 | 51±11 | 31±6 | 31±6 | 24±3 | 24±3 |
| 55-59 | 47±16 | 48±15 | 30±9 | 30±8 | 25±3 | 25±3 |
| 60-64 | 45±16 | 45±17 | 31±9 | 31±9 | 25±3 | 25±3 |

Tabla VIII. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo medio de hombres, expresado en mm.

| edades | Falange | proximal | Falange | media | Falange | distal |
|--------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | Mano der | Mano izq | Mano der | Mano izq | Mano der | Mano izq |
| 18-19 | 55±13 | 53±12 | 35±6 | 35±6 | 25±4 | 25±4 |
| 20-24 | 53±13 | 54±13 | 36±6 | 35±6 | 25±3 | 25±3 |
| 25-29 | 56±14 | 55±14 | 37±8 | 36±8 | 27±4 | 27±4 |
| 30-34 | 53±13 | 53±12 | 35±7 | 36±7 | 27±4 | 26±4 |
| 35-39 | 47±16 | 47±14 | 33±8 | 32±7 | 26±3 | 26±3 |
| 40-44 | 55±16 | 55±16 | 34±11 | 35±11 | 26±6 | 26±7 |
| 45-49 | 57±13 | 57±13 | 38±8 | 37±8 | 26±3 | 26±2 |
| 50-54 | 56±13 | 56±12 | 36±7 | 36±7 | 26±4 | 26±4 |
| 55-59 | 53±17 | 52±16 | 36±10 | 35±9 | 27±4 | 28±5 |
| 60-64 | 49±18 | 51±17 | 35±10 | 35±8 | 26±4 | 26±4 |

Tabla X. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo anular de hombres, expresado en mm.

| edades | Falange | proximal | Falange | media | Falange | distal |
|--------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | Mano der | Mano izq | Mano der | Mano izq | Mano der | Mano izq |
| 18-19 | 44±13 | 43±13 | 31±6 | 31±6 | 23±3 | 23±3 |
| 20-24 | 45±12 | 45±11 | 30±6 | 30±6 | 23±4 | 23±4 |
| 25-29 | 45±12 | 45±12 | 31±6 | 32±7 | 23±3 | 23±2 |
| 30-34 | 35±16 | 34±14 | 26±8 | 24±8 | 21±4 | 22±4 |
| 35-39 | 47±10 | 46±11 | 30±7 | 30±7 | 22±4 | 22±4 |
| 40-44 | 46±11 | 46±10 | 31±6 | 31±6 | 24±2 | 24±3 |
| 45-49 | 45±11 | 45±11 | 31±6 | 30±6 | 23±3 | 23±3 |
| 50-54 | 43±13 | 42±13 | 30±7 | 30±6 | 23±3 | 23±3 |
| 55-59 | 37±15 | 37±15 | 27±8 | 27±8 | 23±4 | 23±4 |
| 60-64 | 34±14 | 35±13 | 27±7 | 28±8 | 22±2 | 22±3 |
| 65-69 | 42±19 | 42±18 | 30±9 | 31±10 | 24±1 | 24±1 |

Tabla XII. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo mínimo de hombres, expresado en mm.

| edades | Falange | proximal | Falange | media | Falange | distal |
|--------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | Mano der | Mano izq | Mano der | Mano izq | Mano der | Mano izq |
| 18-19 | 36±10 | 35±11 | 22±5 | 23±5 | 20±3 | 21±3 |
| 20-24 | 37±9 | 36±10 | 22±5 | 22±5 | 20±3 | 20±3 |
| 25-29 | 37±9 | 37±10 | 23±5 | 23±3 | 20±2 | 20±2 |
| 30-34 | 29±14 | 29±13 | 19±6 | 19±7 | 19±3 | 19±3 |
| 35-39 | 37±10 | 37±9 | 22±5 | 22±6 | 20±3 | 19±3 |
| 40-44 | 37±9 | 37±9 | 23±5 | 22±6 | 20±3 | 20±3 |
| 45-49 | 37±9 | 37±10 | 23±4 | 23±5 | 20±3 | 20±3 |
| 50-54 | 34±12 | 33±11 | 21±6 | 22±6 | 20±3 | 20±2 |
| 55-59 | 30±13 | 30±13 | 20±7 | 20±7 | 19±4 | 20±3 |
| 60-64 | 30±12 | 29±10 | 20±6 | 21±5 | 19±2 | 20±3 |
| 65-69 | 36±15 | 36±15 | 23±7 | 23±7 | 20±5 | 20±3 |

Anexo B. Cálculos momentos flexión y extensión

| FLEXIÓN | | DISTANCIA [mm] | | | MOMENTOS [kgf*mm] | | |
|-------------------------------------|------|----------------|------|------|-------------------|---------|---------|
| FLEXOR DIGITORUMPROFUNDUS (FDP) | | DIP | PIP | MCP | DIP | PIP | MCP |
| INDICE | 6.18 | 6.5 | 9.8 | | 40.17 | 60.564 | |
| MEDIO | 5.77 | 7 | 10.7 | | 40.39 | 61.739 | |
| ANULAR | 5.54 | 6.8 | 10.4 | | 37.672 | 57.616 | |
| MEÑIQUE | 5.27 | 6 | 8.5 | | 31.62 | 44.795 | |
| FLEXOR DIGITORUMSUPERFICIALES (FDS) | | | | | | | |
| INDICE | 6.91 | 8.3 | 8.3 | | 57.353 | 57.353 | |
| MEDIO | 7.63 | 8.7 | 8.7 | | 66.381 | 66.381 | |
| ANULAR | 6.21 | 8.5 | 8.5 | | 52.785 | 52.785 | |
| MEÑIQUE | 3.73 | 7.4 | 7.4 | | 27.602 | 27.602 | |
| FIRST DORSAL INTEROSSEOUS INDICE | 5.44 | | | 4.52 | | | 24.5888 |
| FIRST VOLAR INTEROSSEOUS | | | | | | | |
| INDICE | 2.77 | | | 8.5 | | | 23.545 |
| MEDIO | 2.77 | | | 9 | | | 24.93 |
| ANULAR | 2.77 | | | 7.8 | | | 21.606 |
| MEÑIQUE | 2.77 | | | 6.8 | | | 18.836 |
| FIRST LUMBRICAL | | | | | | | |
| INDICE | 2.03 | | | 11.4 | | | 23.142 |
| MEDIO | 2.03 | | | 12.3 | | | 24.969 |
| ANULAR | 2.03 | | | 11 | | | 22.33 |
| MEÑIQUE | 2.03 | | | 9.8 | | | 19.894 |
| SUMA DE MOMENTOS DEDO INDICE | | | | | 97.523 | 117.917 | 71.2758 |
| SUMA DE MOMENTOS DEDO MEDIO | | | | | 106.771 | 128.12 | 49.899 |
| SUMA DE MOMENTOS DEDO ANULAR | | | | | 90.457 | 110.401 | 43.936 |
| SUMA DE MOMENTOS DEDO MEÑIQUE | | | | | 59.222 | 72.397 | 38.73 |

| EXTENSIÓN | | DISTANCIA [mm] | | | MOMENTOS [kgf*mm] | | | |
|--------------------------|------|----------------|-----|------|-------------------|-------|-------|--------|
| LONG EXTENSOR MUSCLE | | DIP | PIP | MCP | MCP | DIP | PIP | MCP |
| INDICE | 5.98 | 6.5 | 5.8 | 9.7 | | 37.7 | 63.05 | 58.006 |
| MEDIO | 4.47 | 4.3 | 6.4 | 12.3 | | 27.52 | 52.89 | 54.981 |
| ANULAR | 4.38 | 4.5 | 6.6 | 10.5 | | 29.7 | 47.25 | 45.99 |
| MEÑIQUE | 3.94 | 4 | 5.2 | 9.8 | | 20.8 | 39.2 | 38.612 |
| FIRST LUMBRICAL | | | | | | | | |
| INDICE | 2.03 | | | 11.4 | | | | 23.142 |
| SUMA DE MOMENTOS INDICE | | | | | | 37.7 | 63.05 | 81.148 |
| SUMA DE MOMENTOS MEDIO | | | | | | 27.52 | 52.89 | 54.981 |
| SUMA DE MOMENTOS ANULAR | | | | | | 29.7 | 47.25 | 45.99 |
| SUMA DE MOMENTOS MEÑIQUE | | | | | | 20.8 | 39.2 | 38.612 |

Anexo C. Carta de validación del fisioterapeuta

Bucaramanga, 24 de marzo de 2026

Señores:

DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMÚDEZ

Profesor Escuela de Ingeniería Mecánica
Universidad industrial de Santander

DANIEL ESTEBAN QUINTERO OVALLE

JUAN SEBASTIÁN HERNÁNDEZ ALBA

Estudiantes Ingeniería Mecánica
Universidad industrial de Santander

Asunto: Revisión de prototipo de asistencia pasiva para la rehabilitación del túnel del carpio.

Reciban un cordial saludo.

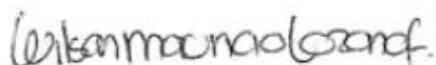
Por medio de la presente, me permito informar que, una vez revisado el prototipo diseñado para favorecer la movilidad de los dedos de la mano en pacientes con diagnóstico de síndrome del túnel carpiano, se emite concepto favorable de aprobación para su uso y/o continuidad en las fases de evaluación, validación o implementación correspondientes.

Este prototipo representa una propuesta innovadora, orientada a apoyar los procesos de rehabilitación funcional de la mano, con énfasis en la movilidad pasiva de los dedos de la mano y la facilitación del movimiento con miras a el mejoramiento del desempeño funcional de los pacientes. De acuerdo con la revisión realizada, se considera que el prototipo cumple con las condiciones básicas de pertinencia, utilidad y aplicabilidad dentro del contexto terapéutico para el cual fue desarrollado.

La presente aprobación se emite considerando que el prototipo deberá continuar sujeto a los procesos de seguimiento, ajustes técnicos y evaluación de resultados que sean necesarios, así como al cumplimiento de los lineamientos institucionales, éticos y de seguridad aplicables.

Agradezco la iniciativa y el trabajo desarrollado en la creación de este prototipo, el cual constituye un aporte importante al fortalecimiento de estrategias de atención y rehabilitación en salud.

Cordialmente,



WILSON MAURICIO LOZANO FRANCO, PHD.

Profesor Asociado Escuela de Fisioterapia

Anexo D. Enlace Video prototipo en funcionamiento

<https://youtu.be/GT9-27gvzCs?si=VjnebsZI3A3Ux>