

# Prótesis mecánica para amputación de falanges de miembro superior

Cisneros Rosete, Ximena

2025

---

<https://hdl.handle.net/20.500.11777/6200>

<http://repositorio.iberopuebla.mx/licencia.pdf>

# Prótesis mecánica para amputación de falanges de miembro superior

Cisneros Rosete Ximena (octavo semestre en Ingeniería Biomédica)<sup>1</sup>, Monterrubio Palma Daniela (octavo semestre en Ingeniería Biomédica)<sup>1\*</sup>, Pastrana Monzón Brenda Sofía (octavo semestre en Ingeniería Biomédica)<sup>1</sup>, Colin Ortega Juan Carlos (profesor responsable)<sup>1</sup>, Suárez Toscano Rita (profesor asesor)<sup>1</sup> y Moreno Hernández Ana (profesor asesor)<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universidad Iberoamericana Puebla, San Andrés Cholula, Puebla, México

**Palabras clave:** prótesis mecánica, falange, miembro superior

**\*Autor Corresponsal:** daniela.monterrubio@iberopuebla.mx

## Introducción

En México, las amputaciones de miembros superiores afectan significativamente la autonomía y calidad de vida de las personas, dificultando funciones como agarrar objetos y realizar actividades cotidianas [1]. Se estima que ocurren alrededor de 75 amputaciones diarias, sumando más de 25,000 casos anuales, especialmente en industrias como la manufacturera y alimenticia, donde los accidentes con maquinaria son comunes [2, 3]. Estas lesiones no solo representan una pérdida física, sino también emocional y laboral, resaltando la importancia del desarrollo de prótesis para mejorar la reintegración social y laboral de los afectados. Las prótesis pueden ser mecánicas, con sistemas de cables o correas [4], o mioeléctricas, que utilizan señales musculares para un control más preciso. A lo largo de la historia, la evolución de las prótesis ha sido significativa, desde dispositivos rudimentarios en el antiguo Egipto [5], hasta mecanismos más complejos con hierro en la Edad Media [6], y modelos con ganchos y articulaciones en el siglo XX. En años recientes, investigaciones como las de Wang et al. en 2018 [7], Castaño en 2022 [8], Ceccarelli et al. en 2023 [9] y Dumitrescu y Braileanu en 2024 [10] han contribuido al diseño de prótesis mecánicas y robóticas más accesibles, precisas y personalizadas. En este contexto, el presente trabajo busca desarrollar una prótesis mecánica funcional para un paciente de 30 años con amputación parcial de los dedos 2 al 5 de la mano izquierda, centrada en mejorar la funcionalidad y adaptación a las necesidades del usuario.

## Metodología

### [I] Desarrollo de la prótesis

Se citó al paciente en el laboratorio de Ingeniería Biomédica de la Universidad Iberoamericana Puebla para una entrevista clínica, firma del consentimiento informado y toma de molde. La entrevista buscó recopilar datos generales, del entorno, nivel de amputación, y expectativas del paciente. Para el levantamiento de medidas anatómicas, se utilizó una cinta métrica, registrando perímetros en dos condiciones: floja (cinta sobrepuesta) y ajustada (cinta al ras), complementando la información con los largos y diámetros de los muñones en el formato mostrado en la Fig.1. Posteriormente, se realizó la toma de molde empleando alginato JELTRATE regular, utilizando vaselina como agente desmoldante. Una vez obtenido el molde negativo, se vertió una mezcla de yeso (proporción 2:1 con agua) para generar el molde positivo. Para proteger la anatomía detallada, el molde se extrajo mediante cortes perpendiculares en la zona de palma y dorso. El molde de yeso fue escaneado utilizando el CR-Scan Ferret Pro 3D Scanner para obtener una representación digital tridimensional en formato STL, facilitando el diseño personalizado de la prótesis.

### [II] Fabricación del prototipo

El diseño se desarrolló en Fusion 360, tomando como base el mecanismo de Castaño [8] y adaptando las dimensiones al paciente, entre otras partes para mejorar la movilidad. Se imprimió un primer modelo en PLA para pruebas mecánicas, y se usó el escaneo 3D del molde en yeso (formato STL) como referencia para diseñar la base de la prótesis. Esta base se ajustó al dorso de la mano y contuvo los puntos de anclaje del mecanismo. También se diseñaron una funda para los dedos índice y medio, y un anillo para el anular, adaptados directamente a la forma de los muñones. Para el dedo meñique, al faltar únicamente la falange distal, se incorporó un mecanismo para flexionarlo y compensar la porción faltante. La fabricación del prototipo se llevó a cabo mediante procesos de impresión 3D y manufactura tradicional. Los materiales finales seleccionados fueron acero inoxidable grado médico para las barras de soporte cortadas por chorro de agua con la máquina FlowWaterjet, PETG para la estructura rígida impresa en 3D, TPU para las zonas de contacto y flexión, y fibra de carbono con bucklite para la base anatómica. El ensamblaje final de la prótesis se realizó manualmente con tornillos y tuercas de acero inoxidable de medidas específicas (2 mm × 16 mm, 2 mm × 8 mm, 2 mm × 4 mm y 3 mm × 4 mm), garantizando así la firmeza de las conexiones y la alineación adecuada de los componentes.

### [III] Pruebas de la prótesis

Para determinar el peso máximo soportado por la prótesis, se empleó un análisis estático de tensión con el software SolidWorks. Después, se ensambló el mecanismo con materiales finales y se realizaron pruebas de agarre para validar su funcionalidad en la mano del paciente. Estas pruebas se llevaron a cabo con la escala BAM-ULA (Brief Activity Performance Measure for Upper Limb Amputees), enfocada en evaluar el desempeño en actividades cotidianas.

## Resultados y Discusión

El desarrollo de la prótesis se estructuró en tres etapas principales, a continuación, se detallan los resultados obtenidos en cada una de las etapas:

### *[I] Desarrollo de la prótesis*

El proceso inició con la evaluación clínica de un paciente masculino de 30 años, con amputaciones parciales en los dedos índice, medio, anular y meñique de la mano izquierda, derivadas de un accidente laboral. Durante la entrevista, se identificó la ausencia de dolor residual y el hecho de que el paciente no había utilizado prótesis previamente. Asimismo, se estableció que, debido a su ocupación como lavacoche, requería una solución funcional para actividades de agarre y resistente al agua. Se obtuvieron mediciones anatómicas precisas de los muñones mediante cinta métrica, considerando perímetros en condiciones floja y ajustada, así como longitudes y diámetros, siguiendo el formato de la Fig.1. Se elaboró un molde negativo en alginato JELTRATE regular, del cual se obtuvo un molde positivo en yeso que conservó con fidelidad la anatomía del muñón. Posteriormente, el escaneo 3D del molde con el CR-Scan Ferret Pro, generó un modelo digital tridimensional sin distorsiones, que fue utilizado como base confiable para el diseño personalizado de la prótesis.

### *[II] Fabricación del prototipo*

El prototipo de la prótesis fue fabricado exitosamente, adaptándose a las dimensiones del paciente y mejorando la movilidad (Fig. 3). Tras imprimir el modelo en PLA y realizar pruebas mecánicas, se ajustaron las partes, incluyendo la funda para los dedos y el mecanismo para el dedo meñique. En el diseño se consideraron soluciones específicas para cada muñón. Para el dedo índice, se desarrolló un anillo individual (Fig. 2A), mientras que para los muñones del dedo medio y anular, que presentaban una base quirúrgicamente fusionada, se diseñó una funda conjunta que proporciona estabilidad y soporte (Fig. 2B). Respecto al meñique, se incorporó un mecanismo que flexiona la estructura protésica, compensando la ausencia de la falange distal (Fig. 2C). Además, se diseñó una base que cubre el dorso de la mano, distribuye las cargas y sirve como anclaje del mecanismo (Fig. 2D). La totalidad del diseño digital se realizó en Fusion 360 (Fig. 2E).

### *[III] Pruebas de la prótesis*

Antes de las pruebas físicas, se realizó un análisis estático de tensión en el software SolidWorks, aplicando las propiedades mecánicas correspondientes a cada material (Fig. 4). Los resultados de la simulación indicaron que el peso máximo soportado por la prótesis es de 25 kg. Además, la estimación se validó con una prueba física donde el paciente sostuvo una cubeta de agua con un peso de 20 kg sin presentar fallos estructurales ni deformaciones, confirmando su viabilidad para actividades básicas de la vida diaria. Posteriormente, se efectuaron pruebas de desempeño con la escala BAM-ULA (Brief Activity Performance Measure for Upper Limb Amputees), evaluando la capacidad del paciente para realizar actividades cotidianas con y sin el uso de la prótesis. La prueba incluyó tareas como manipular objetos, sostener herramientas ligeras y realizar movimientos coordinados de agarre (Fig. 5A y 5B). El puntaje obtenido sin el uso de la prótesis fue de 5 puntos, mientras que con la prótesis aumentó a 9 puntos (Fig. 5C), evidenciando una mejora funcional. No obstante, se observó que el paciente requerirá un proceso de rehabilitación y entrenamiento para el control con la prótesis.

Por otra parte, durante su jornada como lavacoche, el paciente utilizó la prótesis en contacto constante con agua por hasta 16 horas, sin presentar deterioro, filtraciones ni pérdida de funcionalidad. No reportó molestias durante el uso y calificó la comodidad con un 10 en una escala del 1 al 10, siendo 10 el nivel más alto de comodidad. Estos resultados respaldan la idoneidad de los materiales seleccionados para entornos húmedos y uso prolongado.

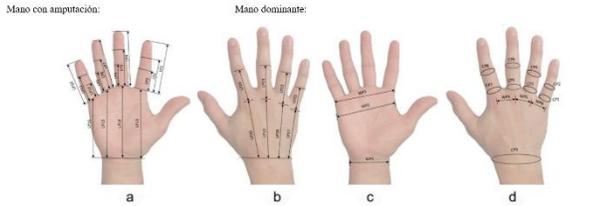
## Conclusiones

El desarrollo de una prótesis mecánica funcional para amputaciones parciales de falanges distales y mediales en miembros superiores representa un avance significativo en la restauración de la funcionalidad y calidad de vida de los pacientes afectados por amputaciones. En este caso, el proceso incluyó una cuidadosa adaptación a las características físicas y necesidades del paciente, así como la selección de materiales adecuados para asegurar la resistencia y comodidad de la prótesis. A lo largo de las etapas de diseño, fabricación y pruebas, se identificaron ajustes necesarios para optimizar el funcionamiento de la prótesis. Las pruebas de movilidad y agarre, junto con la aplicación de la prueba estandarizada BAM-ULA, confirmaron la efectividad del diseño en tareas cotidianas, mejorando la capacidad del paciente para realizar actividades que anteriormente eran difíciles o imposibles sin asistencia. Como perspectivas a futuro, sería continuar un seguimiento mensual del paciente con respecto a la prótesis y su funcionalidad.

**Referencias**

- [1] M. P. Bravo, «Riesgos y complicaciones de la amputación de extremidades,» 20 Marzo 2024. [En línea]. Available: <https://www.sanitas.es/biblioteca-de-salud/tercera-edad/control-patologias-cronicas/amputacion-extremidades>. [Último acceso: 25 Marzo 2025].
- [2] DGCS-UNAM, «75 amputaciones diarias en México,» 16 Diciembre 2022. [En línea]. Available: [https://unamglobal.unam.mx/global\\_revista/75-amputaciones-diarias-en-mexico/](https://unamglobal.unam.mx/global_revista/75-amputaciones-diarias-en-mexico/). [Último acceso: 25 Marzo 2025].
- [3] L. Jarillo, «Amputación,» 24 Abril 2024. [En línea]. Available: <https://www.topdoctors.es/diccionario-medico/amputacion/>. [Último acceso: 25 Marzo 2025].
- [4] J. Stokosa, «Opciones de prótesis de miembros,» Marzo 2024. [En línea]. Available: <https://www.msmanuals.com/es/hogar/temas-especiales/miembro-prot%C3%A9sico/preparaci%C3%B3n-de-pr%C3%B3tesis-de-extremidades>. [Último acceso: 25 Marzo 2025].
- [5] Biblioteca Nacional de MEDicina de los EE. UU., «Las protesis a través del tiempo,» NIH, 11 Mayo 2023. [En línea]. Available: <https://magazine.medlineplus.gov/es/artículo/las-protesis-a-traves-del-tiempo>. [Último acceso: 25 03 2025].
- [6] J. M. Dorador González, «Robótica y Prótesis Inteligente,» *Revista Digital Universitaria*, vol. 6, n° 1, pp. 2-15, 2004.
- [7] J. S. y L. B. H. Wang, «Design and development of a low-cost robotic hand prosthesis for partial hand amputees,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 65, n° 3, pp. 678-686, 2018.
- [8] M. Castaño Vergara, «Desarrollo de una prótesis mecánica modular para amputación parcial de mano,» *Universidad de Antioquia*, 2022.
- [9] L. N. F. T. L. Z. N. L. T. A. Ceccarelli, «Mechanical Design of a Bioinspired and Customized Prosthetic Hand,» *IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, n° 10th, 2024.
- [10] . P. I. Braileanu y G.-C. . N. Dumitrescu, «CUSTOM PROSTHETIC FINGER DEVICE,» *THE ANNALS OF "DUNAREA DE JOS" UNIVERSITY OF GALATI*, n° 1, 2023.

Anexo



MANO	LP1	LP2	LP3	LP4	LP5	LP6	LP7	LP8	LP9	LP10	LP11	LP12	WP1
Derecha	7.1	4.6	2.8	7.9	5.2	3	7.2	4.4	2.3	5.8	3.3	1.8	7
Izquierda	0.8	AMP	0.8	AMP	AMP	1	AMP	AMP	2.4	AMP	3.7	1.9	7
	WP1	WP3	LP13	LP14	LP15	LP16	LP17	LP18	LP19	LP20	LP21	LP22	LP23
Derecha	9	9	11.2	10.9	10.5	9.7	5.2	7	7.5	8	3.5	4.5	5.3
Izquierda	9	8	11	10.9	10.4	10	6.5	8.7	9.5	9.5	4	5	4
	LP24	WP4	WP5	WP6	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9
Derecha	5.7	3.5	2.5	2	6.8	5.8	7.8	6.5	7.7	7	7.7	6.7	18.4
	4	2.5	2.5	2.5	6.2	5.3	7.2	7.1	7.3	AMP	AMP	AMP	AMP

Fig.1. Dimensiones para medir: a) Largos medidos en palma. b) Largos medidos en dorso. c) Anchos medidos en palma. d) Anchos medidos en dorso y perimetros.

Fig.1. Formato de recolección de medidas antropométricas de prótesis parciales [8].



Fig.2. Diseño de la prótesis. A) Anillo para el dedo índice B) Mecanismo de sujeción para dedo medio y anular. C) Diseño del mecanismo para el dedo meñique. D) Base diseñada acorde al dorso de la mano del paciente. E) Mecanismo de la prótesis constituido por las siguientes piezas:

- a. barra lateral (2)
- b. barra central (1)
- c. barra de conexión de falange media (2)
- d. soporte de rotación (1)
- e. conexión de falange media (1)
- f. falange distal (1)

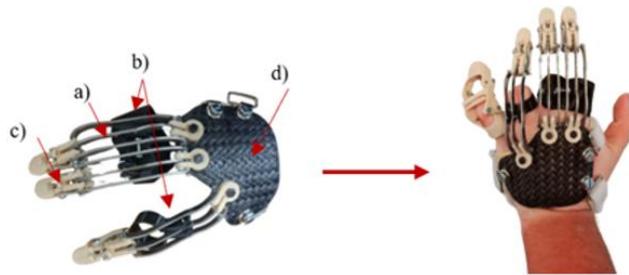


Fig. 3. Ensamble final de la prótesis en los materiales definidos: a) acero inoxidable para barras, b) TPU para anillo y funda de muñones, c) PETG para uniones entre barras y mecanismo del dedo meñique, y d) fibra de carbono para la base.

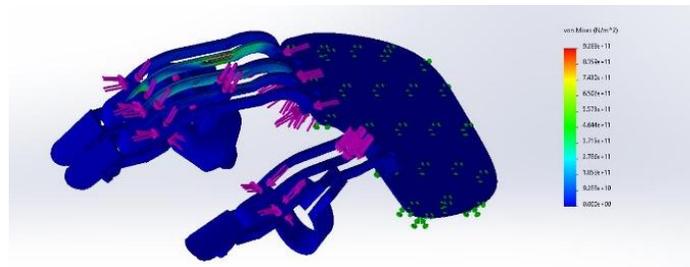


Fig. 4. Análisis estático de tensión en SolidWorks usando el ensamble de las piezas dibujadas por computadora con sus respectivos materiales.

**A)**

**B)**

**C)**

Actividad	Realiza=1   No realiza=0	
	Sin prótesis	Con prótesis
1. Meterse la camisa en la parte de atrás de los pantalones	1	1
2. Poner una bolsa de 20 libras en un estante (a nivel de los ojos)	0	1
3. Abrir una botella de agua (sellada) y beber de ella	0	1
4. Sacar la billetera del bolsillo trasero del pantalón	1	1
5. Poner la billetera en el bolsillo trasero del pantalón	1	1
6. Agarrar una jarra de un galón (3800 mL) de la nevera y ponerla en el mesón usando el lado protésico (10 L)	1	1
7. Abrir y servir agua de la jarra	0	1
8. Cepillar o peinar el cabello	0	1
9. Usar un tenedor	0	0
10. Abrir una puerta con pomo	1	1
<b>Total</b>	<b>5</b>	<b>9</b>

Fig. 5. Aplicación de la prueba estandarizada BAM-ULA (Brief Activity Performance Measure for Upper Limb Amputees):

- A. Ejemplo de actividad sin prótesis: Sujeción nula de objetos.
- B. Ejemplo de actividad con prótesis: Sujeción de objetos como botella, mochila, cubetas con agua, etc.
- C. Formato de los resultados de la prueba BAM-ULA con y sin prótesis.