



# Universidad **Mariana**

Diseño de un dispositivo de apoyo para la rehabilitación de pacientes con síndrome de  
túnel Carpiano en la ciudad de Pasto

Karen Yorely Cuasapud Pantoja

Gabriela Gutierrez Bastidas

Universidad Mariana  
Facultad de Ingeniería  
Ingeniería Mecatrónica  
San Juan de Pasto

2024

*Diseño de un dispositivo de apoyo para la rehabilitación de pacientes con síndrome de túnel Carpiano*

Diseño de un dispositivo de apoyo para la rehabilitación de pacientes con síndrome de  
túnel Carpiano en la ciudad de Pasto

Karen Yorely Cuasapud Pantoja

Gabriela Gutierrez Bastidas

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniera Mecatrónica

Asesor:

Mg. Edgar Fernando Parra Ortega

Co-asesor:

Mg. Tito Manuel Piamba

Universidad Mariana  
Facultad de Ingeniería  
Ingeniería Mecatrónica  
San Juan de Pasto

2024

Artículo 71: los conceptos, afirmaciones y opiniones emitidos en el Trabajo de Grado son  
responsabilidad única y exclusiva del (los) Educando (s)

Reglamento de Investigaciones y Publicaciones, 2007

Universidad Mariana

## **Agradecimientos**

Agradecemos profundamente a todos quienes han sido fundamentales en este proyecto: a los profesores, por su invaluable sabiduría y paciencia, que nos han permitido adquirir las herramientas necesarias para llegar hasta aquí; a nuestros asesores, por sus valiosos aportes y guía constante; y a nuestros compañeros de semestre, por su apoyo incondicional y el conocimiento compartido a lo largo del camino.

## **Dedicatoria**

Dedico este trabajo a mis padres John y Doris, y a mi hermana Katherine, quienes siempre me brindaron su incondicional apoyo y constante motivación durante todo este proceso.

Karen Cuasapud

Dedico este trabajo a Dios, a mi madre Mariela Bastidas, por su apoyo incondicional; A mí compañera Karen Cuasapud, por su esfuerzo y dedicación para este trabajo de grado y finalmente a mi pareja Delayne Batero por su apoyo.

Gabriela Gutiérrez

## **Contenido**

Introducción .....	12
1. Resumen del proyecto .....	13
1.1 Descripción del problema .....	14
1.1.1 Formulación del problema .....	15
1.2 Justificación .....	16
1.3 Objetivo .....	17
1.3.1 Objetivo general .....	17
1.3.2 Objetivos específicos .....	17
1.4 Marco referencial o fundamentos teóricos .....	17
1.4.1 Antecedentes .....	17
1.4.1.1 Antecedentes nivel nacional (Colombia). .....	20
1.4.1.2 Antecedentes nivel regional (Nariño). .....	20
1.4.1.3 Análisis de los estudios. ....	20
1.4.2 Marco Teórico.....	20
1.4.2.1 Anatomía de la muñeca. ....	20
1.4.2.1.1 El carpo.....	21
1.4.2.2 Síntomas del síndrome del túnel carpiano.....	22
1.4.2.3 Tratamiento. ....	23
1.4.2.3.1 Ejercicios recomendados para el túnel carpiano.....	24
1.4.2.3.2 Tratamiento quirúrgico del síndrome del túnel carpiano.....	24
1.4.2.4 Mecanismos para exoesqueleto de mano. ....	25
1.4.3 Marco legal .....	25
1.5 Metodología.....	26
1.5.1 Línea de investigación.....	26
1.5.2 Tipo de investigación .....	26
1.5.3 Hipótesis de la investigación.....	26
1.5.3.1. Hipótesis investigativa. ....	26
1.5.3.2 Hipótesis nula. ....	27
1.5.3.3 Hipótesis Alternativas. ....	27

1.5.4 Descripción de la metodología.....	27
1.5.4.1 Fase 1: Identificación de Requerimientos Funcionales .....	27
1.5.4.2 Fase 2: Diseño .....	29
1.5.4.2.1 Desarrollo Inicial. ....	29
1.5.4.2.2 Elaboración de Piezas Complementarias.....	33
1.5.4.2.3 Materiales. ....	36
1.5.4.2.4 Optimización del Diseño. ....	49
1.5.4.2.5 Análisis de diseño.....	50
1.5.4.2.6 Finalización del Diseño. ....	51
1.5.4.3 Fase 3: Simulación del Prototipo .....	52
1.5.4.3.1 Movimiento mano completa.....	56
1.5.4.3.2 Análisis final.....	63
1.5.4.3.3 Identificación de requerimientos funcionales.....	63
1.5.4.3.4 Diseño del dispositivo mecánico. ....	63
1.5.5 Validación .....	64
1.5.5.1 Validez interna. ....	64
1.5.5.2 Validez externa.....	64
2. Conclusiones .....	65
3. Recomendaciones.....	66
Referencias bibliográficas .....	67
Anexos.....	69

## **Índice de Tablas**

	<b>Pág.</b>
Tabla 1 Artículos internacionales .....	18
Tabla 2 Datos Actuador lineal LA-T8 .....	35
Tabla 3 Conector Lineal-Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1 .....	40
Tabla 4 Conector Lineal-Análisis estático 1-Desplazamientos-Desplazamientos1 .....	41
Tabla 5 Conector Lineal-análisis estático 1 - Deformaciones unitarias - Deformaciones unitarias1 .....	42
Tabla 6 Articulacion-Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1 .....	44
Tabla 7 Articulacion-Análisis estático 1-Desplazamientos-Desplazamientos1 .....	45
Tabla 8 Articulacion-Análisis estático 1-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1..	45
Tabla 9 Camisa Soporte-Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1 .....	48
Tabla 10 Camisa Soporte-Análisis estático 1-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1 .....	48
Tabla 11 Camisa Soporte- Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1 .....	49
Tabla 12 Ruta de trazo .....	58

## **Índice Figuras**

	<b>Pág.</b>
Figura 1 Anatomía de la muñeca.....	21
Figura 2 Huesos del carpo .....	22
Figura 3 El síndrome del túnel carpiano y el ligamento transversal del carpo .....	24
Figura 4 Ubicación del túnel carpiano .....	28
Figura 5 Términos de movimientos de la mano (Anatomía clínica – Eduardo Pro-2016) .....	28
Figura 6 Cierre de puño de muñeca suavemente, este movimiento se repite 5 veces durante la rehabilitación.....	29
Figura 7 Ejercicio de movimientos de pulgar .....	29
Figura 8 Camisa falange.....	30
Figura 9 Camisa soporte.....	30
Figura 10 Articulación.....	30
Figura 11 Balancín .....	30
Figura 12 Conector falangina .....	31
Figura 13 Pasador corto.....	31
Figura 14 Pasador Largo .....	31
Figura 15 Semianillo .....	31
Figura 16 Conector lineal .....	32
Figura 17 Conector .....	32
Figura 18 Vista explosionada dedo .....	33
Figura 19 Placa de mano .....	34
Figura 20 Actuador lineal LA-T8.....	34
Figura 21 Planos de Actuador lineal LA-T8 .....	34
Figura 22 Vista explosionada Mano completa .....	36
Figura 23 Características Titanio .....	37
Figura 24 Características TPU .....	37
Figura 25 Esfuerzo y deformacion Conector Lineal .....	38
Figura 26 Información de malla .....	39
Figura 27 Esfuerzo y deformacion Articulacion .....	43

Figura 28	Malla Articulacion .....	44
Figura 29	Esfuerzo y deformacion camisa soporte .....	46
Figura 30	Malla camisa soporte .....	47
Figura 31	Diseño inicial .....	50
Figura 32	Diseño final .....	50
Figura 33	Vista Mano completa .....	51
Figura 34	Animación posición inicial del movimiento con gravedad.....	53
Figura 35	Animación aplicando motor lineal.....	53
Figura 36	Animación posición inicial .....	54
Figura 37	Animación posición semiflexión .....	54
Figura 38	Animación flexión total .....	55
Figura 39	Grafica posición vs tiempo .....	55
Figura 40	Posición inicial.....	56
Figura 41	Posición final .....	56
Figura 42	Desplazamiento lineal.....	57
Figura 43	Velocidad lineal .....	57
Figura 44	Aceleración lineal .....	57
Figura 45	Masa conector lineal .....	58
Figura 46	Masa balancín .....	59
Figura 47	Masa camisa soporte .....	59
Figura 48	Masa Articulación.....	60
Figura 49	Masa camisa falange .....	60
Figura 50	Masa pasador corto .....	61
Figura 51	Masa conector falangina .....	61
Figura 52	Masa Conector .....	62
Figura 53	Masa Pasador .....	62
Figura 54	Masa vmano completa .....	63

## **Índice Anexos**

	<b>Pág.</b>
Anexo 1 Acta de reunión.....	69
Anexo 2 Carta de aceptación.....	70
Anexo 3 Video de Funcionamiento.....	71
Anexo 4 Planos.....	72

## **Introducción**

El síndrome de túnel carpiano es una afección común y compleja que afecta principalmente a mujeres, comprometiendo el nervio mediano, el cual atraviesa un túnel en la muñeca formado por estructuras óseas y un ligamento. Este síndrome se caracteriza por la compresión del nervio mediano, lo que provoca síntomas como pérdida de fuerza, hormigueo, dolor en la palma de la mano y disminución de la sensibilidad en los tres primeros dedos: pulgar, índice y medio. Estas manifestaciones clínicas son frecuentes y motivan un alto número de consultas en servicios de traumatología.

Los tratamientos convencionales para el síndrome de túnel carpiano suelen incluir ejercicios de extensión de la muñeca y movimientos de agarre, entre otros. Aunque se emplean diversas herramientas, como terapias térmicas y férulas, para asistir en la rehabilitación, estas intervenciones a menudo se centran en aumentar el rango de movimiento pasivo, sin proporcionar una funcionalidad adecuada para el agarre activo.

Por tanto, el objetivo principal es diseñar un dispositivo de apoyo que permita a los pacientes realizar estos movimientos durante sus terapias de rehabilitación. Este proyecto se enfocará en el diseño que cumpla con los requisitos específicos de los pacientes con síndrome de túnel carpiano en la ciudad de Pasto buscando mejorar la efectividad y comodidad de las terapias de rehabilitación, proporcionando funciones de agarre activo y adaptándose a las necesidades individuales de cada paciente.

## **1. Resumen del proyecto**

El presente proyecto se enfoca en el diseño innovador de un dispositivo de apoyo destinado a la rehabilitación de pacientes que padecen síndrome de túnel carpiano en la ciudad de Pasto, Colombia. Este síndrome es una afección prevalente que afecta a un número significativo de personas, limitando su capacidad para realizar actividades cotidianas debido al dolor y la debilidad en las manos. Actualmente, las opciones de tratamiento disponibles en la región se limitan a terapias de calor, lo que destaca la necesidad urgente de soluciones más efectivas y accesibles.

En respuesta a esta necesidad, el proyecto propone el diseño de un dispositivo de rehabilitación que no solo ofrezca un enfoque novedoso en el tratamiento del síndrome del túnel carpiano, sino que también sirva como base para futuros estudios y la creación de prototipos físicos. La innovación de este dispositivo radica en su capacidad para ser el primero de su tipo en la región, proporcionando una opción terapéutica más avanzada que las disponibles actualmente.

El proceso de diseño se realizó mediante simulaciones computarizadas utilizando el software SolidWorks, una herramienta ampliamente reconocida en el campo de la ingeniería para el modelado 3D y la simulación de productos. Estas simulaciones no solo permitirán validar la eficacia del dispositivo en un entorno virtual, sino que también garantizarán que los movimientos de rehabilitación propuestos sean seguros y efectivos para los pacientes. Se espera que el diseño resultante sea lo suficientemente robusto para ser utilizado como base para la creación de un prototipo físico que podría revolucionar el tratamiento del síndrome de túnel carpiano no solo en Pasto, sino potencialmente en toda Colombia.

El desarrollo del dispositivo siguió un proceso metodológico riguroso que incluye varios pasos clave. En primer lugar, se realizó una identificación exhaustiva de los requisitos funcionales necesarios para la rehabilitación de los pacientes. Esta fase es crucial, ya que asegura que el dispositivo esté diseñado de acuerdo con las necesidades específicas de los pacientes, permitiendo así un tratamiento más personalizado y efectivo. Posteriormente, se procedió al diseño detallado del dispositivo, donde cada componente es cuidadosamente modelado y

optimizado para cumplir con los estándares de calidad y funcionalidad. Una vez completado el diseño, se llevó a cabo simulaciones asistidas por computadora bajo la supervisión de un especialista en la materia. Estas simulaciones permitirán evaluar el rendimiento del dispositivo en diferentes escenarios de uso, identificando posibles áreas de mejora antes de pasar a la fase de prototipado.

Además de su potencial impacto en la rehabilitación de pacientes en Pasto, el dispositivo podría sentar las bases para investigaciones futuras en el campo de la ingeniería biomédica en Colombia. Actualmente, no existe un dispositivo similar en el país, lo que coloca a este proyecto en una posición única para influir en el desarrollo de tecnologías de rehabilitación avanzadas. Con el tiempo, se espera que este proyecto no solo beneficie a los pacientes locales, sino que también impulse la creación de nuevos tratamientos y dispositivos que mejoren la calidad de vida de personas que sufren de esta condición en otras regiones.

Este proyecto representa un esfuerzo significativo para abordar una necesidad médica no satisfecha en la región de Pasto, con el potencial de generar un impacto duradero en la rehabilitación de pacientes con síndrome del túnel carpiano. A través de un enfoque meticuloso y basado en simulaciones computarizadas, se espera que el diseño propuesto ofrezca una solución efectiva y segura, marcando el comienzo de una nueva era en el tratamiento de esta afección

## **1.1 Descripción del problema**

El Síndrome del Túnel Carpiano es una enfermedad que, aunque comúnmente de origen laboral, puede afectar a personas de diferentes áreas, y se presenta con mayor frecuencia en mujeres mayores de 35 años. Este síndrome se origina por la compresión del nervio mediano a nivel de la muñeca, lo que provoca síntomas como la disminución de la fuerza en manos y brazos, adormecimiento u hormigueo en los dedos, y dolor que se intensifica por la noche. La gravedad de la lesión se considera significativa cuando el déficit motor y sensitivo persiste por más de 12 meses, afectando en mayor medida la mano dominante (*Lesiones tendinosas de mano y muñeca en el ámbito laboral, Agudo, J. 2009*).

En Colombia, el tratamiento de esta enfermedad y otras relacionadas con actividades ocupacionales tiene un costo elevado, estimado en alrededor de cinco billones de pesos anuales. Sin embargo, a pesar del aumento en los casos de Síndrome del Túnel Carpiano, los tratamientos actuales no siempre son efectivos, ya que los pacientes a menudo no logran completar los rangos de movimiento necesarios durante la rehabilitación debido al dolor y la incomodidad (*Revista de Ciencias Médicas, 2021*).

El problema no radica únicamente en la enfermedad en sí, sino en la falta de un diseño óptimo y específico para desarrollar un prototipo que facilite la rehabilitación efectiva de los pacientes. En la ciudad de Pasto, la rehabilitación del Síndrome del Túnel Carpiano se basa principalmente en terapias de calor, sin contar con un dispositivo o prototipo que guíe adecuadamente los movimientos necesarios para la recuperación. Esta escasez de diseños especializados limita la efectividad de los tratamientos y prolonga el proceso de rehabilitación.

La ausencia de un diseño adecuado no solo afecta la calidad del tratamiento, sino que también incrementa la carga de trabajo sobre los fisioterapeutas. Como mencionó la fisioterapeuta Juliana Tamayo Bastidas en una conversación personal el 10 de marzo de 2024, "el trabajo manual intensivo puede resultar en una jornada agotadora para los profesionales médicos, afectando su bienestar y eficiencia" (Anexo 1). Por lo tanto, es importante desarrollar un diseño innovador que sirva como base para un prototipo que pueda ser utilizado en la rehabilitación del Síndrome del Túnel Carpiano, mejorando así la efectividad del tratamiento y aliviando la carga de trabajo sobre los fisioterapeutas.

### ***1.1.1 Formulación del problema***

Siendo el Síndrome del Túnel Carpiano una patología tan frecuentemente ¿Cómo un diseño de un dispositivo de apoyo puede facilitar la rehabilitación de pacientes con síndrome de túnel del carpiano en la ciudad de Pasto?

## **1.2 Justificación**

El desarrollo de un diseño para un dispositivo de apoyo en la rehabilitación de pacientes con Síndrome del Túnel Carpiano en la ciudad de Pasto surge de la necesidad de crear una base sólida sobre la cual otros investigadores y profesionales puedan construir. Actualmente, no existe un diseño óptimo en la región que pueda ser utilizado como referencia para la creación de un prototipo físico. Esta falta de herramientas específicas limita no solo el tratamiento efectivo de los pacientes, sino también el avance en la investigación y desarrollo de soluciones tecnológicas en el campo de la rehabilitación.

Este proyecto tiene como objetivo principal proporcionar un diseño detallado y funcional que sirva como punto de partida para futuras investigaciones y desarrollos. Al ofrecer un diseño accesible y bien fundamentado, se pretende que otros profesionales puedan estudiar sus características, adaptarlo a diferentes contextos y eventualmente materializarlo en un dispositivo físico. Esta aproximación colaborativa busca llenar el vacío existente en cuanto a soluciones prácticas para el tratamiento del Síndrome del Túnel Carpiano, y con el tiempo, se espera que este diseño evolucione para convertirse en una herramienta estándar utilizada por el personal médico.

La creación de este diseño no solo responde a una necesidad inmediata en la comunidad médica, sino que también contribuye a la generación de conocimiento en el área de la ingeniería biomédica. Al proporcionar un modelo que pueda ser replicado y mejorado, se fomenta el desarrollo de dispositivos que, en última instancia, mejorarán la calidad de vida de los pacientes y optimizarán el trabajo de los fisioterapeutas. Este proyecto se justifica, por lo tanto, en su capacidad de crear una base para la innovación continua en el tratamiento del Síndrome del Túnel Carpiano, facilitando el acceso a soluciones tecnológicas efectivas y asequibles

## **1.3 Objetivo**

### ***1.3.1 Objetivo general***

Diseñar el sistema mecánico de un dispositivo de apoyo para pacientes con diagnósticos de túnel carpiano, validando su funcionamiento mediante simulaciones asistidas por computadora.

### ***1.3.2 Objetivos específicos***

- Identificar los requerimientos funcionales de la rehabilitación, evaluando los movimientos utilizados en la terapia y la severidad del paciente con síndrome del túnel carpiano, para determinar los parámetros óptimos necesarios en el diseño del dispositivo.
- Diseñar un dispositivo mecánico de apoyo para pacientes con diagnósticos de túnel carpiano.
- Verificar el funcionamiento del dispositivo mediante simulaciones asistidas por computadora con la supervisión de un especialista del área, para asegurar que los movimientos de rehabilitación se realicen de manera efectiva y segura.

## **1.4 Marco referencial o fundamentos teóricos**

### ***1.4.1 Antecedentes***

Se realiza la búsqueda en scopus para relacionar nuestro trabajo de grado prototipo mecatrónico como apoyo en la rehabilitación de pacientes con síndrome de túnel carpiano con los diferentes artículos de la plataforma como lo muestra en la Tabla 1.

("mechanic robotic hand " OR ( "robotic hand therapy" ) OR ( "robotic hand \*therapy" OR "robotic \*hand \*therapy")

**Tabla 1**

*Artículos internacionales*

<b>Autor</b>	<b>Método</b>	<b>Aporte</b>	<b>Año</b>
<b>Mohammadi, A., Lavranos, J., Tan, Y., Choong. P., Octomo, D.</b>	La mano protésica puede realizar dos tipos de agarre: pellizco/trípode y potencia (cilíndrico y esférico), controlada por dos electrodos de electromiografía de superficie. Su eficacia se prueba agarrando objetos de diversas formas y tamaños	Diseñaron una prótesis de mano antropomórfica para niños, usando un diseño monolítico e impresión 3D con materiales blandos. El diseño monolítico ofrece ligereza y compacidad, ideal para pediatría, y la impresión 3D permite fabricar prótesis personalizadas de manera rentable en pequeños volúmenes	2020
<b>Rose, C.G., O'Malley, M.K.</b>	El exoesqueleto dócil, similar a un guante, es subactuado, con menos actuadores que grados de libertad, y permite realizar siete poses que cubren la mayoría de las actividades diarias.	Un exoesqueleto diseñado para mejorar la calidad de vida y la independencia, que además de servir como dispositivo de asistencia, tiene el potencial de ofrecer rehabilitación práctica centrada en tareas funcionales para personas con discapacidad.	2017
<b>Arana, RC, Mena, L., Montes, H., Cajo, R.</b>	El diseño del sistema de control de agarre para una prótesis de mano utiliza una pulsera Myo con ocho sensores mioeléctricos y una IMU, todos no invasivos y colocados alrededor del antebrazo.	Brindar movimientos a aquellas personas que no tienen dedos por malformaciones congénitas, considerando que los movimientos de sus muñecas son completos. Los movimientos de la muñeca se adquieren mediante la pulsera Myo, que dispone de comunicación inalámbrica	2018

Mohammadi, A., Lavranos, J., Tan, Y., Choong. P., Octomo, D.: Existen un diseño de prótesis de manos para niños es un desafío debido al espacio limitado para la electrónica y la necesidad de reducir el costo para atender el crecimiento constante de sus manos. En el artículo, se propuso un modelo antropomórfico mano prótesis para niños, usando diseño monolítico e impresión 3D de materiales blandos/compatibles. El uso de monolítico con estructura suave proporciona un diseño ligero y compacto requerido en pediatría mano prótesis El uso de la impresión 3D también permite la fabricación de productos personalizados fabricados en pequeños

volúmenes de una manera rentable, lo que es de interés en prótesis. mano para niños. La mano puede proporcionar dos tipos de agarre: pellizco/trípode y potencia (cilíndrico y esférico) y controlado mediante el uso de dos electrodos de electromiografía de superficie. La capacidad de la propuesta mano prótesis se demuestra agarrando objetos con diferentes formas y tamaños. (Actas de la Conferencia Internacional Anual de la Sociedad de Ingeniería en Medicina y Biología del IEEE, EMBS)

Rose, C.G., O'Malley, M.K.: Un exoesqueleto robótico ha sido diseñado como dispositivo de asistencia para mejorar la calidad de vida e independencia de personas con lesión de médula espinal (LME) a nivel cervical, y como herramienta terapéutica basada en tareas con una mano robótica en investigaciones. El diseño de este guante se desarrolló mediante un proceso iterativo y colaborativo, incorporando comentarios de los usuarios. Este exoesqueleto, similar a un guante, es dócil y subactuado, con menos actuadores que grados de libertad (DOF), lo que le permite realizar siete poses que cubren la mayoría de las actividades diarias (ADL). Además de su función de asistencia, tiene el potencial de proporcionar rehabilitación práctica centrada en tareas funcionales. Investigaciones futuras se enfocarán en su capacidad para mejorar la cantidad y calidad del uso autónomo de las extremidades superiores durante actividades cotidianas. (*International Symposium on Wearable Robotics and Rehabilitation, WeRob 2017*).

Arana, RC, Mena, L., Montes, H., Cajo, R.: El diseño de un sistema de control de movimiento de agarre para una mano robótica como prótesis se enfoca en un modelo de bajo costo. Este sistema tiene como objetivo proporcionar movimientos básicos de agarre a personas con malformaciones congénitas que no poseen dedos, pero cuyos movimientos de muñeca son completos. Los movimientos de la muñeca se capturan mediante la pulsera Myo, que utiliza comunicación inalámbrica. La pulsera Myo está equipada con ocho sensores mioeléctricos y una unidad de medición inercial (IMU), que son sensores no invasivos colocados alrededor del antebrazo. Los gestos captados por la pulsera son procesados por el sistema de control, que luego envía las órdenes a los pequeños actuadores eléctricos instalados en el prototipo de la mano protésica. (*La robótica transforma el futuro - Actas de la 21.a Conferencia Internacional sobre Robots Trepadores y Caminantes y Tecnologías de Soporte para Máquinas Móviles, 2018*).

**1.4.1.1 Antecedentes nivel nacional (Colombia).** En la Universidad Distrital se diseñó e implemento de un exoesqueleto de apoyo para rehabilitación del síndrome de túnel carpiano, que involucra dos de las terapias, la terapia eléctrica por Electroestimulación Neural Transcutánea y la terapia térmica de calor y frío por sus efectos terapéuticos y analgésicos, esto desde un enfoque electrónico

**1.4.1.2 Antecedentes nivel regional (Nariño).** A nivel regional, se busca impulsar la innovación en el campo de la electromedicina con el fin de posicionar a Nariño como un referente en proyectos de investigación y desarrollo tecnológico. En este contexto, la Universidad Mariana, a través de su programa de Ingeniería Mecatrónica, lidera dos proyectos destacados: uno es una mano robótica, que se enfoca únicamente en realizar movimientos de la mano y muñeca sin relación con la rehabilitación realizada por Jhonathan Ordoñez Romo (2024); el otro es un exoesqueleto mecatrónico para la mano, diseñado para facilitar funciones de agarre como el proyecto presentado por Daniel Hernando Araujo Moran, Karina Marcela Hidalgo Morillo y Ricardo Andrés Erazo Jossa (2022).

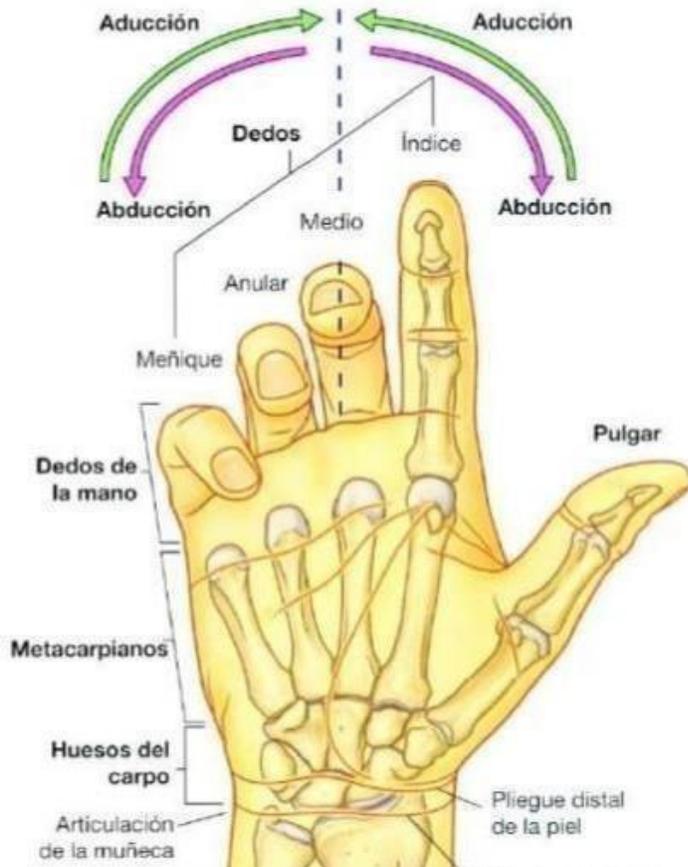
**1.4.1.3 Análisis de los estudios.** Los desarrollos en el área de prótesis y exoesqueletos se centran principalmente en mejorar los movimientos de agarre y asistencia funcional, sin un enfoque claro en la rehabilitación integral. Aunque existen avances tecnológicos significativos, como dispositivos de apoyo para realizar tareas cotidianas, aún falta un enfoque más específico en soluciones de rehabilitación que aborden las necesidades terapéuticas de los pacientes. A nivel regional, los proyectos se limitan a mejorar movimientos básicos sin incluir funciones de rehabilitación.

## ***1.4.2 Marco Teórico***

**1.4.2.1 Anatomía de la muñeca.** Es la región de la extremidad superior distal a la articulación de la muñeca subdivida en tres partes, como se observa en la figura 1

### Figura 1

#### Anatomía de la muñeca



Muñeca  
Metacarpo  
Dedos

**1.4.2.1.1 El carpo.** Es el conjunto de ocho huesos que forman el esqueleto de la muñeca (figura 2). se dispones en dos filas: proximal y distal

## **Figura 2**

### *Huesos del carpo*



**1.4.2.2 Síntomas del síndrome del túnel carpiano.** Al ser el síndrome del túnel carpiano una compresión de un nervio, los síntomas son de naturaleza neurológica. Incluyen entumecimiento, hormigueo, ardor, dolor y debilidad en la región invadida por las ramas terminales el nervio mediano en la palma de la mano. El nervio mediano se encarga de la sensibilidad y la actividad muscular de la cara anterior del pulgar, dedo índice y la mitad del dedo anular, por lo que los síntomas ocurren en estas áreas. Con los casos más significativos, puede aparecer la atrofia de los músculos de la yema del pulgar (llamado la eminencia tenar). La debilidad también puede afectar el agarre en pinza entre el pulgar y el dedo índice.

En la primera etapa del síndrome del túnel del carpo es sólo entumecimiento o adormecimiento en la noche y durante la primera hora después de despertar, esto evoluciona hacia la pérdida de la sensibilidad durante el día.

La afectación nerviosa incluye a los dedos pulgar, índice, medio y anular, ya que son inervados por ramas del nervio mediano, si sólo está afectado uno o dos de estos dedos no se puede hablar de síndrome del túnel carpiano, y la causa debe buscarse en otra parte.

En etapas avanzadas del síndrome del túnel del carpo, la irritación del nervio mediano causa dolor en la muñeca y el antebrazo.

Con el tiempo se vuelve difícil coger objetos, coser, cerrar el puño y hay un debilitamiento de los músculos de la mano, y de la eminencia tenar en particular. Es posible que la persona afectada tenga dificultad para dormir por la noche y se despierte con dolor y hormigueo.

**1.4.2.3 Tratamiento.** Como la inflamación de los tendones locales pueden contribuir a los síntomas del túnel carpiano, la reducción de la inflamación es un objetivo del tratamiento farmacológico. Además de los medicamentos, el uso de la terapia con hielo puede ayudar a reducir la inflamación local. Debido a la naturaleza neurológica del túnel carpiano, si el uso de hielo aumenta el dolor local y sensación de hormigueo, minimizar el tiempo de hielo de 10 minutos a 5 minutos.

Lo principal para el tratamiento de los síntomas es la limitación de actividades agravantes. Si escribir es el agravante principal, el uso de accesorios ergonómicos para escribir minimizará el estrés sobre el nervio. El uso de un cojín para el teclado mejora el ángulo de la muñeca. La sujeción entre el pulgar y el dedo índice puede llegar a ser débil, por lo que el uso de instrumentos de escritura con un diámetro mayor puede ser útil.

En los casos de dolor intenso y específicamente si los síntomas se producen por la noche, se recomienda el uso de la férula para la muñeca. La férula ayuda a mantener la muñeca en posición neutral, evitando la compresión del túnel.

El tratamiento fisioterapéutico para el síndrome del túnel del carpo puede incluir la electroterapia, el masaje del tejido blando, el ejercicio y los estiramientos. Los objetivos de la fisioterapia son mejorar la movilidad de los tejidos blandos, la flexibilidad el nervio para disminuir su atrapamiento y restaurar y estimular la fuerza muscular

### 1.4.2.3.1 Ejercicios recomendados para el túnel carpiano.

- Masaje de la muñeca: flexibilizar el ligamento transversal del carpo, musculatura delantebrazo y mano
- Ejercicio neuro dinámico recomendado para el Síndrome de túnel carpiano

**1.4.2.3.2 Tratamiento quirúrgico del síndrome del túnel carpiano.** La investigación ha indicado que el tratamiento conservador del túnel carpiano suele tener éxito en el tratamiento de síntomas leves y moderados. Sin embargo, en los casos con síntomas graves donde el tratamiento conservador ha fracasado, el tratamiento quirúrgico es la mejor opción.

Consiste en cortar el ligamento carpiano transversal (Figura 3) y se realiza bajo anestesia local, el tiempo para retomar las actividades diarias de antes está entre 15/20 días. Ejecutar una pequeña incisión en la palma de la mano que tendrá como resultado la formación de una pequeña cicatriz después de la operación. El beneficio puede ser inmediato o puede tardar varias semanas, dependiendo de la condición del paciente antes de ir al médico. (Frank H. Netther, *Atlas de anatomía humana*)

### Figura 3

*El síndrome del túnel carpiano y el ligamento transversal del carpo*



**1.4.2.4 Mecanismos para exoesqueleto de mano.** Mecanismo unido al segmento distal. Este dispositivo utiliza un mecanismo combinado de cables y de eslabones unido al segmento distal. Este dispositivo no permite el movimiento de abducción y aducción de los dedos trifalángicos el cual es indispensable en el movimiento de rehabilitación para los pacientes (Zurita, 2018).

Sistemas de guante traccionado por cable (Tendones). Este tipo de sistemas o mecanismos proponen un diseño sin articulaciones rígidas, es decir, sin la mano del usuario como soporte no pueden mantener una forma rígida. Normalmente es un guante de tela o caucho con soportes ubicados estratégicamente para guiar el movimiento de los cables. El accionamiento de los cables puede ser ejecutado por actuadores neumáticos, actuadores giratorios. (Serey Cambiaso, 2017).

La principal desventaja de este mecanismo es que, al ser un guante de tela, el movimiento generado por los cables no se transfiere de una manera ideal, es decir, la mano genera errores en los movimientos.

### ***1.4.3 Marco legal***

- Constitución política de Colombia resolución 1319 de 2010, Decreto 4725 de 2005 por el cual se reglamenta el régimen de registros sanitarios, permiso de comercialización y vigilancia sanitaria de los dispositivos médicos para uso humano, Decreto 3275 de 2009, en su parágrafo 2° del Artículo 1° señala, que le corresponde al ministerio de protección social establecer los requisitos que deben cumplir los dispositivos médicos sobre medida para su uso, prescripción, elaboración adaptación y comercialización
- Ley 9/79; por la cual se dictan medidas sanitarias. El título III habla de las disposiciones de la Salud Ocupacional y estas son aplicables a todo lugar y clase de trabajo.
- Resolución 2400/79; Ministerio de Trabajo, que establece el reglamento general de Seguridad e Higiene Industrial, mantener en correcta asepsia establecimientos, equipos y dispositivos médicos.
- Decreto 614/84; por el que se determinan las bases para la organización y administración de la Salud Ocupacional.
- Resolución 2013/86; reglamenta la organización y funcionamiento de los Comités de Medicina, Higiene y Seguridad Industrial.

- Ley 100/93, Decretos 1295/94, 1771/94, 1772/94; organizan el Sistema General de Riesgos Profesionales, a fin de fortalecer y promover las condiciones de trabajo y de salud de los trabajadores en los sitios donde laboran. El sistema aplica a todas las empresas y empleadores.
- Decretos 1831 y 1832/94; determinan las tablas de clasificación de actividades económicas y enfermedades profesionales.
- Resolución 1016/89; determina la obligatoriedad legal y ejecución permanente de los programas, reglamenta la organización funcionamiento y forma de los
- Programas de Salud Ocupacional que deben desarrollar los patronos.

## **1.5 Metodología**

### ***1.5.1 Línea de investigación***

Este trabajo de grado está articulado a la línea de investigación de diseño y desarrollo mecatrónico del grupo GRIM del programa de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Mariana debido a la naturaleza de esta investigación se enfoca al área de bioingeniería, puesto que aborda movimientos fisioterapéuticos realizado por un prototipo mecánico

### ***1.5.2 Tipo de investigación***

Este proyecto se centrará exclusivamente en el diseño del prototipo, el cual tiene un enfoque en el desarrollar un diseño detallado que sirva como base para la creación de un prototipo físico en el futuro, el cual otros investigadores o profesionales podrán estudiar, adaptar y eventualmente utilizar en el tratamiento del Síndrome del Túnel Carpiano.

### ***1.5.3 Hipótesis de la investigación***

**1.5.3.1. Hipótesis investigativa.** Si se desarrolla un diseño detallado y optimizado de un dispositivo de apoyo para la rehabilitación de pacientes con Síndrome del Túnel Carpiano, este diseño podrá servir como base para la creación de un prototipo físico, facilitando un tratamiento más efectivo y estandarizado de la enfermedad. De este modo, se mejorará la calidad de vida de

los pacientes y se proporcionará una herramienta útil para el personal médico en su práctica diaria.

**1.5.3.2 Hipótesis nula.** El desarrollo de un diseño para un dispositivo de apoyo en la rehabilitación de pacientes con Síndrome del Túnel Carpiano no tendrá un impacto significativo en la creación de un prototipo físico ni en la efectividad del tratamiento de la enfermedad, y no proporcionará una base útil para otros investigadores ni mejorará la calidad de vida de los pacientes o la práctica médica.

**1.5.3.3 Hipótesis Alternativas.** El diseño detallado para un dispositivo de apoyo en la rehabilitación de pacientes con Síndrome del Túnel Carpiano permitirá el desarrollo de un prototipo físico que mejorará la efectividad del tratamiento y facilitará la recuperación de los pacientes.

Un diseño optimizado del dispositivo de apoyo podrá ser adaptado y utilizado por otros investigadores y profesionales, lo que contribuirá a la creación de nuevas herramientas y métodos para el tratamiento del Síndrome del Túnel Carpiano.

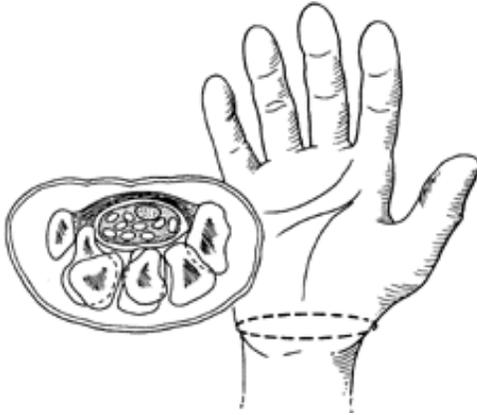
La implementación de un diseño específico para el dispositivo de apoyo en la rehabilitación del Síndrome del Túnel Carpiano reducirá la carga de trabajo de los fisioterapeutas al proporcionar una herramienta más efectiva y estandarizada para la terapia.

#### ***1.5.4 Descripción de la metodología***

**1.5.4.1 Fase 1: Identificación de Requerimientos Funcionales.** En esta fase, se procedió a identificar y analizar los movimientos más frecuentes utilizados en la rehabilitación de pacientes con síndrome de túnel carpiano. Este análisis se llevó a cabo mediante la revisión de literatura especializada y la consulta con profesionales en rehabilitación. Los movimientos identificados sirvieron como base para determinar los parámetros de diseño necesarios para el dispositivo de apoyo, con el objetivo de que los pacientes puedan realizar ejercicios terapéuticos de manera efectiva, para lo cual se comienza revisando la ubicación del Carpio como se ve en la figura 4

### Figura 4

Ubicación del túnel carpiano



Posterior la ubicación resaltamos los principales movimientos para esta rehabilitación de la mano como se ve en la figura 5 y figura 6 y del dedo pulgar como lo muestra la figura 7.

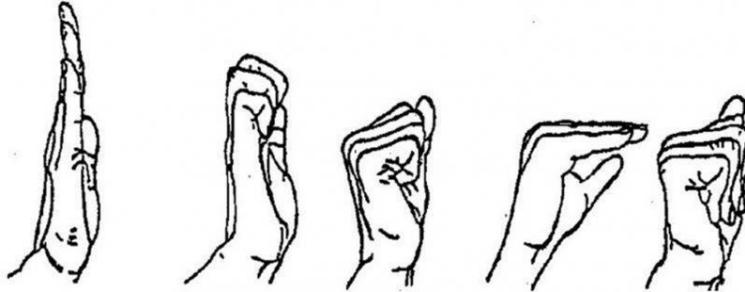
### Figura 5

Términos de movimientos de la mano (Anatomía clínica – Eduardo Pro-2016)



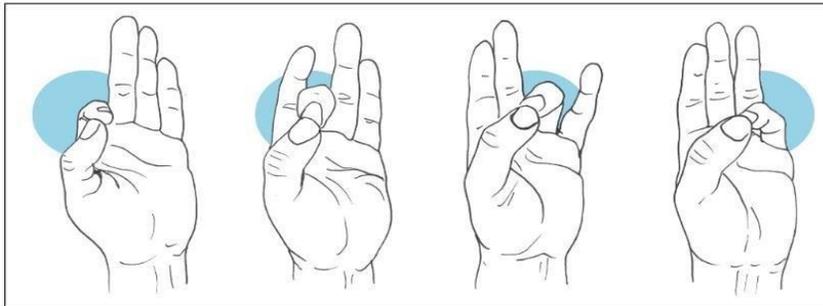
**Figura 6**

*Cierre de puño de muñeca suavemente, este movimiento se repite 5 veces durante la rehabilitación*



**Figura 7**

*Ejercicio de movimientos de pulgar*



**1.5.4.2 Fase 2: Diseño.** Una vez establecidos los movimientos fundamentales, se desarrolló el diseño del dispositivo en SolidWorks. El proceso incluyó los siguientes pasos:

**1.5.4.2.1 Desarrollo Inicial.**

**a. Camisa Falange y Soporte:** Se comenzó con el diseño de la camisa falange como muestras en la figura 8 y el soporte figura 9, asegurando que los pasadores figuran 10 para que se deslicen correctamente en estos componentes. Se realizó un balance detallado para garantizar que la articulación permita el impulso adecuado de los pasadores, logrando que la camisa falange se deslice suavemente en el soporte. Además, se diseñó un semianillo figura 15 que sirve como soporte para el dedo, proporcionando estabilidad y ajuste adecuado.

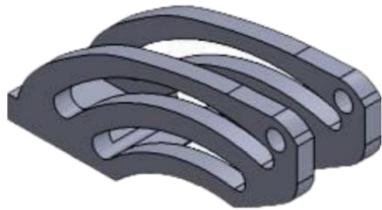
**Figura 8**

*Camisa falange*



**Figura 9**

*Camisa soporte*



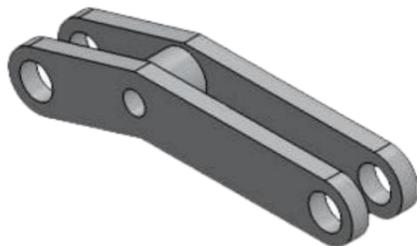
**Figura 10**

*Articulación*



**Figura 11**

*Balancín*



**Figura 12**

*Conector falangina*



**Figura 13**

*Pasador corto*



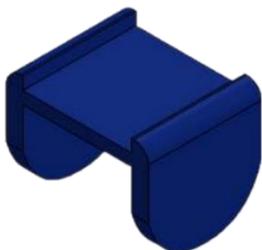
**Figura 14**

*Pasador Largo*



**Figura 15**

*Semianillo*



**b. Conectores:** los Conector Lineal figura 16 y Conector Falangina 12 se ubicaron dentro de la superficie de la camisa falange y el soporte, con sus respectivos pasadores, lo que permite que el movimiento del dispositivo se extienda y flexione. Este mecanismo es crucial para replicar los movimientos de extensión y flexión del dedo, fundamentales en la rehabilitación.

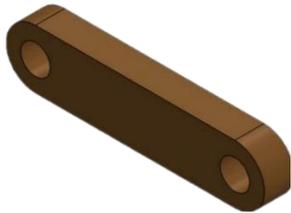
**Figura 16**

*Conector lineal*



**Figura 17**

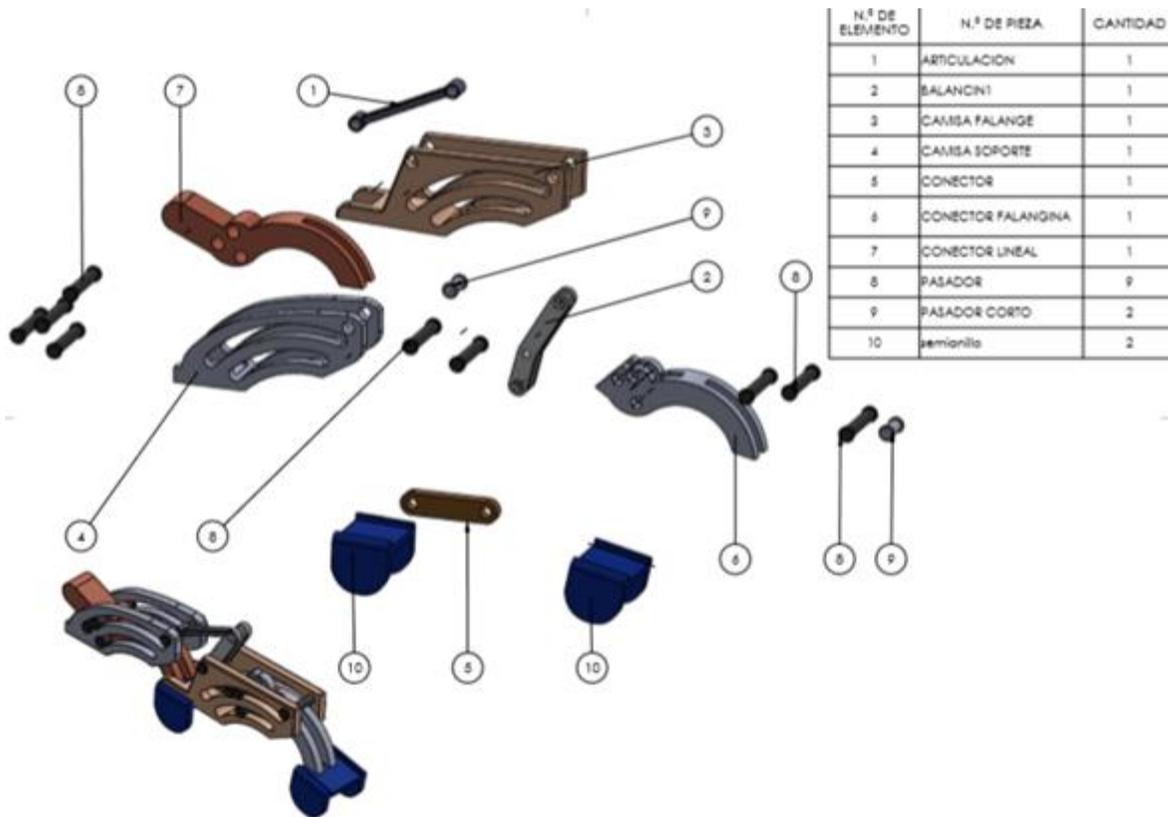
*Conector*



La figura 18 muestra el ensamble del dedo adicionando el conector (figura 17), la articulación (figura 10), pasador corto (figura 13), pasador largo (figura 14) y el balancín (figura 11) que son fundamentales para el movimiento del ensamble

**Figura 18**

*Vista explosionada dedo*

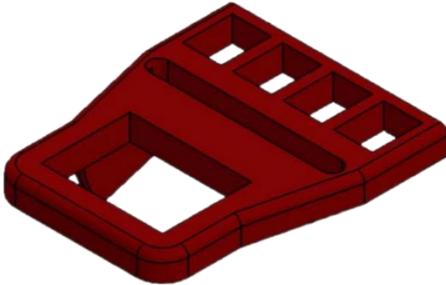


#### ***1.5.4.2.2 Elaboración de Piezas Complementarias.***

**a. Placa de la Mano:** Se diseñó una placa (figura 19) que soporta el dedo de manera completa, proporcionando una base firme para los movimientos terapéuticos. En este componente se colocó un motor lineal, el cual se utilizó para revisar la funcionalidad del diseño en conjunto con el motor lineal (figura 20) y se ve sus detalles en la Tabla 2.

**Figura 19**

*Placa de mano*



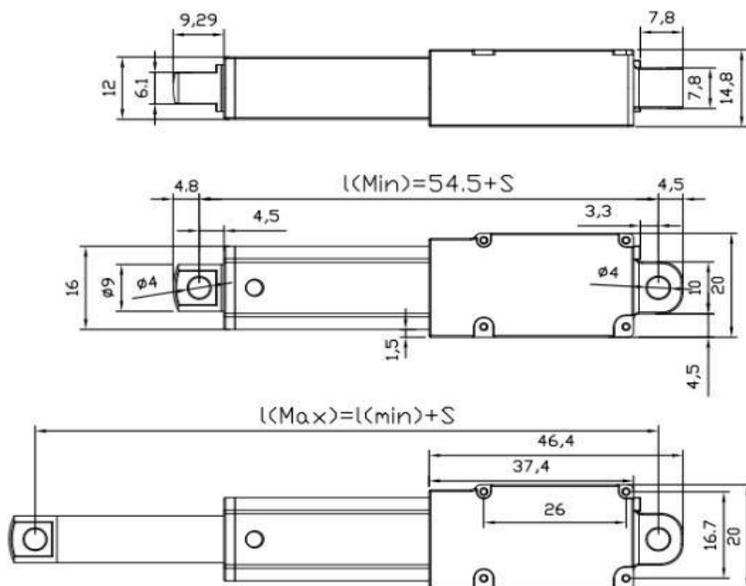
**Figura 20**

*Actuador lineal LA-T8*



**Figura 21**

*Planos de Actuador lineal LA-T8*



$L_{min}$  = longitud retraída

$L_{min}$  = estándar 54,5 mm + carrera

$L_{min}$  significa la longitud cuando el actuador lineal se retrae completamente al 100%, mientras tanto, tocará el interruptor limitador de la cola y se detendrá automáticamente, lo que es muy seguro.

$L_{max}$  = Longitud máxima extendida

Estándar  $L_{max}$  =  $L_{min}$  + Carrera = 54,5 mm + 2" Carrera

$L_{max}$  significa la longitud cuando el actuador lineal se extiende al 100% por completo, mientras tanto, tocará el interruptor limitado del cabezal y se detendrá automáticamente, lo que es muy seguro.

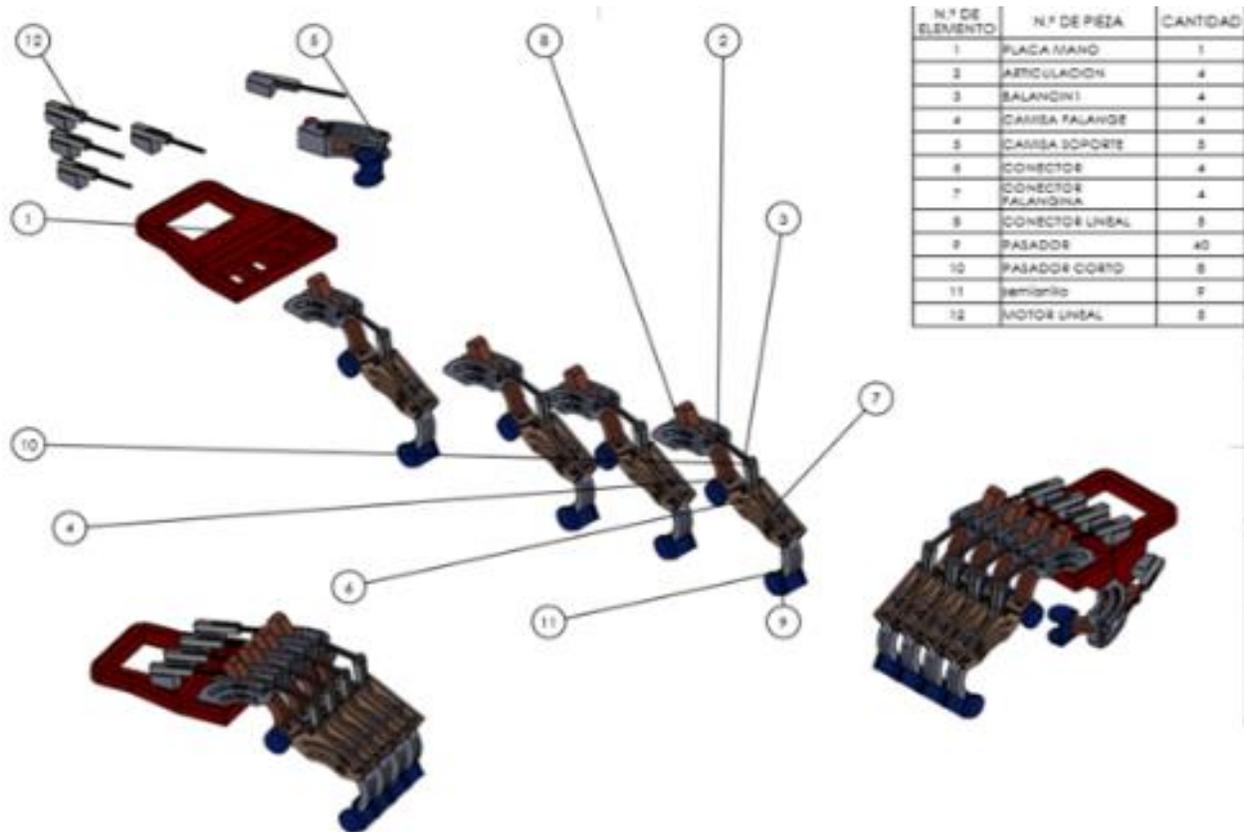
## **Tabla 2**

### *Datos Actuador lineal LA-T8*

<b>Nombre</b>	Actuador lineal eléctrico, motor lineal, motor de ventana, actuador lineal CC
<b>Tipo</b>	LA-T8
<b>Aporte</b>	6 V CC 12 V o 24 V
<b>Interruptor limitado</b>	Si
<b>Ciclo de trabajo</b>	10%
<b>Material de la casa</b>	el plastico
<b>Material del tubo interior</b>	Aleación de aluminio
<b>Opción de longitud de trazo</b>	10,17,5,21,25,30,50,75,100,125,150,175,200.225.250.275.300 mm y carrera personalizada
<b>Comentario</b>	Opciones de potenciómetro y sensor Hall
<b>Nivel de ruido</b>	≤55dB
<b>Opción de color</b>	negro
<b>Clase IP máxima</b>	IP54
<b>Certificado</b>	CE, RoHS y UL

**Figura 22**

Vista explosionada Mano completa



**1.5.4.2.3 Materiales.** Para el análisis de deformación y esfuerzo en el diseño del dispositivo, se han seleccionado materiales específicos en función de sus propiedades mecánicas. El titanio ha sido elegido para las piezas estructurales debido a su excelente relación entre resistencia y peso, además de su baja propensión a la corrosión y oxidación, lo que garantiza una mayor durabilidad y fiabilidad del dispositivo.

Sin embargo, para abordar posibles inconvenientes relacionados con el contacto directo con la piel, como el riesgo de lesiones o incomodidad, se ha decidido recubrir las partes internas del dispositivo con TPU (poliuretano termoplástico). Este material ofrece una superficie suave y flexible que minimiza el riesgo de daño a la piel, mejorando así la comodidad para el usuario. Además, el TPU proporciona una buena resistencia al desgaste y a la abrasión, asegurando que el dispositivo mantenga su funcionalidad y apariencia a lo largo del tiempo.

La combinación de titanio para las partes estructurales y TPU para el recubrimiento interno busca optimizar tanto la robustez del dispositivo como la comodidad del usuario, garantizando un rendimiento eficiente y una experiencia de uso satisfactoria.

Para información detallada sobre las propiedades del Titanio y del TPU, consulte la figura 23 y la figura 24, respectivamente.

## Figura 23

### Características Titanio

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	4.50 g/cc	0.163 lb/in <sup>3</sup>	
Chemical Properties	Metric	English	Comments
Atomic Mass	47.867	47.867	1995
Atomic Number	22	22	
Thermal Neutron Cross Section	5.6 barns/atom	5.6 barns/atom	
X-ray Absorption Edge	2.497 Å	2.497 Å	K
	23.389 Å	23.389 Å	L <sub>I</sub>
	26.831 Å	26.831 Å	L <sub>II</sub>
	27.184 Å	27.184 Å	L <sub>III</sub>
Electrode Potential	0.20 V	0.20 V	
Electronegativity	1.54	1.54	Pauling
Ionic Radius	0.580 Å	0.580 Å	Crystal Ionic Radius for Valence +4
	0.760 Å	0.760 Å	Crystal Ionic Radius for Valence +3
	0.940 Å	0.940 Å	Crystal Ionic Radius for Valence +2
	0.960 Å	0.960 Å	Crystal Ionic Radius for Valence +1
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Brinell	70	70	electrolytic Ti
Hardness, Vickers	60	60	
Tensile Strength, Ultimate	220 MPa	31900 psi	
Tensile Strength, Yield	140 MPa	20300 psi	
Elongation at Break	54 %	54 %	
Modulus of Elasticity	110 GPa	16000 ksi	
Poissons Ratio	0.34	0.34	
Shear Modulus	43.0 GPa	6240 ksi	calculated

## Figura 24

### Características TPU

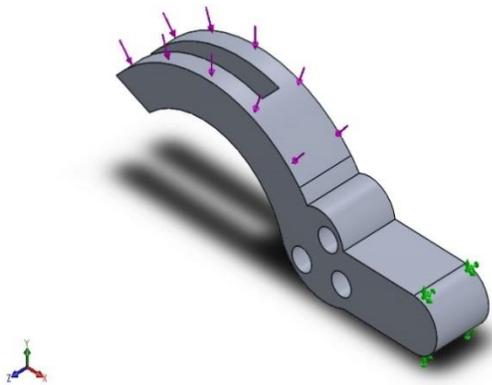
Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	1.09 g/cc	0.0394 lb/in <sup>3</sup>	ISO 1183
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Shore A	85	85	DIN ISO 7619-1
Film Elongation at Break, MD	720 %	720 %	200 mm/min; DIN 53504
Tear Strength	45.0 kN/m	257 pli	Parallel; DIN ISO 34
Abrasion	30	30	[mm <sup>3</sup> ]; DIN ISO 4649
Compression Set	22 % @Temperature 23.0 °C; Time 250000 sec	22 % @Temperature 73.4 °F; Time 72.0 hour	DIN ISO 815-1
	30 % @Temperature 70.0 °C; Time 90400 sec	30 % @Temperature 158 °F; Time 24.0 hour	DIN ISO 815-1
	45 % @Temperature 100 °C; Time 80400 sec	45 % @Temperature 212 °F; Time 24.0 hour	DIN ISO 815-1
Film Tensile Strength at Break, MD	35.0 MPa	5080 psi	200 mm/min; DIN 53504
Processing Properties	Metric	English	Comments
Melt Temperature	190 - 235 °C	374 - 455 °F	
Mold Temperature	20.0 - 50.0 °C	68.0 - 122 °F	
Drying Temperature	<= 110 °C	<= 230 °F	
Dry Time	1.00 - 3.00 hour	1.00 - 3.00 hour	
Moisture Content	<= 0.050 %	<= 0.050 %	

Teniendo en cuenta los detalles de los materiales, se llevan a cabo las siguientes pruebas de esfuerzo y deformación. Se han preparado tres muestras específicas para la demostración de estos análisis.

En la figura 25 se representan las fuerzas de deformación mediante flechas moradas y el soporte con flechas verdes. En la figura 26 se muestra la malla que selecciona todos los componentes, incluidas las caras, aristas y vértices. Esta malla permite visualizar la deformación, cuyos detalles se presentan en las tablas 3, 4 y 5.

### **Figura 25**

*Esfuerzo y deformacion Conector Lineal*



### **Propiedades**

<b>Nombre:</b>	Titanio puro (Ti-55) UNS R50550
<b>Tipo de modelo:</b>	Isotrópico elástico lineal
<b>Criterio de error predeterminado:</b>	Tensión de von Mises máx.
<b>Límite elástico:</b>	2,75742e+07 N/m <sup>2</sup>
<b>Límite de tracción:</b>	6,89356e+07 N/m <sup>2</sup>
<b>Módulo elástico:</b>	6,9e+10 N/m <sup>2</sup>
<b>Coefficiente de Poisson:</b>	0,33
<b>Densidad:</b>	2.700 kg/m <sup>3</sup>
<b>Módulo cortante:</b>	2,7e+10 N/m <sup>2</sup>
<b>Coefficiente de dilatación térmica:</b>	2,4e-05 /Kelvin

**Propiedades volumétricas**

Masa: 0,00870162 kg

Volumen: 3,22282e-06 m<sup>3</sup>

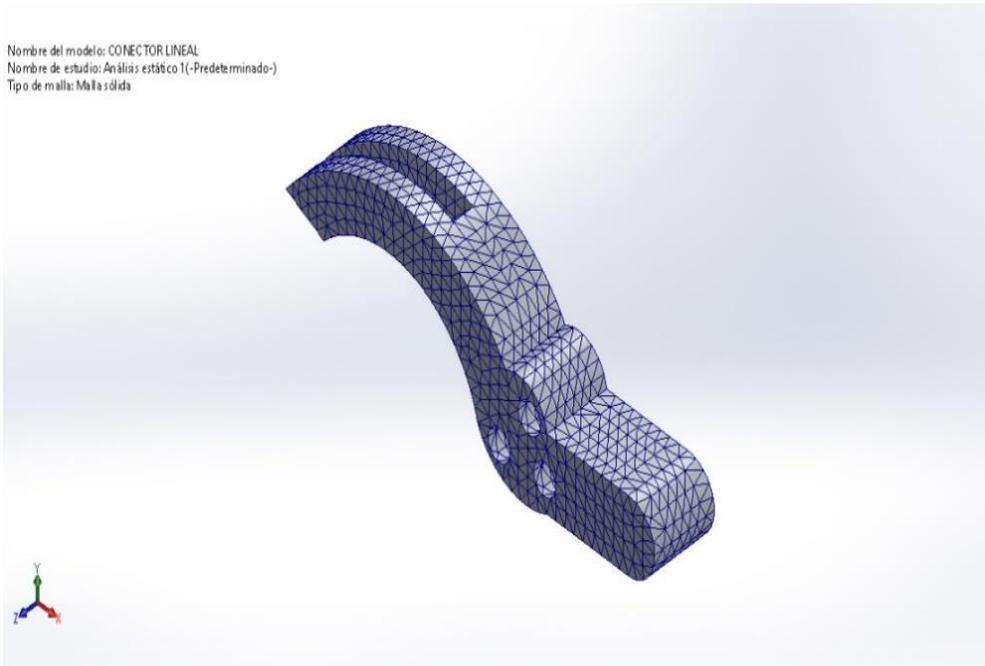
Densidad: 2.700 kg/m<sup>3</sup>

Peso: 0,0852758 N

**Figura 26**

*Información de malla*

Nombre del modelo: CONECTOR LINEAL  
Nombre de estudio: Análisis estático 1(-Predeterminado-)  
Tipo de malla: Malla sólida

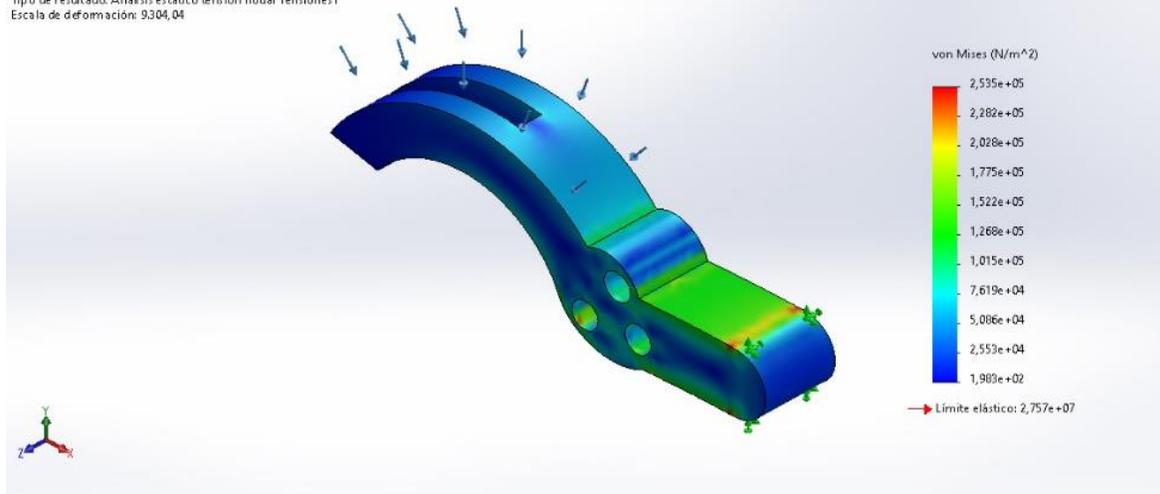


**Tabla 3**

*Conector Lineal-Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1*

Nombre	Mín.	Máx.
Tensiones1	1,983e+02N/m <sup>2</sup>	2,535e+05N/m <sup>2</sup>

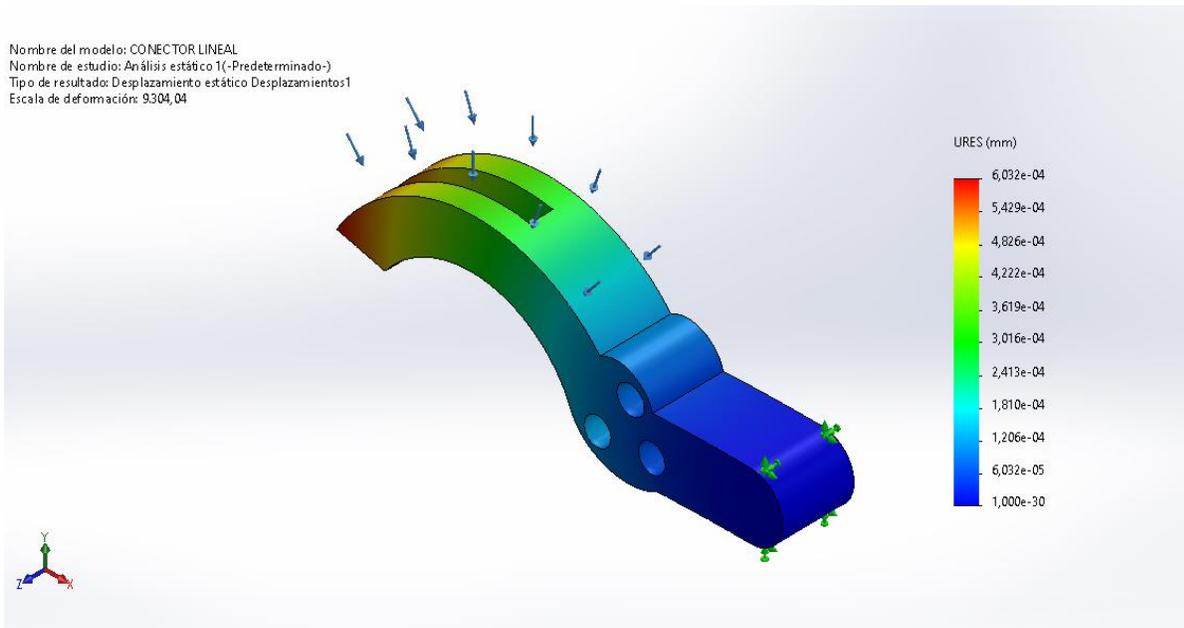
Nombre del modelo: CONECTOR LINEAL  
Nombre de estudio: Análisis estático 1 (-Predeterminado-)  
Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal Tensiones1  
Escala de deformación: 9304,04



**Tabla 4**

*Conector Lineal-Análisis estático 1-Desplazamientos-Desplazamientos1*

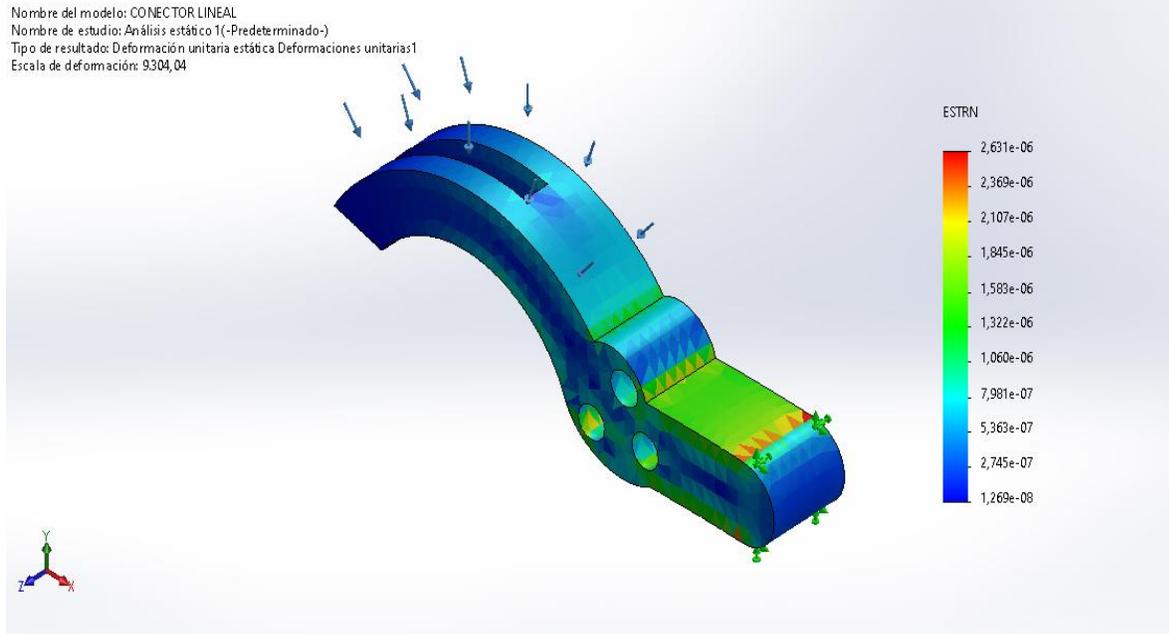
Nombre	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	0,000e+00mm	6,032e-04mm



**Tabla 5**

*Conector Lineal-análisis estático 1 - Deformaciones unitarias - Deformaciones unitarias1*

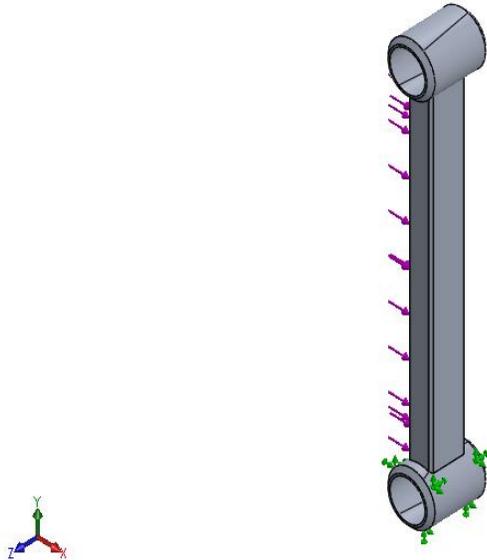
Nombre	Mín.	Máy.
Deformaciones unitarias1	1,269e-08	2,631e-06



En la figura 27 se representan las fuerzas de deformación mediante flechas moradas y el soporte con flechas verdes se escoge esta figura ya que es una de las piezas principales para el movimiento del dispositivo. En la figura 28 se muestra la malla que selecciona todos los componentes, incluidas las caras, aristas y vértices. Esta malla permite visualizar la deformación, cuyos detalles se presentan en las tablas 8, 9 y 10

## Figura 27

### Esfuerzo y deformacion Articulacion



### Propiedades

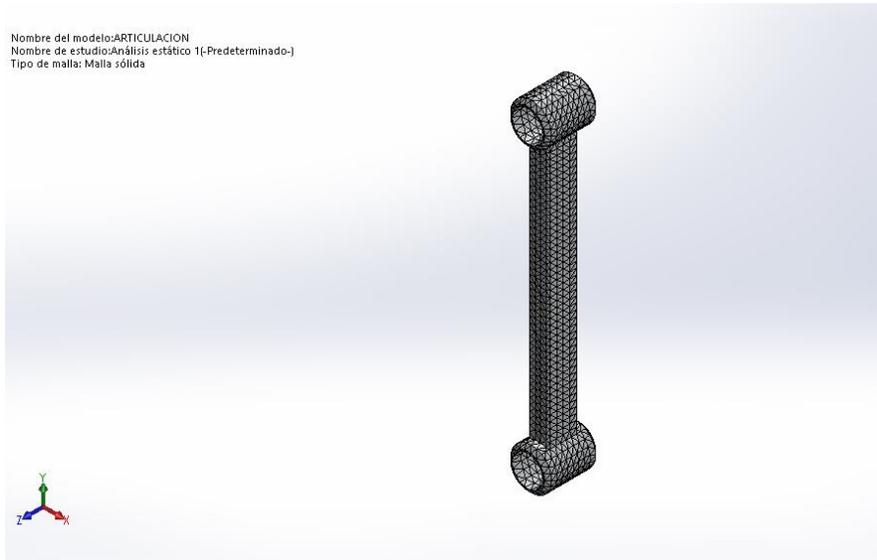
<b>Nombre:</b>	Titanio puro (Ti-55) UNS R50550
<b>Tipo de modelo:</b>	Isotrópico elástico lineal
<b>Criterio de error predeterminado:</b>	Tensión de von Mises máx.
<b>Límite elástico:</b>	2.75742e+007 N/m <sup>2</sup>
<b>Límite de tracción:</b>	6.89356e+007 N/m <sup>2</sup>
<b>Módulo elástico:</b>	6.9e+010 N/m <sup>2</sup>
<b>Coefficiente de Poisson:</b>	0.33
<b>Densidad:</b>	2700 kg/m <sup>3</sup>
<b>Módulo cortante:</b>	2.7e+010 N/m <sup>2</sup>
<b>Coefficiente de dilatación térmica:</b>	2.4e-005 /Kelvin

### Propiedades volumétricas

Masa:	0.000542924 kg
Volumen:	2.01083e-007 m <sup>3</sup>
Densidad:	2700 kg/m <sup>3</sup>
Peso:	0.00532065 N

**Figura 28**

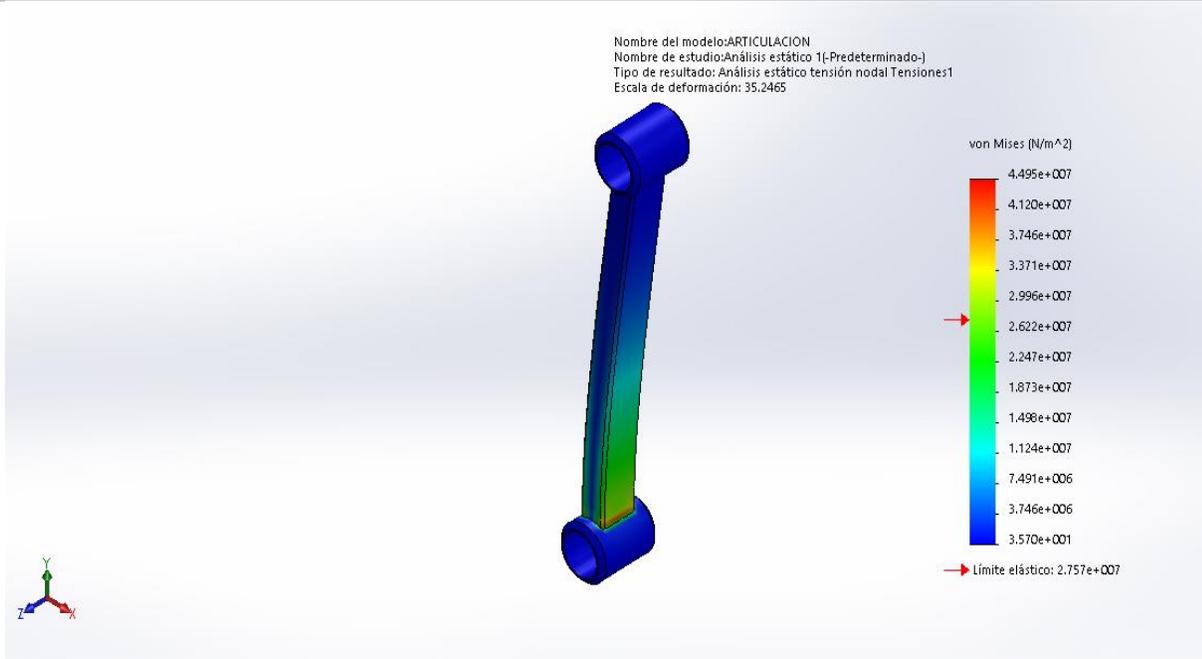
*Malla Articulacion*



**Tabla 6**

*Articulacion-Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones 1*

Nombre	Mín.	Máx.
Tensiones1	35.6986 N/m <sup>2</sup>	4.49473e+007 N/m <sup>2</sup>

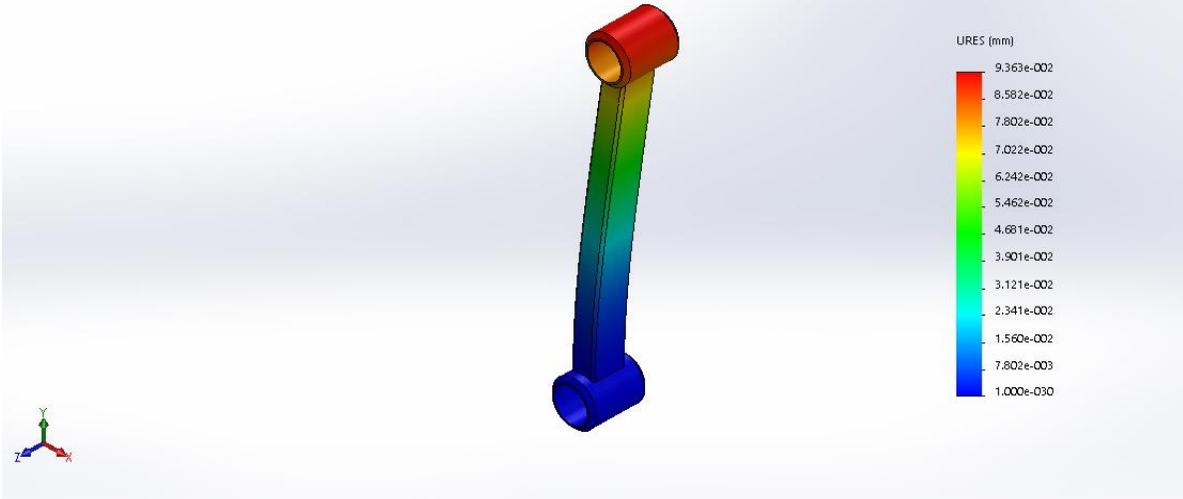


**Tabla 7**

*Articulacion-Análisis estático 1-Desplazamientos-Desplazamientos1*

Nombre	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	0 mm	0.0936263 mm

Nombre del modelo:ARTICULACION  
 Nombre de estudio:Análisis estático 1(-Predeterminado-)  
 Tipo de resultado: Desplazamiento estático Desplazamientos1  
 Escala de deformación: 35.2465

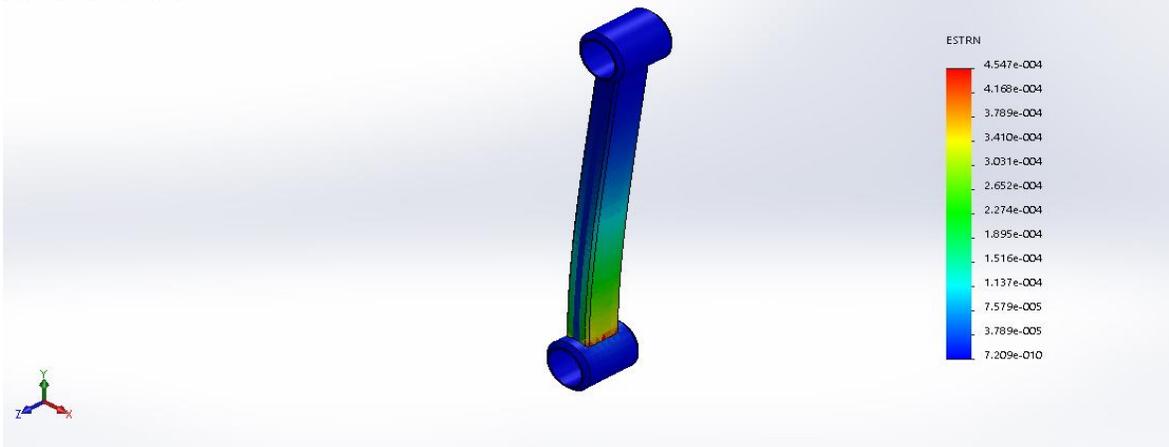


**Tabla 8**

*Articulacion-Análisis estático 1-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1*

Nombre	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	7.20871e-010	0.000454713

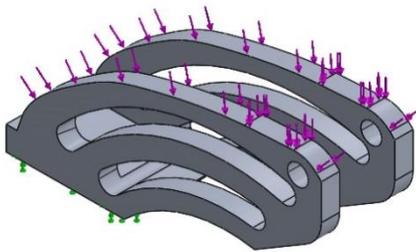
Nombre del modelo:ARTICULACION  
 Nombre de estudio:Análisis estático 1(-Predeterminado-)  
 Tipo de resultado: Deformación unitaria estática Deformaciones unitarias1  
 Escala de deformación: 35.2465



En la figura 29 se representan las fuerzas de deformación con flechas moradas y el soporte con flechas verdes. Esta figura corresponde a una parte del soporte del dedo, por lo que es fundamental comprobar su resistencia. En la figura 28 se muestra la malla que selecciona todos los componentes, incluyendo caras, aristas y vértices. Esta malla permite visualizar la deformación, cuyos detalles se encuentran en las tablas 9, 10 y 11.

### Figura 29

*Esfuerzo y deformacion camisa soporte*



### Propiedades

<b>Nombre:</b>	Titanio puro (Ti-55) UNS R50550
<b>Tipo de modelo:</b>	Isotrópico elástico lineal
<b>Criterio de error predeterminado:</b>	Tensión de von Mises máx.
<b>Límite elástico:</b>	2.75742e+007 N/m <sup>2</sup>
<b>Límite de tracción:</b>	6.89356e+007 N/m <sup>2</sup>
<b>Módulo elástico:</b>	6.9e+010 N/m <sup>2</sup>
<b>Coefficiente de Poisson:</b>	0.33
<b>Densidad:</b>	2700 kg/m <sup>3</sup>
<b>Módulo cortante:</b>	2.7e+010 N/m <sup>2</sup>
<b>Coefficiente de dilatación térmica:</b>	2.4e-005 /Kelvin

**Propiedades volumétricas**

Masa: 0.00959136 kg

Volumen: 3.55235e-006 m<sup>3</sup>

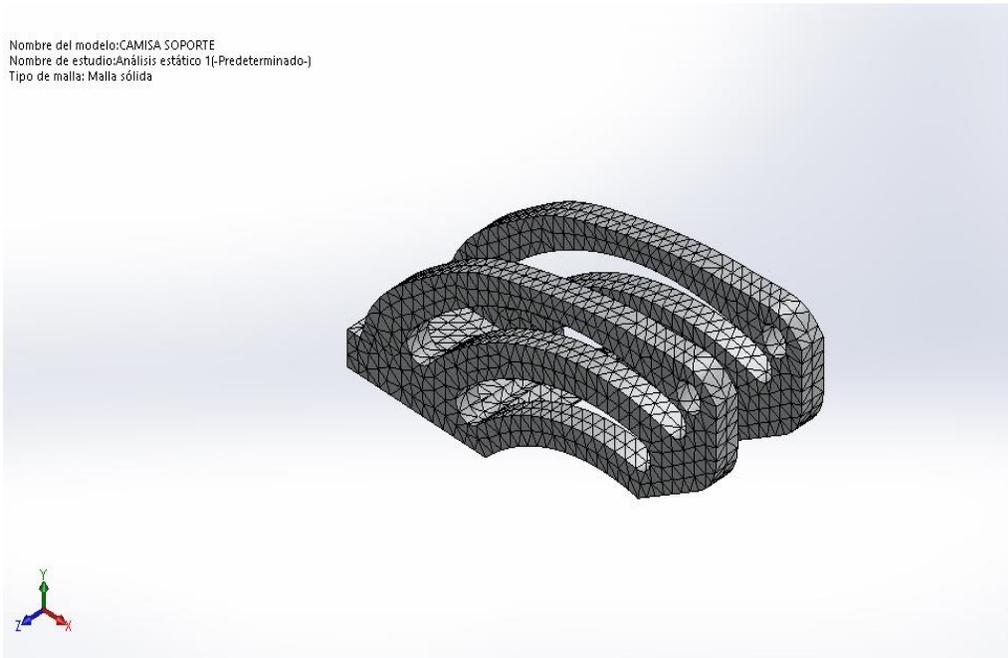
Densidad: 2700 kg/m<sup>3</sup>

Peso: 0.0939953 N

**Figura 30**

*Malla camisa soporte*

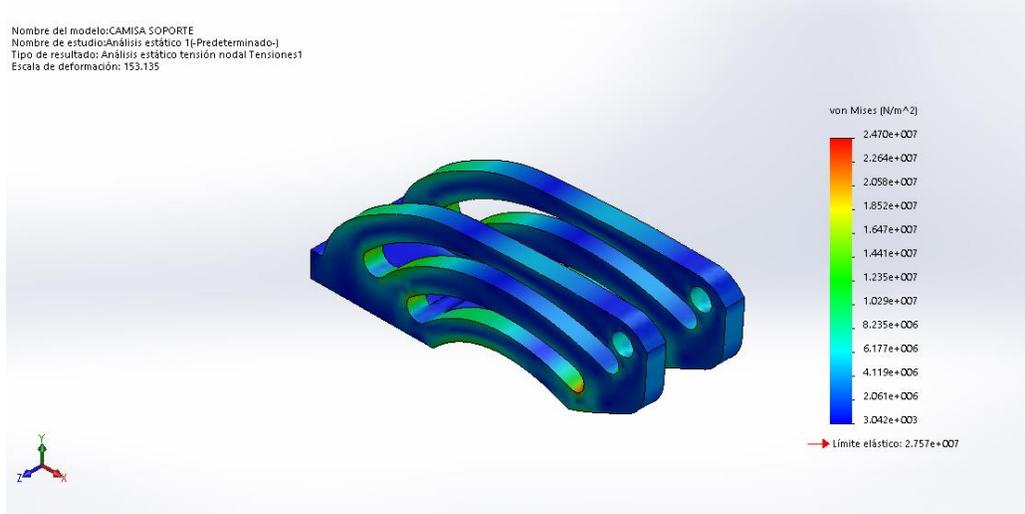
Nombre del modelo: CAMISA SOPORTE  
Nombre de estudio: Análisis estático 1-(Predeterminado-)  
Tipo de malla: Malla sólida



**Tabla 9**

*Camisa Soporte-Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1*

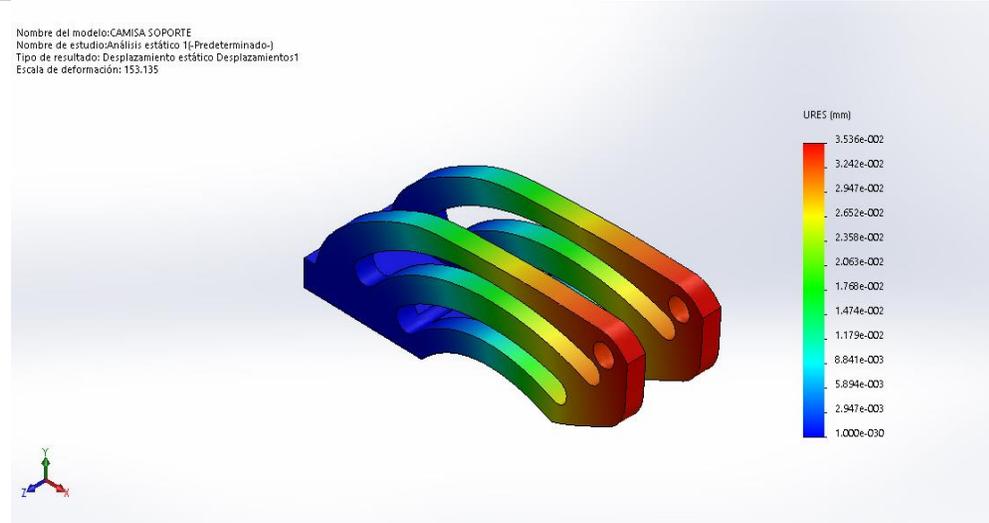
Nombre	Mín.	Máx.
Tensiones1	3041.91 N/m <sup>2</sup>	2.46985e+007 N/m <sup>2</sup>



**Tabla 10**

*Camisa Soporte-Análisis estático 1-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1*

Nombre	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	0 mm	0.0353644 mm

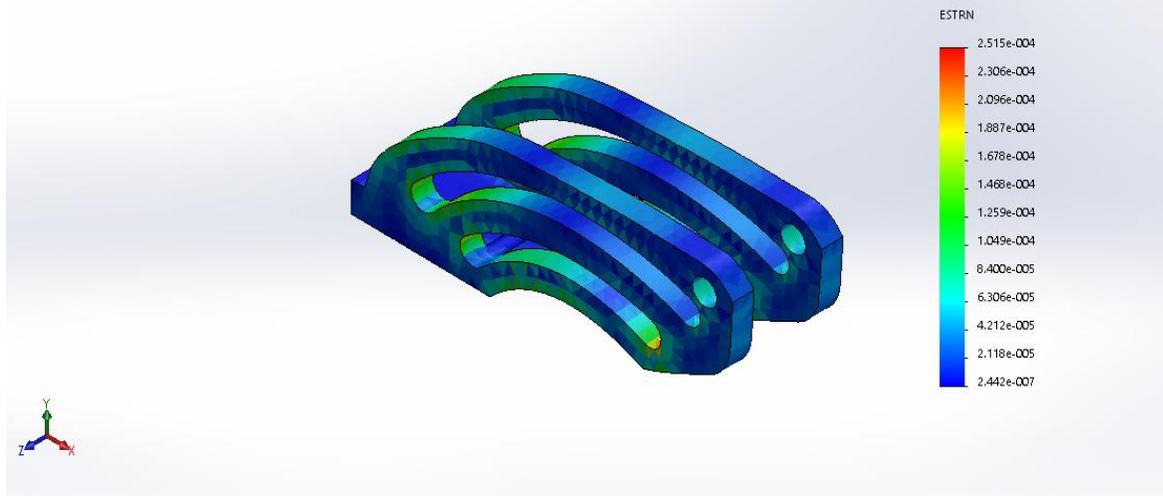


**Tabla 11**

*Camisa Soporte- Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1*

Nombre	Mín.	Máy.
Deformaciones unitarias1	2.44234e-007	0.000251525

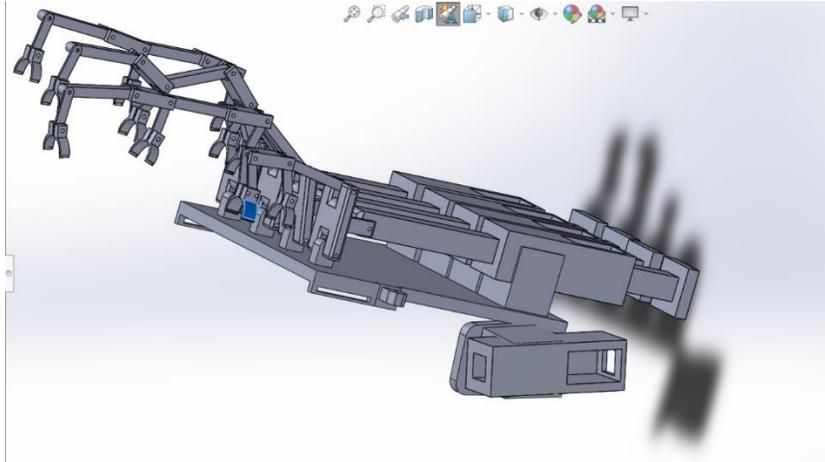
Nombre del modelo: CAMISA SOPORTE  
 Nombre de estudio: Análisis estático 1-(Predeterminado-)  
 Tipo de resultado: Deformación unitaria estática Deformaciones unitarias1  
 Escala de deformación: 153.135



**1.5.4.2.4 Optimización del Diseño.** Durante el proceso de diseño, se realizaron múltiples iteraciones comenzando con el primer diseño como se ve en la figura 31, sustituyendo y ajustando piezas hasta lograr un diseño compuesto por 12 piezas como lo muestra la figura 32 que cumplen con los requerimientos funcionales identificados en la fase anterior.

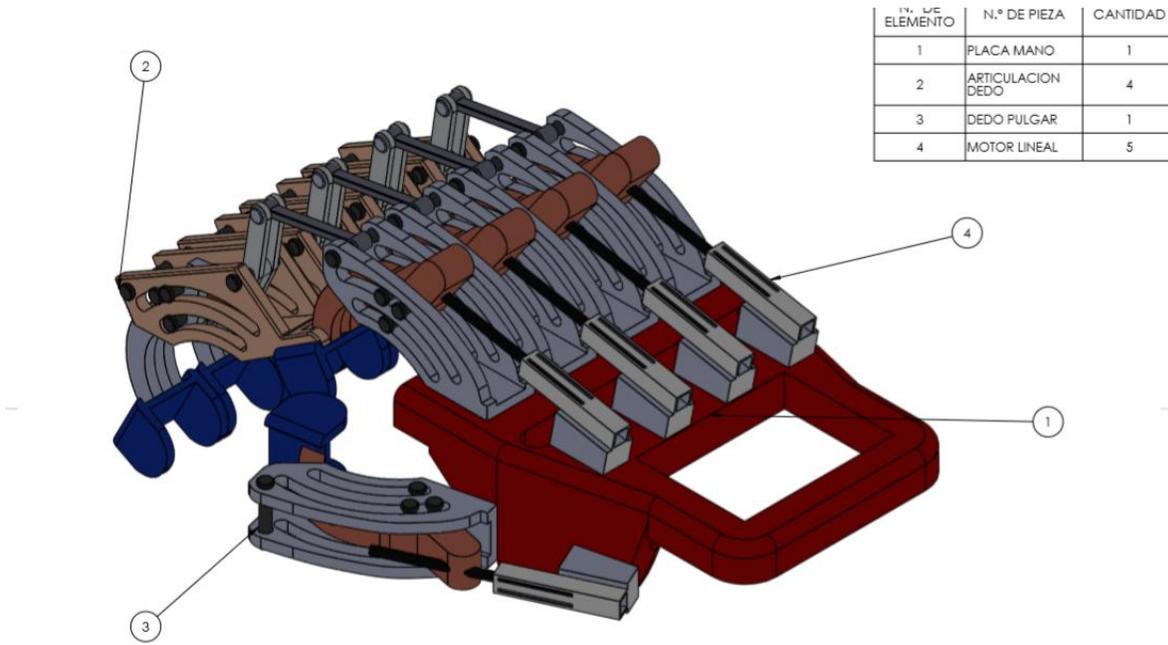
**Figura 31**

*Diseño inicial*



**Figura 32**

*Diseño final*



**1.5.4.2.5 Análisis de diseño.** Inicialmente, se planeó utilizar acero, pero debido a su tendencia a oxidarse, se decidió optar por Titanio. El diseño de los conectores que unían cada pieza, junto con los semianillos, podía causar incomodidad o incluso lastimar los dedos del paciente. Además, no ofrecían el movimiento deseado debido a la falta de flexibilidad y resistencia, lo que provocaba restricciones. Por esta razón, se analizó el primer diseño, como se muestra en la figura

29, lo que permitió mejorarlo y llegar al diseño final presentado en la figura 30, que es más seguro, realista y cómodo.

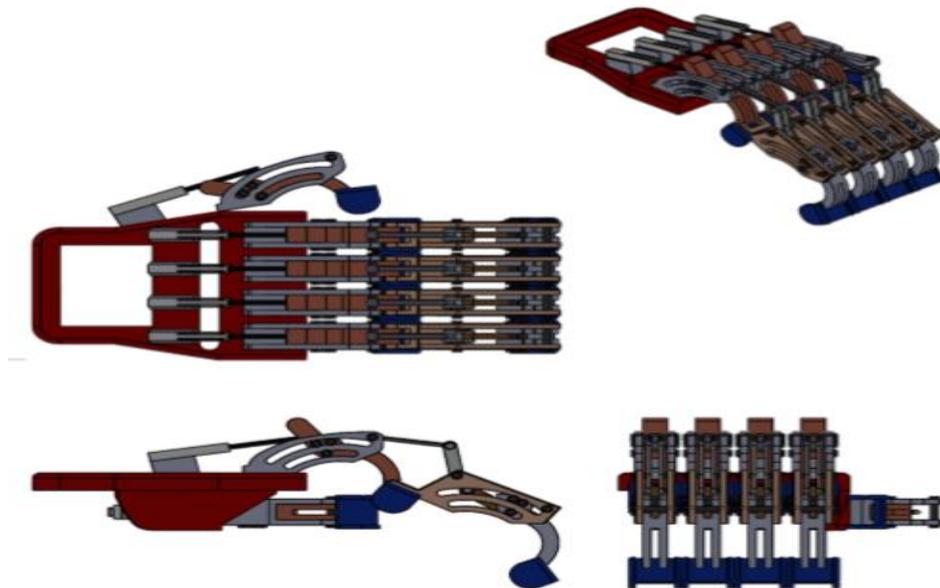
**1.5.4.2.6 Finalización del Diseño.** El diseño final fue visualizado y presentado utilizando el software de modelado 3D Solid Works, proporcionando una representación clara y detallada de cada componente y su interacción dentro del dispositivo como se ve en la figura 33, se debe tener en cuenta que el diseño se basó en las medidas promedio de una mano adulta, que son las siguientes:

**a. Longitud de la mano** (desde la base de la muñeca hasta la punta del dedo medio): aproximadamente 18-20 cm.

**b. Ancho de la mano** (a nivel de los nudillos): alrededor de 8-10 cm.

**Figura 33**

*Vista Mano completa*



**1.5.4.3 Fase 3: Simulación del Prototipo.** En esta fase, se utilizó SolidWorks para realizar las simulaciones del dispositivo, con el objetivo de evaluar su funcionamiento en condiciones virtuales. El diseño fue sometido a diversas pruebas simuladas para asegurar que cumpliera con los parámetros definidos en las etapas previas.

Una vez completadas las simulaciones, se presentó el diseño junto con los resultados obtenidos a un especialista en el área para su revisión y validación. El especialista proporcionó feedback y recomendaciones para posibles ajustes en el diseño.

Posteriormente, se implementaron las modificaciones necesarias en el dispositivo, basadas en las sugerencias del especialista y los hallazgos de las simulaciones. Esta fase garantizó que el dispositivo fuera seguro y efectivo para su uso en la rehabilitación de pacientes con síndrome de túnel carpiano.

Tanto la carta de validación emitida por el especialista como los detalles de las simulaciones realizadas fueron anexados al documento, proporcionando evidencia del proceso de validación y asegurando la reproducibilidad del estudio.

En la figura 34 se muestra cómo la gravedad actúa para evitar que el diseño se caiga, colocando un soporte en la parte inferior de la placa de mano. Posteriormente, en la figura 35 se coloca el motor lineal para observar su desplazamiento, representado con una flecha roja sobre el conector lineal. Finalmente, en las figuras 36, 37 y 38 se muestran las diferentes posiciones del diseño

Figura 34

Animación posición inicial del movimiento con gravedad

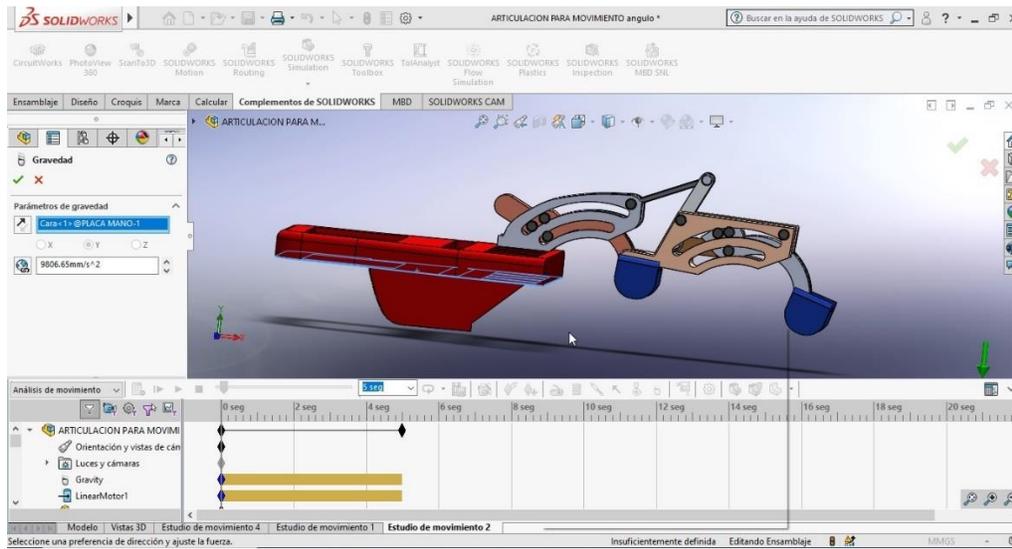


Figura 35

Animación aplicando motor lineal

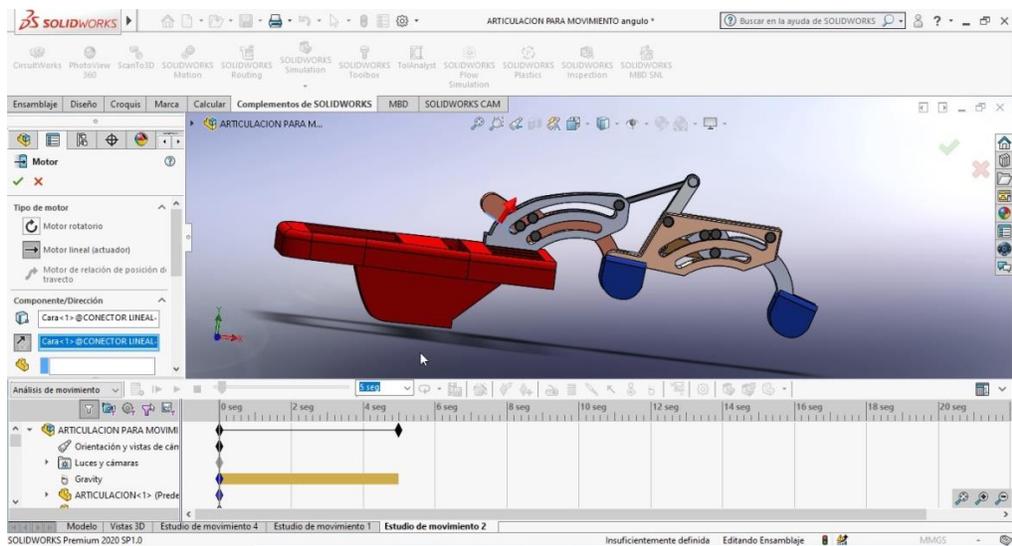


Figura 36

Animación posición inicial

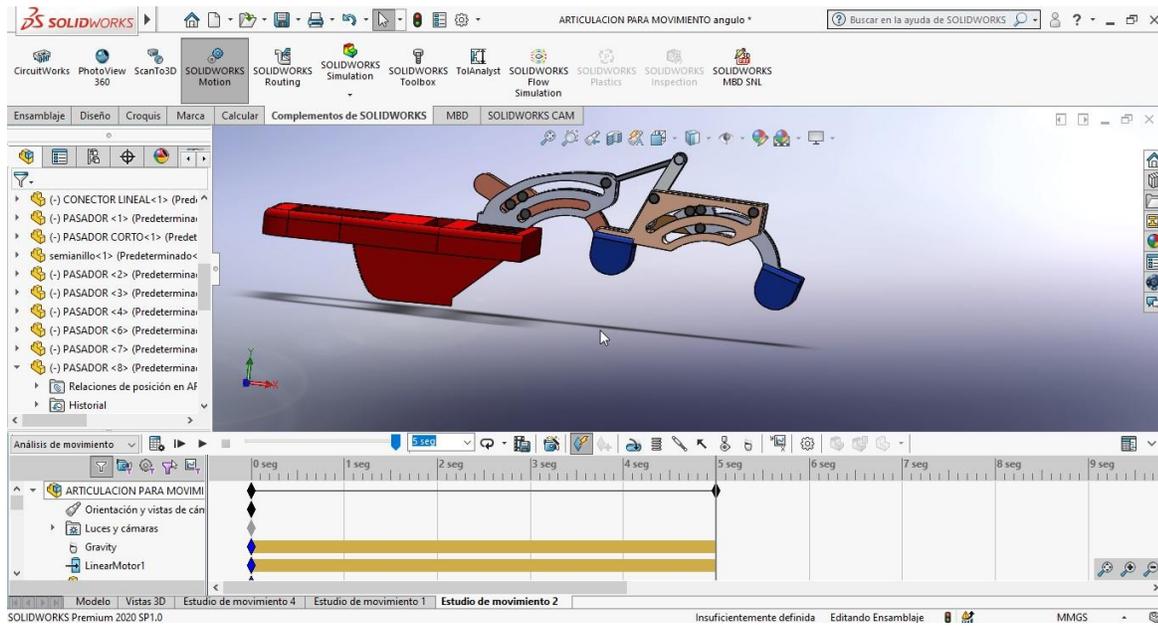
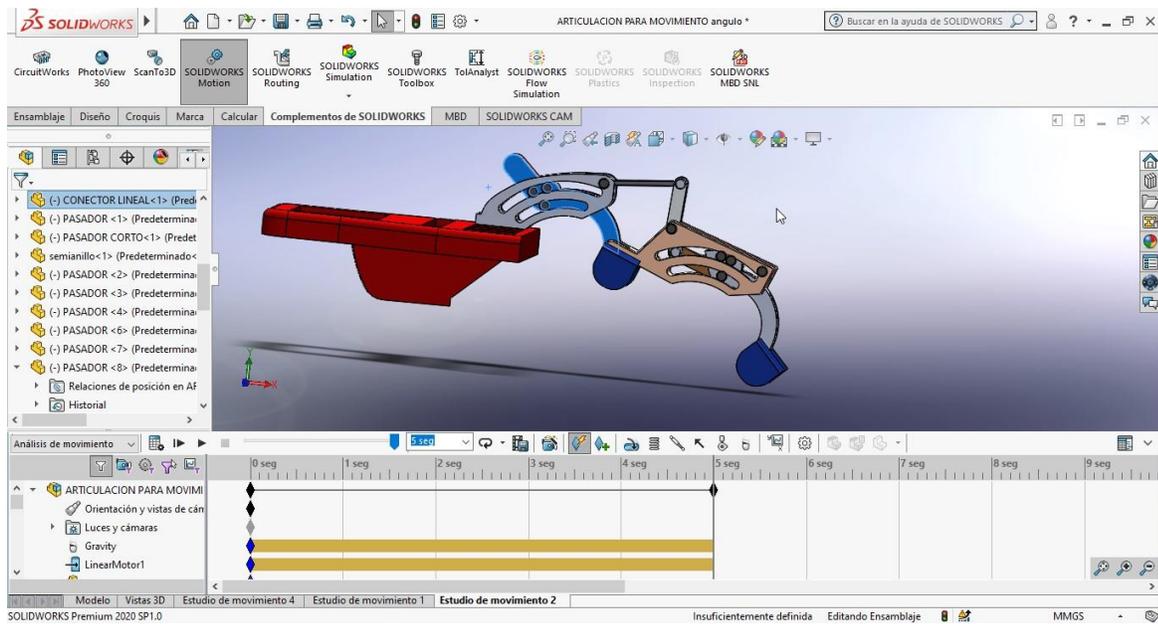


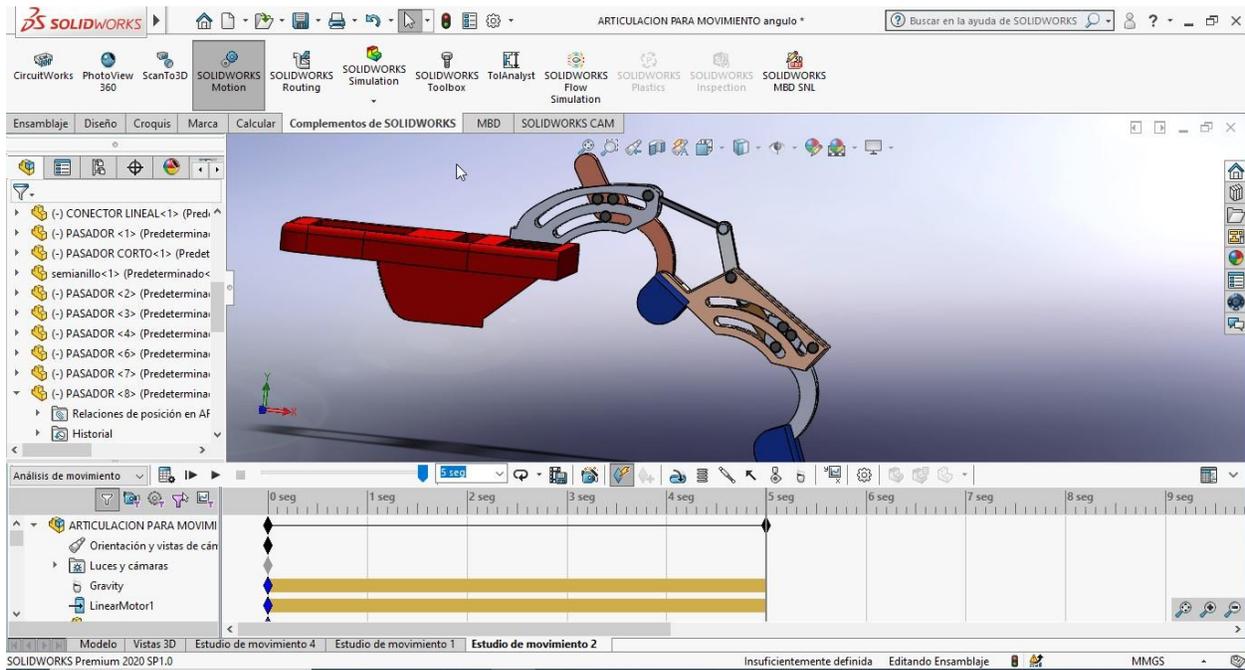
Figura 37

Animación posición semiflexión



**Figura 38**

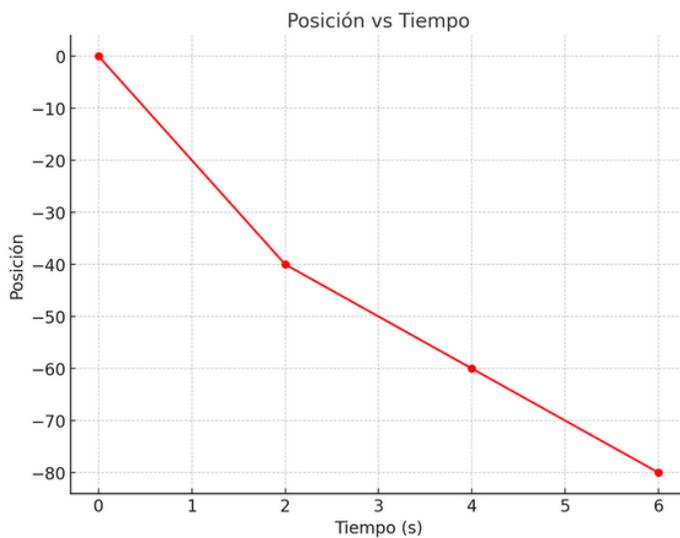
*Animación flexión total*



En la figura 39 se muestra el desplazamiento que realiza el dedo desde su posición inicial hasta su posición final, tal como se observa en las imágenes previas.

**Figura 39**

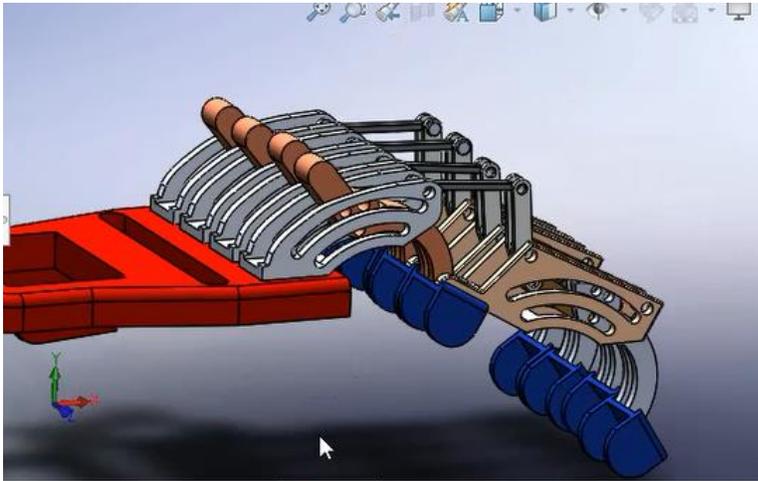
*Grafica posición vs tiempo*



**1.5.4.3.1 Movimiento mano completa.** Se presenta la simulación con la mano completa, indicando la posición inicial en la figura 38 y la posición final en la figura 29. Con este movimiento, podemos detallar el desplazamiento lineal (figura 40), la velocidad lineal durante el movimiento (figura 40) y su aceleración lineal (figura 41)

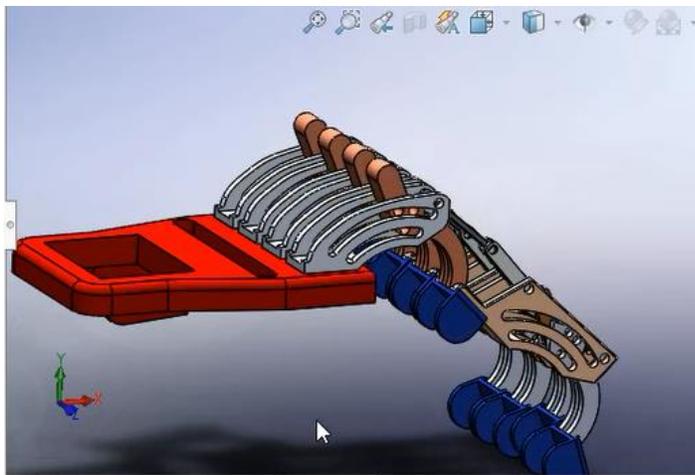
**Figura 40**

*Posición inicial*



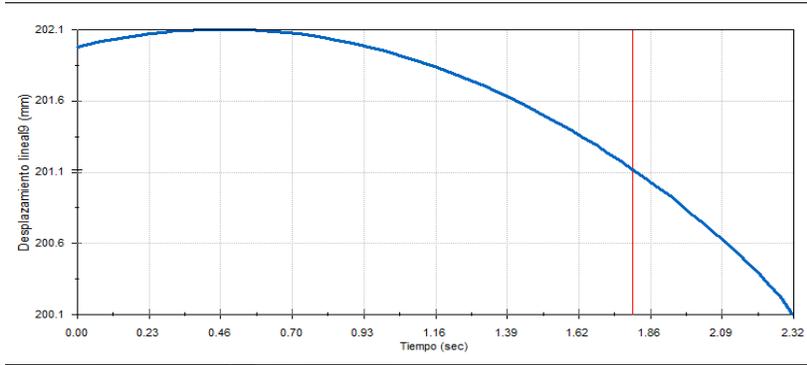
**Figura 41**

*Posición final*



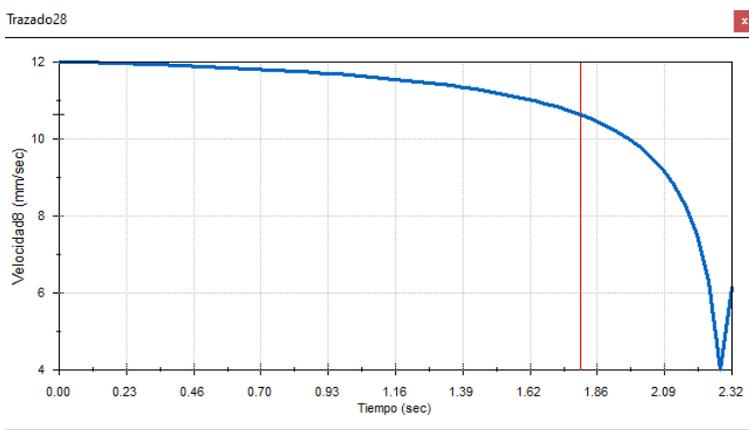
**Figura 42**

*Desplazamiento lineal*



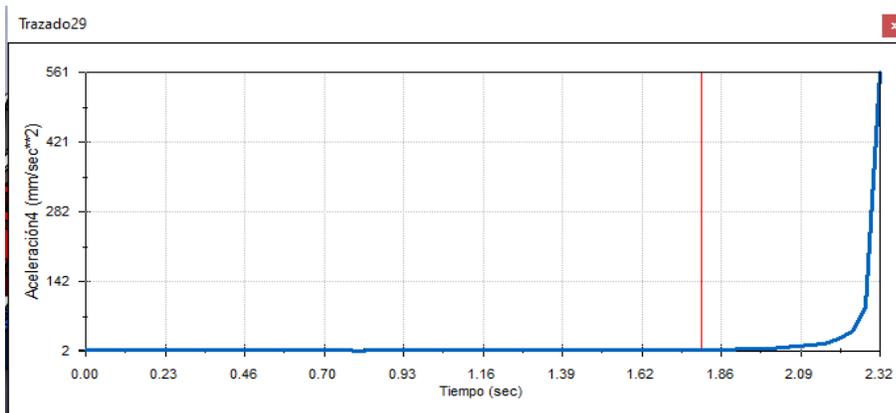
**Figura 43**

*Velocidad lineal*



**Figura 44**

*Aceleración lineal*



**Tabla 12**

*Ruta de trazo*

Dedos	x	y	z
Dedo Meñique	175.626817637995,	-84.9534016692531,	41.8000001221157
Dedo Anular	181.501524006627,	-74.0928395492557,	41.800000122571
Dedo Medio	183.510798504551,	-68.7381539481798,	41.8000001227358
Dedo Índice	183.781095833622,	-67.8966834073853,	41.8000001227484
Dedo Pulgar	172.642849596839,	-88.4518006065972,	41.8000001219088

Como se mencionó anteriormente, se recomienda el uso de titanio para la elaboración de las piezas, las cuales tienen los siguientes pesos para las piezas: conector lineal (figura 45), articulación (figura 46), balancín (figura 47), camisa falange (figura 48), camisa soporte (figura 49), pasador corto (figura 50), conector falangina (figura 51), conector (figura 52), pasador y mano completa. La masa total es de 284.5 gramos (figura 53) por lo cual su peso total es de 2.79 N, lo cual es conveniente para el paciente

**Figura 45**

*Masa conector lineal*

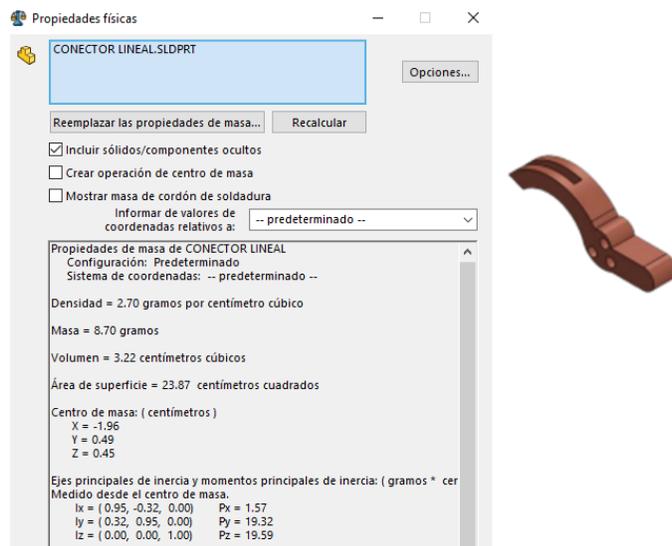


Figura 46

Masa balancín

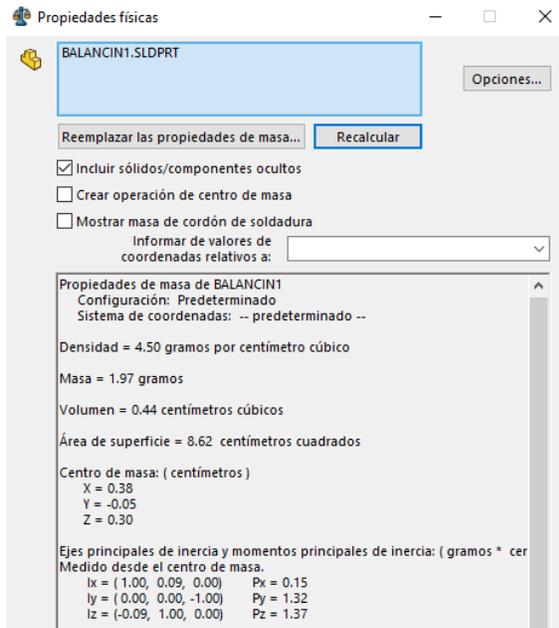
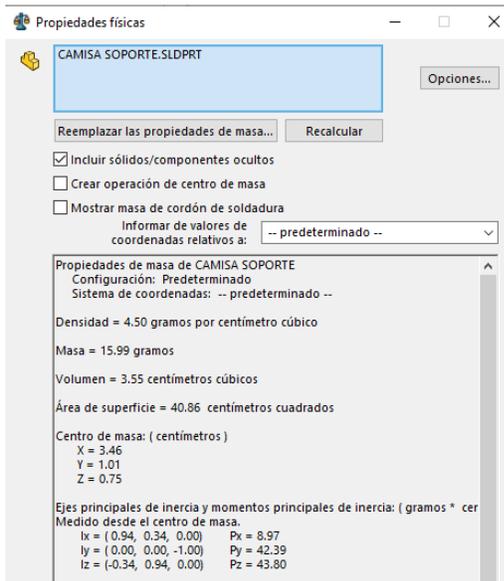
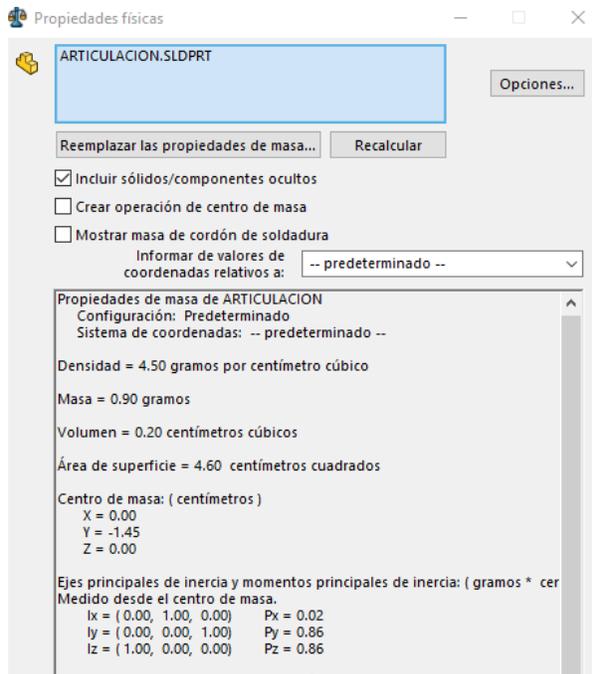


Figura 47

Masa camisa soporte



**Figura 48**  
*Masa Articulación*



**Figura 49**  
*Masa camisa falange*

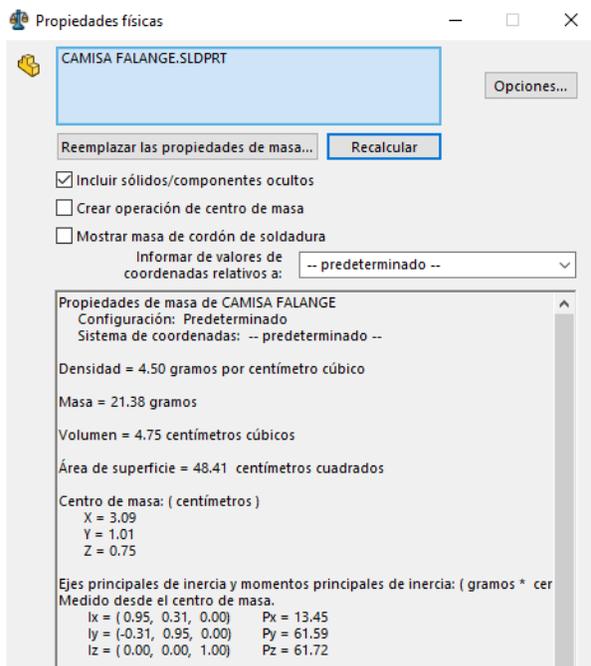


Figura 50

Masa pasador corto

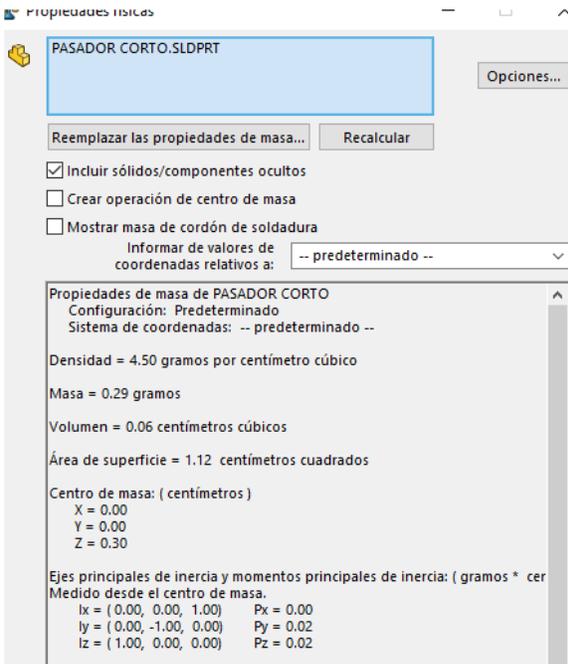


Figura 51

Masa conector falangina

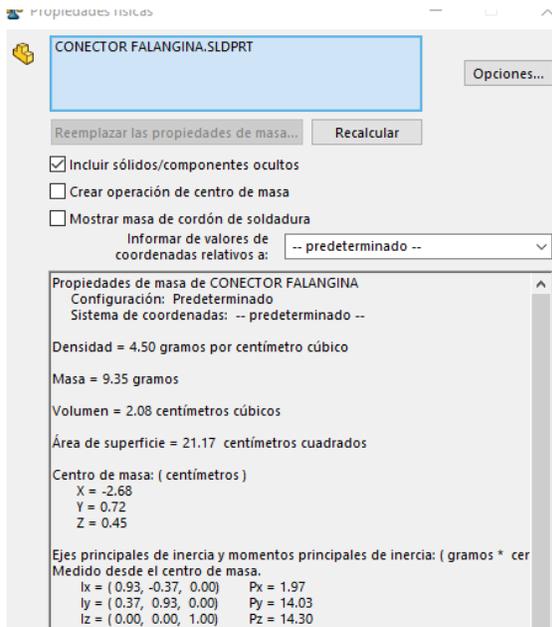


Figura 52

Masa Conector

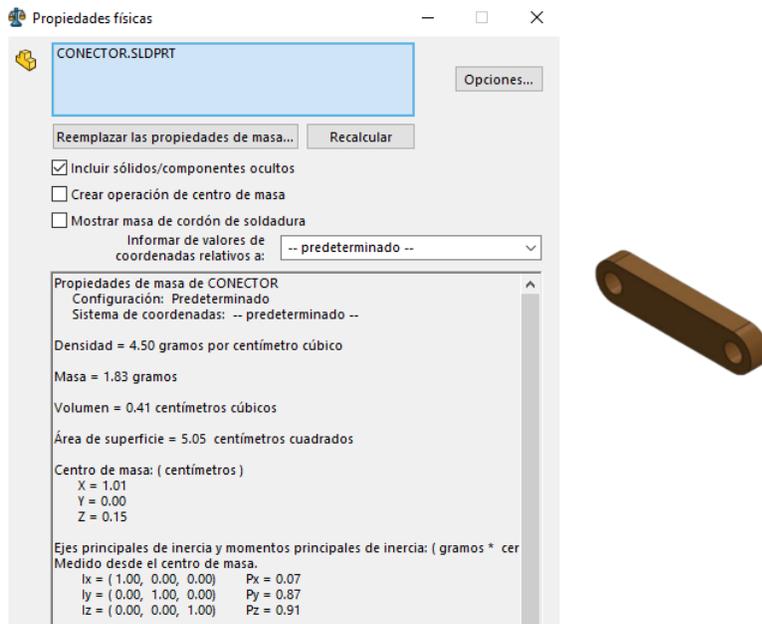
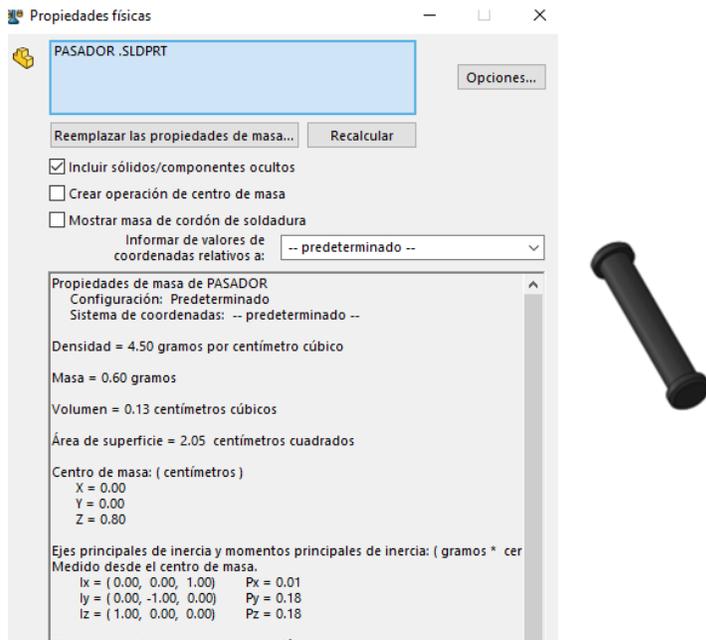


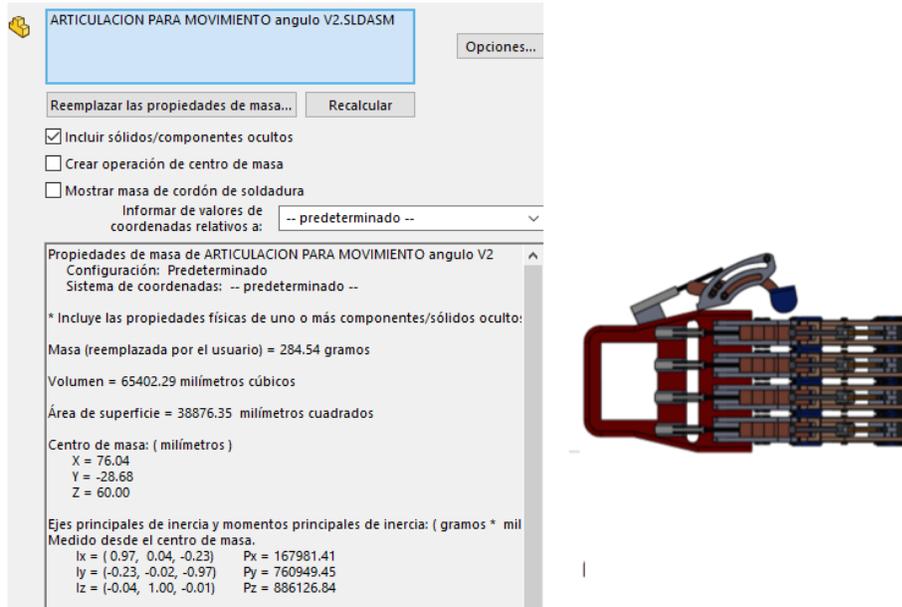
Figura 53

Masa Pasador



**Figura 54**

*Masa vmano completa*



**1.5.4.3.2 Análisis final.** En el desarrollo del diseño de un dispositivo de apoyo para la rehabilitación de pacientes con síndrome del túnel carpiano, se logró cumplir con los objetivos propuestos, validando la pertinencia y calidad de los resultados obtenidos. A continuación, se describe de manera cualitativa cómo estos objetivos específicos fueron alcanzados y se justifica la relevancia del diseño en este contexto:

**1.5.4.3.3 Identificación de requerimientos funcionales.** Se llevó a cabo un análisis detallado de los movimientos utilizados en las terapias de rehabilitación del túnel carpiano. Se identificaron los movimientos clave que los pacientes realizan durante las sesiones de recuperación, y estos fueron considerados como la base para los parámetros de diseño del dispositivo. Aunque en la fase inicial no se clasificó la severidad de los pacientes, se logró establecer un enfoque basado en los movimientos más frecuentemente utilizados, lo que permitió un diseño adaptado a las necesidades.

**1.5.4.3.4 Diseño del dispositivo mecánico.** El diseño del dispositivo se basó en los parámetros identificados durante la fase de análisis, con el objetivo de crear un modelo que facilite los movimientos necesarios para la rehabilitación. Para ello, se utilizó SolidWorks, lo que permitió

desarrollar un diseño detallado y preciso. El alcance de esta fase es relevante, ya que ofrece una solución que cubre una necesidad real en el ámbito de la rehabilitación del síndrome del túnel carpiano.

### ***1.5.5 Validación***

**1.5.5.1 Validez interna.** Se valida el diseño mediante revisiones técnicas y simulaciones asistidas por computadora realizadas por el equipo de desarrollo y el asesor del proyecto. Se evalúa la conformidad del diseño con los parámetros establecidos y se ajustarán los detalles técnicos según los resultados de las simulaciones y la retroalimentación interna.

**1.5.5.2 Validez externa.** El diseño fue evaluado por un especialista médico, quien proporcionó observaciones clave para mejorar su aplicabilidad en la rehabilitación del Síndrome del Túnel Carpiano. Entre las opiniones más relevantes se destacaron la necesidad de ajustar la ergonomía para evitar incomodidad en el paciente y optimizar el rango de movimiento de los dedos. Además, se sugirieron cambios en la disposición de los soportes para mejorar la estabilidad del dispositivo. Estos ajustes se implementaron para asegurar la relevancia y efectividad del diseño en el contexto clínico.

## **2. Conclusiones**

El diseño del dispositivo de apoyo para el Síndrome del Túnel Carpiano se completó, abordando los requisitos funcionales y técnicos necesarios para la rehabilitación de pacientes. Las simulaciones asistidas por computadora confirmaron que el diseño cumple con los parámetros establecidos y es viable para su implementación futura.

Este diseño ofrece una base sólida para la creación de un prototipo físico que podría mejorar significativamente los tratamientos disponibles para el Síndrome del Túnel Carpiano, especialmente en áreas donde los dispositivos similares son limitados. La investigación y el diseño aportan una solución innovadora y útil para el tratamiento

Recomendamos avanzar hacia la creación de un prototipo físico basado en el diseño conceptual y llevar a cabo pruebas piloto en un entorno clínico. Adicionalmente, futuras investigaciones deberían centrarse en ajustar el diseño según la retroalimentación de usuarios y profesionales médicos para optimizar su eficacia y funcionalidad en la práctica.

### **3. Recomendaciones**

Recomendamos diseñar el dispositivo de apoyo para la rehabilitación de pacientes con síndrome del túnel carpiano utilizando titanio como material principal. El titanio es una opción ideal debido a su resistencia y ligereza, lo que garantiza que pueda soportar las fuerzas ejercidas por los dedos durante el uso del dispositivo.

De acuerdo con estudios biomecánicos, la fuerza que los dedos pueden aplicar sobre un mecanismo varía según el dedo utilizado. El dedo índice y el medio pueden generar fuerzas de aproximadamente 10 a 15 N, mientras que el pulgar puede ejercer entre 15 y 30 N. Los dedos anular y meñique, al ser más débiles, aplican fuerzas menores. El titanio es capaz de resistir estas fuerzas sin comprometer la integridad del dispositivo, lo que lo convierte en un material adecuado para asegurar tanto la durabilidad como la funcionalidad en la rehabilitación.

## Referencias bibliográficas

- Agudo, J. (2009). *Lesiones tendinosas de mano y muñeca en el ámbito laboral*.  
<http://diposit.ub.edu/dspace/bitstream/2445/13325/1/LESIONES%20TENDINOSAS%20MANO-%20MU%C3%91ECA.%20MME.word.pdf>
- Bolaños, G., & Narváez, C. (2007). Exposición a factores de riesgo desencadenantes del síndrome del túnel del carpo en trabajadores administrativos de una institución educativa. *Universidad y Salud*, 2(9). <https://revistas.udenar.edu.co/index.php/usalud/article/view/236>
- Calderon-Cordova, C. (2017). *Patente n° 7854610*.
- El Universal. (s.f.). *Las principales enfermedades laborales en Colombia*.  
<https://www.eluniversal.com.co/colombia/sufre-alguna-estas-son-las-principales-enfermedades-laborales-en-colombia-DI1028261>
- Fisioterapia Online. (s.f.). *Síndrome del túnel carpiano: Ejercicios y tratamiento recomendado*.  
<https://www.fisioterapia-online.com/articulos/sindrome-del-tunel-carpiano-ejercicios-y-tratamiento-recomendado>
- Función Pública. (s.f.). *Enfermedades laborales siguen en ascenso*.  
<https://www.funcionpublica.gov.co/web/sirvo-a-mi-pais/-/enfermedades-laborales-siguen-en-ascenso>
- Hernando, D., Hidalgo, K. M., & Erazo, R. A. (2022). *Desarrollo de un exoesqueleto mecatrónico para mano dominante, enfocado a facilitar funciones de agarres, de una persona con pérdida de función motora debido a una lesión medular en la ciudad de Pasto*. Universidad Mariana.
- Instituto Nacional para la Seguridad y Salud Ocupacional (NIOSH). (2004). Diagnosis, causation and treatment of carpal tunnel syndrome: An evidence-based assessment. *NIOSH*, 20 (4), 153.
- NeuronRehab. (s.f.). *Robótica en daño cerebral*. <https://neuronrehab.es/como-lo-hacemos/robotica-dano-cerebral/>
- Ordoñez-Romo, J. (2024). *Sistema de control para prótesis Mecatrónica de miembro superior amputado*. Universidad Mariana.
- Organización Internacional del Trabajo (OIT). (2004). *Boletín estadístico de enfermedades laborales para Sur América*.

Poligran. (s.f.). *Trabajo de grado final*.

<https://alejandria.poligran.edu.co/bitstream/handle/10823/2739/Trabajo%20de%20grado%20Final.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

Ramírez, J. (s.f.). *Métodos Computacionales en Ciencias Aplicadas*. S.n.

Rose, C. G., & O'Malley, M. K. (2017). *International Symposium on Wearable Robotics and Rehabilitation*. WeRo.

SciELO. (2012). *Lesiones tendinosas de mano y muñeca en el ámbito laboral*.

[http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0124-71072012000100008](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0124-71072012000100008)

**Anexos**

**Anexo 1: Acta de reunión**

[https://drive.google.com/file/d/1tOeWBXUbr3T4S3F-oesWvxf5ycHoBfk9/view?usp=drive\\_link](https://drive.google.com/file/d/1tOeWBXUbr3T4S3F-oesWvxf5ycHoBfk9/view?usp=drive_link)

**Anexo 2: Carta de aceptación**

[https://drive.google.com/file/d/1VU9Iajl1D5hA-SYglyjnl\\_GiokOSYi-N/view?usp=drive\\_link](https://drive.google.com/file/d/1VU9Iajl1D5hA-SYglyjnl_GiokOSYi-N/view?usp=drive_link)

**Anexo 3: Video de Funcionamiento**

[https://drive.google.com/drive/folders/1xOSxih92Z0t-r5bL2dL-qAi\\_Lxd3ANew?usp=drive\\_link](https://drive.google.com/drive/folders/1xOSxih92Z0t-r5bL2dL-qAi_Lxd3ANew?usp=drive_link)

**Anexo 4: Planos**

[https://drive.google.com/file/d/1kP\\_NAQK-aGZNVsXvbSq88rLr\\_7A07H4w/view?usp=drive\\_link](https://drive.google.com/file/d/1kP_NAQK-aGZNVsXvbSq88rLr_7A07H4w/view?usp=drive_link)