



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE QUITO
CARRERA DE BIOMEDICINA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS PARA
FALANGES AUSENTES DE LA MANO MEDIANTE MANUFACTURA ADITIVA**

**Trabajo de titulación previo a la obtención del Título de:
INGENIERA BIOMÉDICA**

AUTORA: MESTANZA ATIENCIA LUIS GABRIEL

TUTORA: ING. MICAELA NATALY VILLA ROSERO

Quito-Ecuador

2025

**CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN**

Yo, Luis Gabriel Mestanza Atiencia con documento de identificación N° 0926117631 manifiesto que:

Soy el autor y responsable del presente trabajo; y, autorizo a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 11 de febrero del año 2025

Atentamente,



Luis Gabriel Mestanza Atiencia
0926117631

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Yo, Luis Gabriel Mestanza Atiencia con documento de identificación No. 0926117631 expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del Artículo Académico: "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS PARA FALANGES AUSENTES DE LA MANO MEDIANTE MANUFACTURA ADITIVA", el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Biomédico en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 11 de febrero del año 2025

Atentamente,



Luis Gabriel Mestanza Atiencia

0926117631

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Micaela Nataly Villa Rosero con documento de identificación N° 0302002977, docente de la Universidad Politécnica Salesiana declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS PARA FALANGES AUSENTES DE LA MANO MEDIANTE MANUFACTURA ADITIVA, realizado por Luis Gabriel Mestanza Atiencia con documento de identificación N° 0926117631, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Artículo Académico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 11 de febrero del año 2025

Atentamente,



Micaela Nataly Villa Rosero

0302002977

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS PARA FALANGES AUSENTES DE LA MANO MEDIANTE MANUFACTURA ADITIVA

DESIGN AND CONSTRUCTION OF A PROTOTYPE OF PROSTHESIS FOR PHALANGES ABSENT FROM THE HAND THROUGH ADDITIVE MANUFACTURING

Mestanza Atiencia Luis Gabriel ¹, 

Resumen

Este proyecto se centra en el diseño y construcción de un prototipo de prótesis para una persona con amputaciones de falanges distales y medias, buscando mejorar su calidad de vida al restaurar la funcionalidad de la mano. La pérdida de estas falanges impacta significativamente la capacidad de realizar tareas cotidianas y laborales, afectando la autonomía e interacción con el entorno. El prototipo se personalizó al paciente, adaptado a las medidas específicas del usuario, optimizando el ajuste, la comodidad y la funcionalidad, mediante el uso de la impresión 3D, facilitando la iteración rápida de diseños y la adaptación a las necesidades individuales de los usuarios. Los resultados obtenidos demostraron una correlación del 72.5% del ROM de la prótesis con respecto al ROM de la mano contralateral del paciente, por otro lado, el prototipo genera fuerzas de agarre en promedio de 0.875N, resultado obtenido de pruebas con un dinamómetro didáctico.

Palabras clave: Electromiografía, Falanges, Impresión 3D, Prótesis, Personalizado.

Abstract

This project focuses on the design and construction of a prototype prosthesis for a person with amputated distal and middle phalanges, seeking to improve their quality of life by restoring the functionality of the hand. The loss of these phalanges significantly impacts the ability to perform daily and work tasks, affecting autonomy and interaction with the environment. The prototype was customized to the patient, adapted to the user's specific measurements, optimizing fit, comfort and functionality, through the use of 3D printing, facilitating rapid design iteration and adaptation to individual user needs. The results obtained showed a 72.5% correlation of the ROM of the prosthesis with respect to the ROM of the patient's contralateral hand, on the other hand, the prototype generates grip forces on average of 0.875N, a result obtained from tests with a didactic dynamometer.

Keywords: Customized, Electromyography, Phalanges, Prosthesis, 3D printing.

1. Introducción

La mano humana, con su intrincada estructura anatómica y biomecánica, es esencial para la interacción del individuo con su entorno dado a su capacidad de realizar movimientos precisos, manipular objetos y su sensibilidad táctil son cruciales para una amplia gama de actividades cotidianas y laborales [1]. Las falanges, componentes óseos de los dedos, son fundamentales para estas funciones, permitiendo la manipulación fina y la transmisión de fuerzas necesarias para tareas que requieren destreza manual. La pérdida de falanges, ya sea por traumatismos, enfermedades o malformaciones congénitas, genera una disfunción considerable que impacta negativamente la calidad de vida y la autonomía del individuo.

Un análisis realizado por Bates y Ferguson [2] revela que la mayoría de las prótesis de dedos disponibles en el mercado se centran principalmente en aspectos ortopédicos y estéticos, careciendo de las funcionalidades necesarias para la manipulación precisa. Esta limitación genera frustración en los usuarios de prótesis convencionales, quienes experimentan dificultades para realizar tareas que exigen fuerza y precisión, lo que restringe su interacción con el entorno [3]. Este hallazgo subraya la necesidad apremiante de innovar en el diseño de prótesis que ofrezcan capacidades funcionales superiores, además de ser estéticamente satisfactorias [4].

En las últimas décadas, el campo de las prótesis de mano ha experimentado una notable evolución, impulsada por el objetivo de restaurar tanto la funcionalidad como la apariencia natural de la extremidad perdida [5]. El desarrollo de dispositivos protésicos se centra en la necesidad de replicar la anatomía y los movimientos de la mano humana, buscando ofrecer soluciones que permitan a los usuarios recuperar la capacidad de realizar actividades que antes les resultaban inaccesibles. La adaptación de prótesis a actividades específicas, ejemplifica el potencial de estos dispositivos para mejorar significativamente la calidad de vida de los usuarios, permitiéndoles participar en una amplia gama de actividades [5].

En este contexto, los avances en las tecnologías de manufactura aditiva, como la impresión 3D, han revolucionado el desarrollo de prótesis personalizadas, permitiendo una mejor adaptación a las necesidades específicas de cada usuario [6]. La manufactura aditiva ofrece la posibilidad de crear prótesis con geometrías complejas y materiales optimizados para la función y el confort, controlando la densidad del material y creando estructuras internas complejas que optimizan la relación entre peso y resistencia de la prótesis, resultando en dispositivos más ligeros y duraderos, que reducen la fatiga del usuario y mejoran su experiencia. Estudios como el de Wang et al. [6] profundizan en el análisis de diversos prototipos de prótesis diseñadas

para la pérdida de falanges, destacando la crucial importancia de integrar la biomecánica individual del usuario y su capacidad para desenvolverse en las actividades de la vida diaria. Los resultados obtenidos sugieren que las prótesis concebidas específicamente para facilitar la sujeción de objetos pueden mejorar sustancialmente la calidad de vida y la funcionalidad del individuo, especialmente en casos de amputación parcial.

1.1. El Caso de Estudio

En el contexto de las amputaciones parciales de mano, la pérdida de falanges distales y medias, como la que presenta el sujeto de estudio de este documento técnico (Figura 1), genera una restricción funcional particularmente relevante. La ausencia de estas falanges, esenciales para el agarre fino y la manipulación de objetos pequeños, dificulta severamente tareas tan básicas como escribir, abrochar botones, utilizar herramientas o realizar actividades laborales que requieran precisión manual [7]. Esta limitación no solo afecta la capacidad física del individuo, sino que también puede tener un impacto psicológico y social, al restringir su participación en actividades cotidianas y laborales [3].



Figura 1. Condición física del usuario

Un factor que agrava esta problemática es la limitada funcionalidad de las prótesis convencionales disponibles. Si bien existen prótesis con fines estéticos u ortopédicos, estas a menudo carecen de la complejidad biomecánica necesaria para replicar los movimientos y la sensibilidad de una mano intacta. La falta de una prótesis funcional adecuada impide la recuperación de la destreza manual perdida, perpetuando la dependencia del individuo a limitar su interacción con el

entorno.

En el caso específico del sujeto de estudio, la pérdida de las falanges distales y medias de los dedos 2 y 3 de la mano izquierda representa un desafío particular. Esta configuración de la amputación impacta directamente la capacidad de pinza y la prensión cilíndrica, movimientos fundamentales para la manipulación de objetos. Por lo tanto, se identifica la necesidad crítica de desarrollar un prototipo de prótesis mediante manufactura aditiva para la falange proximal que aborde y resuelva parcialmente las deficiencias del caso existentes.

En este sentido, la manufactura aditiva ofrece la posibilidad de crear prótesis personalizadas con geometrías complejas y materiales optimizados para la función y el confort. Esta tecnología permite la iteración rápida de diseños y la adaptación precisa a las necesidades individuales del usuario, que la convierte en una herramienta ideal para el desarrollo de este tipo de dispositivos. En conclusión, la necesidad de un prototipo de prótesis funcional, adaptable y estético, fabricado mediante manufactura aditiva, se presenta como una solución viable para mejorar la calidad de vida y la autonomía de individuos que han sufrido la pérdida de falanges.

1.2. Anatomía y biomecánica de la mano

La mano es una estructura compleja y funcional del cuerpo humano, la cual permite acciones como la manipulación de objetos y la interacción con el entorno, es por ello que la comprensión de su anatomía y biomecánica es fundamental para el desarrollo de intervenciones clínicas y prótesis funcionales. La mano humana se compone de 27 huesos, que incluyen los huesos del carpo (8), metacarpos (5) y falanges (14). La articulación de la mano está formada por varios tipos de articulaciones: metacarpofalángicas, interfalángicas y carpometacarpianas. Cada tipo de articulación permite diferentes rangos de movimiento y funciones específicas, facilitando la coordinación y la precisión en los movimientos de la mano [1].

El dedo está constituido por tres falanges, proximal, media y distal. El pulgar solo tiene dos, proximal y distal. La flexión se produce en las articulaciones interfalángicas, siendo una articulación sinovial de tipo bisagra; las articulaciones metacarpofalángicas de tipo sinovial elipsoide, se encarga de realizar la abducción y aducción, etc. La biomecánica en los dedos se debe al funcionamiento conjunto de músculos, ligamentos y tendones, que son responsables del movimiento adecuado en este grupo [1].

Los principales músculos involucrados en la flexión son los flexores superficiales y profundos de los dedos, así como el músculo flexor largo del pulgar. Para la extensión, los principales responsables son los extensores de los dedos y el extensor largo del pulgar. En cuanto

a la abducción, intervienen los músculos interóseos dorsales, mientras que para la aducción, son los músculos interóseos palmares los que desempeñan un papel clave. Estos músculos y sus tendones permiten la ejecución de movimientos finos y precisos en las manos [5]. Los ángulos de movimientos de flexión y extensión son medidas clave en la evaluación de la funcionalidad de los dedos. En condiciones normales, cada falange puede flexionarse en un ángulo aproximado de 90 a 100 grados en las articulaciones interfalángicas, dependiendo del dedo y la individualidad del paciente. La extensión completa del dedo se refiere a una posición de 0 grados, en el cual el dedo está completamente recto.

1.3. Diseños propuestos de prótesis funcional de dedos.

Se realizó una revisión bibliográfica e investigación de mercado con respecto a diseños de prótesis funcionales para dedos, esto con la finalidad de establecer puntos de referencia con respecto a los prototipos.

Un prototipo que emplea un material elástico el cual le permite realizar el retorno del de las falanges protésicas, permite un agarre de objetos sin mucho esfuerzo se encuentra en la figura 2 [8].



Figura 2. Diseño propuesto por Galán y Vergara [8]

Por otro lado, el diseño propuesto por Telich-Tarriba [9] plantea la forma más simple para el diseño de una prótesis funcional de falanges ausentes, esto se utilizaba con la finalidad de mantener de dedo recto, sin embargo, al ejercer mayor esfuerzo con la falange proximal puede llegar a cansar o fatigar el dedo, como se muestra en figura 3.



Figura 3. Diseño propuesto por Tarriba [9]

Por último, se ha considerado un diseño mecánico sin hilo extensor en el trabajo de Chuya y Gualpa [10], el cual diseñó una prótesis funcional mecánica sin sujeción en la muñeca, la prótesis permite realizar actividades como escribir en la computadora y sujetar una tarjeta, no obstante, la falta un método de sujeción con firmeza daría opción a poder salirse de su posición en actividades como sujetar una taza, etc.



Figura 4. Diseño propuesto por Chuya y Gualpa [10]

El desarrollo actual de prótesis mioeléctricas de mano representa una vanguardia en la búsqueda de soluciones funcionales y asequibles para mejorar la calidad de vida de personas con discapacidades. Investigaciones recientes coinciden en la relevancia del control mediante señales electromiográficas (EMG), que permiten una interacción más natural e intuitiva con el dispositivo. Un elemento central de este enfoque es el diseño centrado en el usuario, que implica un análisis profundo de la anatomía y biomecánica de la mano humana para optimizar la funcionalidad de la prótesis [11].

La premisa de la accesibilidad económica impulsa la innovación en la selección de componentes, como motores y sistemas de retroalimentación sensorial, buscando mejorar la precisión y la experiencia del usuario. Este objetivo se concreta en la construcción de prótesis mioeléctricas accesibles, mediante el desarrollo de diseños específicos con sistemas de control mioeléctrico optimizados y un análisis exhaustivo de la selección de motores adecuados [11].

Asimismo, se investiga el diseño y la construcción de prótesis de mano robóticas controladas por señales EMG, con el propósito de crear soluciones accesibles. Este proceso incluye la exploración de la anatomía de la mano y la contextualización teórica en robótica y electromiografía. En conjunto, los estudios subrayan la necesidad de desarrollar prótesis de mano funcionales, asequibles y centradas en el usuario, destacando el control mioeléctrico y la optimización de componentes como factores clave para lograr soluciones protésicas efectivas [12].

2. Materiales y Métodos

En este contexto se propone el desarrollo de un prototipo de prótesis funcional personalizada para la falange distal y media del dedo 3 de la mano izquierda del paciente referente de este caso de estudio, basándose en un enfoque integral que combina la identificación de propiedades biomecánicas, el diseño asistido por computadora, el análisis de elementos finitos y la manufactura aditiva [13].

Este enfoque permite abordar las necesidades específicas del usuario, garantizando que la prótesis no solo sea funcional, sino también cómoda y adaptada a su anatomía para la construcción del prototipo.

El prototipo fue puesto a prueba a través de actividades cotidianas que involucran la manipulación de objetos, permitiendo agregar grados de movimiento al ser evaluada. La misma será de tipo electromecánica, donde el usuario controla el movimiento mediante sensores que transforman la señal bioeléctrica en movimiento mecánico al accionar un motor actuador [14].

El movimiento de la prótesis será producido por la acción de una señal bioeléctrica obtenida del músculo del antebrazo y cuya libertad de movimiento de diseño será establecida en base a revisión de documentación técnica y pruebas de funcionamiento.

La metodología implementada en este proyecto se estructura en cuatro etapas principales, cada una con un enfoque específico para garantizar el desarrollo de un prototipo de prótesis funcional, personalizado y adaptable.

2.1. Identificación de Propiedades Biomecánicas del Usuario

Esta etapa inicial es crucial para la personalización de la prótesis. Es por ello que este trabajo se centra en la recopilación de información detallada sobre las características biomecánicas del usuario, en la que se examinó su historial médico, incluyendo el diagnóstico de la amputación, cualquier condición preexistente y la descripción del muñón. Para posteriormente realizar la evaluación antropométrica tomando medidas precisas

del muñón y de la mano contralateral (si está presente) para determinar las dimensiones de la prótesis, midiendo:

- Longitud del muñón desde el punto de amputación hasta la articulación más proximal.
- Circunferencia del muñón en diferentes puntos.
- Longitud y circunferencia del dedo 3 de la mano derecha.
- Ancho de la mano.

2.2. Evaluación del rango de movimiento (ROM)

Se midió el ROM de las articulaciones de los dedos de la mano derecha, con la finalidad de igualar los gestos en ambas manos. Para ello se utilizó un sistema de medición, basado en el análisis de movimiento en tiempo real asistido por ordenador KINOVEA, con el cual se obtuvieron los detalles de flexión y extensión de las falanges. Esta información es esencial para diseñar un mecanismo de flexión y extensión que no restrinja los movimientos naturales del usuario, tomando en consideración la fuerza de agarre residual del usuario. Con esta información se podrá determinar posteriormente la fuerza que deberá resistir la prótesis [15]. En la Tabla 1 se condensan estos resultados obtenidos de la medición.

	Ángulo max.	Ángulo min.
Dedo contralateral (grad)	179	35

Tabla 1. Movimiento referencial del dedo contralateral (Mano derecha)

De igual manera en la Figura 5 se puede observar el comportamiento en el tiempo del estudio, obtenido de la evaluación en KINOVEA.



Figura 5. Análisis de Movimiento por KINOVEA

Esta información se completó con una inspección visual y palpación del muñón para evaluar la condición de la piel, la presencia de cicatrices, sensibilidad y otros factores que puedan influir en el diseño y la comodidad de la prótesis. A modo de adaptarla a las actividades diarias del usuario se complementó con una entrevista para comprender sus actividades diarias y laborales, identificando las tareas que requieren mayor destreza manual y que la prótesis deberá facilitar.

2.3. Diseño Asistido por Computadora (CAD):

En esta etapa, se utilizó software CAD, específicamente SolidWorks, para crear un modelo 3D del prototipo. Partiendo de una revisión bibliográfica y análisis de diseños existentes, documentados en la literatura científica y patentes relacionadas con prótesis de mano y dedos, analizando diferentes mecanismos de accionamiento, materiales y diseños.

Posteriormente se modelaron individualmente las diferentes partes de la prótesis (estructura principal, dedos protésicos, sistema de sujeción, sistema de transmisión de movimiento), utilizando las medidas antropométricas del usuario, diseñando un mecanismo que permita la flexión y extensión de los dedos protésicos [16], considerando el ROM del usuario, utilizando un sistema de cuatro barras accionadas por un actuador eléctrico conectado a un módulo de electromiografía [17].

Posteriormente se realizó un ensamblado virtual de las diferentes partes del prototipo en SolidWorks para verificar su correcta integración y funcionamiento.

Antes de su impresión se realizaron simulaciones de movimiento para evaluar el rango de trabajo y el comportamiento del mecanismo a flexión y extensión, los cuales una vez que se constataron y resultaron satisfactorios se desarrollaron los planos técnicos detallados de cada pieza para la posterior fabricación mediante manufatura aditiva. En la Figura 6 se muestra el resultado del diseño.

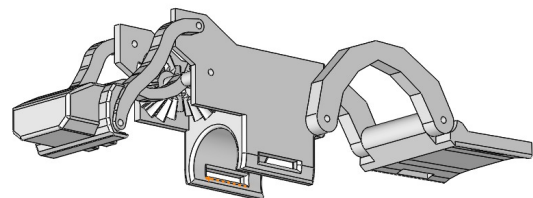


Figura 6. Vista ortogonal del diseño de la prótesis en SW

2.4. Análisis de Elementos Finitos (FEA)

El Análisis de Elementos Finitos (FEA) se implementó para evaluar exhaustivamente la integridad estructural

del diseño protésico bajo diversas solicitaciones mecánicas, simulando condiciones reales de operación [16]. Este análisis permitió predecir el comportamiento del prototipo ante cargas estáticas, identificando zonas de concentración de esfuerzos, deformaciones y potenciales modos de fallo, con el objetivo de optimizar el diseño y garantizar su durabilidad y seguridad. El proceso metodológico del FEA comprenderá las siguientes etapas:

2.4.1. Selección del Software FEA:

Se empleó el software de análisis de SolidWorks, cuya selección se justifica por su capacidad para realizar análisis de tipo estático lineal, estático no lineal, dinámico explícito/implícito, análisis de fatiga, etc., adecuados para la complejidad geométrica y las condiciones de carga anticipadas. En este sentido solo se ocupó del módulo de análisis de tipo estático lineal ya que las condiciones de borde y las características del material solo son consecuentes para este tipo de análisis [18].

2.4.2. Definición del Modelo de Material:

Se asignó al modelo geométrico las propiedades constitutivas del material empleado en la fabricación aditiva basado en ABS estándar, cuyos valores fueron tomados de la biblioteca de materiales del programa SolidWorks como se observa en la Tabla 2 considerando modelos de material elástico lineal, que representen el comportamiento mecánico del material bajo las condiciones de carga previstas [19]. Los parámetros específicos utilizados se centran en:

- Módulo de Young: Representa la rigidez.
- Coeficiente de Poisson: Describe la deformación transversal ante una deformación longitudinal.
- Límite elástico: Indica la tensión a partir de la cual el material experimenta deformación plástica.
- Resistencia a la tracción: Representa la máxima tensión que el material puede soportar antes de la fractura.

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	2G	N/m ²
Coeficiente de Poisson	0.394	N/D
Módulo cortante	318.9	N/m ²
Densidad de masa	1020	Kg/m ³
Límite de tracción	30M	N/m ²
Conductividad térmica	0.2256	W(m.K)
Calor específico	1389	J(Kg.K)

Tabla 2. Propiedades del material ABS en SolidWorks

2.4.3. Discretización del Modelo (Mallado):

Se generó una malla de elementos finitos para discretizar el dominio continuo del modelo geométrico, empleado una estrategia de mallado de tipo tetraédrico lineal adecuada para la geometría compleja de la prótesis, con control de tamaño y densidad de elementos en zonas críticas como radios de curvatura, cambios de sección y uniones de elementos como se observa en la Figura 7.

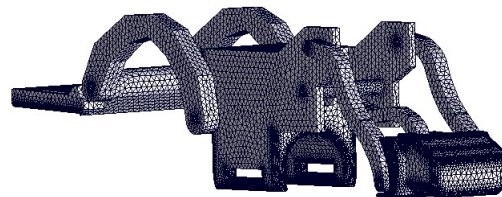


Figura 7. Mallado discreto del ensamble

Al mismo tiempo se realizó un estudio de convergencia de malla para asegurar la independencia de la solución con respecto al tamaño de los elementos, garantizando la aciertos y la eficiencia computacional, definiendo las restricciones de desplazamiento y rotación (grados de libertad) que simulen el soporte y la interacción de la prótesis con el muñón y el entorno. Estas condiciones de contorno representarán las sujeciones físicas y las interfaces con otros componentes [16].

Sobre este modelo se aplicaron cargas estáticas que representen las fuerzas externas que actúan sobre la prótesis durante su uso. Considerando las fuerzas de agarre, fuerzas de apoyo y otras cargas constantes en la estructura de la prótesis. De igual manera se determinaron las magnitudes y direcciones de estas fuerzas basándose en datos biomecánicos de la mano o estimaciones conservadoras.

2.4.4. Resolución y Análisis de Resultados:

Se resolvieron las ecuaciones del método de elementos finitos para obtener la distribución de tensiones, deformaciones y desplazamientos en el modelo basado en las condiciones de borde mostradas en la Figura 8, las cuales fueron planteadas de acuerdo a las condiciones de uso cotidiano de la prótesis, modelando una fuerza distribuida por unidad de superficie de 1 kgf/cm² en la punta del dedo de la prótesis de manera ascendente, analizándose los resultados mediante:

- Mapas de contorno de tensiones de Von Mises: Para identificar las zonas de mayor concentración de tensiones y evaluar el riesgo de fallo por fluencia o fractura dúctil.

- Mapas de desplazamientos y deformaciones: Para evaluar la rigidez y la funcionalidad de la prótesis bajo carga.

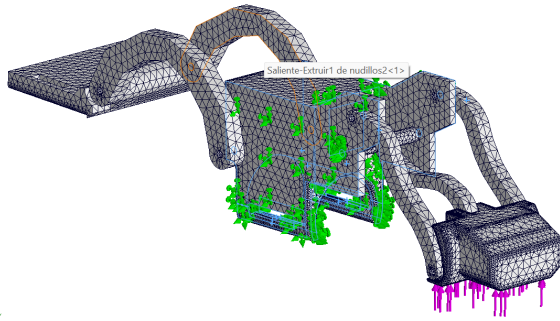


Figura 8. Condiciones de borde planteadas para el estudio

2.4.5. Manufactura Aditiva y Evaluación Funcional:

El proceso de fabricación del prototipo se completó siguiendo una serie de etapas cuidadosamente planificadas. Inicialmente, se preparó el modelo 3D utilizando el software de laminado Prusa Slicer. Este paso crucial generó el código G, el lenguaje de programación que posteriormente controló la impresora 3D. La elección de la tecnología de impresión recayó en el modelado por deposición fundida (FDM) trabajando con un extrusor de filamento 1.75mm para mayor precisión en detalles pequeños.

La selección del material fue un aspecto fundamental, optándose por el ABS estándar debido a sus propiedades ideales para esta aplicación: alta resistencia mecánica combinada con un bajo peso. Antes de la impresión, el material se preparó siguiendo rigurosamente las recomendaciones del fabricante para asegurar resultados óptimos.

Posteriormente, se ajustaron los parámetros de impresión, buscando un equilibrio entre calidad y eficiencia. Se estableció un relleno del 40% para las piezas, optimizando así las dimensiones y la resistencia estructural. Con la configuración lista, se procedió a la impresión 3D de las diferentes partes que componen el prototipo.

Una vez impresas las piezas, se llevó a cabo un proceso de post-procesamiento. Este incluyó la remoción de los soportes de impresión, el lijado para suavizar las superficies y el pulido para mejorar el acabado estético. Finalmente, se ensamblaron todas las partes, dando como resultado el prototipo físico completo.

Para validar la funcionalidad del prototipo, se realizaron pruebas con usuarios en entornos que simulaban tareas cotidianas. Estas pruebas permitieron evaluar el desempeño del prototipo en situaciones reales y obtener retroalimentación valiosa para futuras iteraciones

en tareas como:

- Agarre de objetos de diferentes tamaños y formas.
- Realización de movimientos de flexión y extensión.
- Evaluación de la comodidad y el ajuste de la prótesis.
- Evaluación del control del sistema de accionamiento.
- Recolección y análisis de datos: Se registrarán y analizarán los datos obtenidos en las pruebas funcionales para evaluar el cumplimiento de los objetivos del proyecto y realizar ajustes si es necesario.

Esta metodología detallada proporciona una guía clara para el desarrollo del proyecto, asegurando un enfoque sistemático y riguroso [20]. La combinación de la evaluación biomecánica del usuario, el diseño CAD, el análisis FEA y la manufactura aditiva permitirá la creación de un prototipo de prótesis funcional y personalizada que mejore la calidad de vida del usuario.

3. Resultados y Discusión

3.1. Diseño de la prótesis

Mediante la adquisición de datos antropométricos precisos del usuario y su posterior modelado en CAD, se logró un ensamble protésico con ajuste personalizado, minimizando la interferencia con la biomecánica residual de la mano y maximizando el confort. Tras las fases de diseño, prototipado y pruebas, se obtuvo un prototipo funcional de prótesis mecánica personalizada para la amputación de falanges distales y medias del dedo medio de la mano izquierda del usuario, como puede observarse en la Figura 9. El diseño resultante se caracterizó por su enfoque electromecánico, su capacidad de adaptación personalizada y potencial de escalabilidad.



Figura 9. Prototipo de prótesis dedo medio

El sistema de accionamiento se basó en el aprovechamiento de la señal de electromiografía obtenida del músculo del antebrazo, traduciendo esta señal en la actuación de las falanges protésicas, las cuales son captadas por los electrodos y acondicionadas por el módulo 'Muscle Sensor v3' del fabricante 'Advancer Technologies', para luego ser procesadas por el Arduino Nano, que genera las señales de control para el puente H L298N. Este último modula la potencia aplicada al motor, cuyo movimiento rotatorio se transforma en movimiento lineal de las falanges protésicas mediante el sistema de engranajes y cuatro barras, como se muestra en la Figura 10.

Esta configuración, optimizada mediante análisis de elementos finitos (FEA) y pruebas funcionales, demostró una adecuada en la transferencia de movimiento, proporcionando un rango de movimiento (ROM) funcional para actividades cotidianas.

Las pruebas funcionales realizadas sobre el prototipo de prótesis revelaron un desempeño satisfactorio en diversos parámetros biomecánicos y de usabilidad. En cuanto al Rango de Movimiento (ROM), se obtuvo un 72.5% del ROM funcional de una mano intacta en agarre al comparar y promediar los ángulos de apertura máximos y mínimos en ambas condiciones tanto cilíndrico como de pinza, lo que indica una cinemática adecuada del sistema de transmisión. Por otro lado, al considerar la experiencia del usuario en cuanto a la sujeción de su mano en una escala del 1 al 10, este experimentó un valor subjetivo de 6 al utilizar la prótesis, comparado con la condición sin ella, demostrando una mejora significativa en el rango de movimiento y por ende en su capacidad de sujeción en un máximo de 48.6%. Como se puede observar en la Tabla 3 y la Figura 10.

La usabilidad del prototipo fue calificada positivamente por el usuario, quien otorgó una puntuación de 4.5 sobre 5 en la evaluación subjetiva de comodidad y ajuste. Finalmente, las pruebas de integridad estructural confirmaron la adecuada resistencia mecánica y durabilidad del prototipo bajo condiciones de uso simuladas.

	Ángulo max.	Ángulo min.
Dedo contralateral (grad)	179	35
Dedo con prótesis (grad)	170	52
Variación (%)	-5.0%	48.6%

Tabla 3. Comparación de movimientos en KINOVEA



Figura 10. Comparación del movimiento

3.2. Fuerzas de Agarre

Si bien la información inicial se centraba en los componentes y el principio de funcionamiento, las pruebas funcionales permitieron cuantificar las fuerzas generadas por la prótesis, superando las inferencias iniciales basadas en el torque del motor. Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

Relación entre Torque del Motor y Fuerza de Agarre: El torque inicial del motor (0.5 kg-cm) proporciona una base para entender la fuerza de rotación inicial. Sin embargo, el sistema de engranajes y el mecanismo de cuatro barras actúan como multiplicadores de fuerza. Las pruebas demostraron que la combinación de estos elementos logró una amplificación significativa de la fuerza inicial del motor. El resultado de las pruebas de agarre del prototipo, realizadas con un dinamómetro de resorte de 0N a 2.5N, se observaron valores promediados de 0.875N de fuerza de sujeción que aplica el extremo distal del prototipo.

Influencia del Material y Diseño en la Resistencia: El material utilizado en la impresión 3D (ABS estándar) y el diseño estructural, optimizado mediante análisis FEA, demostraron una resistencia adecuada para las fuerzas generadas durante las pruebas, ya que los esfuerzos observados no superan el esfuerzo último del material en ninguna de sus direcciones. Al mismo tiempo, no se observaron deformaciones permanentes ni fallos estructurales, lo que indica que la prótesis puede soportar las fuerzas de agarre generadas en actividades cotidianas.

Fuerza en Diferentes Tipos de Agarre: Si bien el resultado principal se presenta como un incremento de las fuerzas que aplica el prototipo sobre las superficies en la fuerza de agarre, es importante considerar que la fuerza puede variar según el tipo de agarre. Las pruebas se enfocaron principalmente en agarre cilíndrico y de pinza como los observados en la Figura 11 y Figura 12. Se observó que, si bien el incremento fue significativo en ambos casos, la distribución de fuerzas y la capacidad del sistema de transmisión pueden diferir entre estos tipos de agarre y no resultar suficiente con

cargas muy pesadas.



Figura 11. Agarre cilíndrico con la prótesis



Figura 12. Agarre de pinza con la prótesis

Por ejemplo, en el agarre cilíndrico, donde se ejerce una fuerza de sujeción general alrededor de un objeto, la prótesis demostró la capacidad de transmisión la fuerza sobre la superficie del objeto. En el agarre de pinza, que requiere mayor precisión y una distribución de fuerza más localizada en las puntas de los dedos, la capacidad de realizar la tarea fue ligeramente menor debido a las fuerzas de aplicación, sin embargo, aún representó una mejora significativa en comparación con la condición sin prótesis.

Contexto de las Fuerzas Generadas: Es importante contextualizar la fuerza de agarre generada por la prótesis en relación con las necesidades del usuario en actividades diarias. El incremento de la fuerza aplicada de 0.875N representa una mejora considerable en la capacidad del usuario para realizar tareas como sujetar objetos. Las pruebas funcionales, que incluyeron la sim-

ulación de estas actividades, confirmaron la utilidad práctica de la prótesis en la vida cotidiana.

3.3. Sistema de control

El sistema de control, basado en la electromiografía, un microcontrolador y un puente H, demostró un rendimiento satisfactorio en las pruebas, como puede apreciarse en la figura 10, al demostrarse un comportamiento muy similar al del dedo contralateral. La captura y el procesamiento de señales EMG resultaron estables y precisos mostrados en la figura 13, el algoritmo de control detectó confiablemente la intención de movimiento, y el control del motor fue preciso y bidireccional.

La integración biomecánica con el movimiento residual del usuario proporcionó una interfaz de control intuitiva y natural. La calibración personalizada permitió adaptar el sistema a las características individuales del usuario, optimizando su rendimiento, validando el enfoque de diseño del sistema de control y su capacidad para proporcionar un control adecuado y natural de la prótesis.

El módulo 'Muscle Sensor v3' demostró ser efectivo en la captura de señales EMG de los músculos del antebrazo del usuario, cuyas pruebas demostraron la estabilidad de las lecturas, incluso en presencia de movimientos sutiles o interferencias eléctricas como puede observarse en la figura 13. El acondicionamiento de la señal, que incluye amplificación y filtrado digital de media aritmética, resultó crucial para obtener una señal limpia y representativa de la actividad muscular.



Figura 13. Señal de activación electromiográfica

El microcontrolador Arduino Nano implementó un algoritmo basado en umbrales adaptativos para la detección de la intención de movimiento. Este algoritmo se ajustó durante las pruebas para optimizar la sensibilidad y la especificidad, minimizando los falsos positivos (activaciones involuntarias) y los falsos negativos (fallos en la detección de la intención de movimiento). Los resultados mostraron una detección confiable de la intención de flexión y extensión, con una tasa de acierto superior al 90% en las pruebas realizadas donde

la señal electromiográfica ajustada a la ganancia del módulo 'Muscle Sensor v3' oscilaba entre los valores sin contracción muscular de 25 y 35 byte, por lo que se estableció un umbral de 40 para la activación, y con contracción muscular había un rango entre 42 y 75. El tiempo de respuesta del sistema, desde la detección de la señal EMG hasta la activación del motor, se midió en un promedio de 200 ms como se aprecia en la figura 10.

El módulo de puente H L298N demostró un control preciso y bidireccional del motor DC. El Arduino Nano generó las señales de control PWM (Modulación por Ancho de Pulsos) para regular la velocidad del motor, permitiendo un control gradual del movimiento de las falanges protésicas. La dirección del giro del motor, que determina la flexión o extensión, se controló mediante las señales lógicas enviadas al puente H L298N. Las pruebas confirmaron la capacidad del sistema para realizar transiciones suaves entre flexión y extensión, evitando movimientos bruscos o sacudidas.

La integración del sistema de control con el movimiento residual de la falange proximal resultó en una interfaz de control intuitiva para el usuario cuya activación se realizaba por los músculos del antebrazo (figura 14), generando las señales EMG que, a su vez, controlaban el movimiento de las falanges protésicas.



Figura 14. Interfaz de usuario y toma de señal

Este enfoque biomecánico permitió al usuario controlar la prótesis de forma natural y sin necesidad de aprendizaje complejo. La correlación entre el movimiento residual y el movimiento protésico se optimizó durante las pruebas para lograr una sincronización adecuada y una sensación de control preciso.

Se implementó un proceso de calibración inicial para adaptar el sistema de control a las características individuales del usuario. Este proceso incluyó el ajuste de los umbrales del algoritmo de detección de EMG y

la configuración de los parámetros de control del motor. Esta calibración personalizada resultó esencial para optimizar el rendimiento del sistema y proporcionar una experiencia de control personalizada y efectiva.

3.4. Distribución de esfuerzos en el material

La realización del análisis de elementos finitos (FEA) en SolidWorks permitió obtener resultados detallados sobre el comportamiento estructural de la prótesis bajo las condiciones de carga mostradas en la Figura 9, revelando la distribución de tensiones y deformaciones en la estructura de la prótesis bajo las cargas simuladas.

En este punto se identificaron zonas de mayor concentración de esfuerzos, principalmente en las áreas de conexión entre las falanges protésicas, en los puntos de anclaje del sistema de transmisión (engranajes y mecanismo de cuatro barras) y en la interfaz de conexión con el encaje del muñón como se observa en la Figura 14. Estas zonas, al ser sometidas a mayores esfuerzos, representan puntos críticos que podrían ser susceptibles a fallos o deformaciones permanentes.

El FEA no solo identificó las zonas de concentración de esfuerzos (Figura 15), sino que también cuantificó la magnitud de los desplazamientos y deformaciones en cada punto de la estructura (Figura 16 y Figura 17 respectivamente). Los resultados del FEA se representaron mediante mapas de colores que visualizan la distribución de tensiones y deformaciones en la estructura de la prótesis. Estos mapas proporcionan una herramienta visual muy útil para comprender el comportamiento estructural del dispositivo y identificar áreas de mejora.

Los valores obtenidos se compararon con las propiedades mecánicas del material utilizado en la impresión 3D (ABS estándar) demostrándose que, bajo las cargas simuladas, las tensiones máximas se mantuvieron por debajo del límite elástico del material, lo que indica que la prótesis no experimentará deformaciones permanentes durante su uso normal. Sin embargo, se observaron picos de tensión en las zonas críticas mencionadas anteriormente, lo que justifica la necesidad de optimizar el diseño en estas áreas.

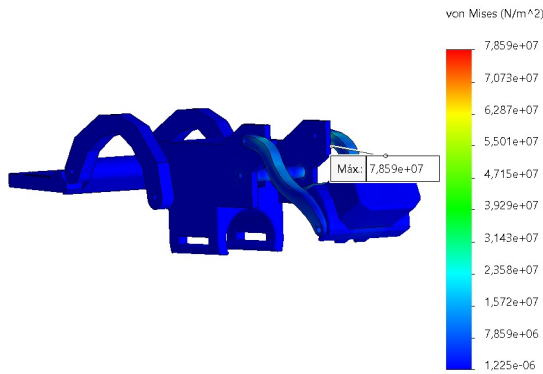


Figura 15. Distribución de esfuerzos

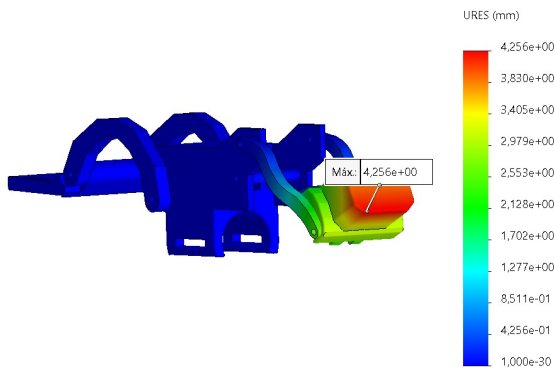


Figura 16. Distribución de desplazamientos

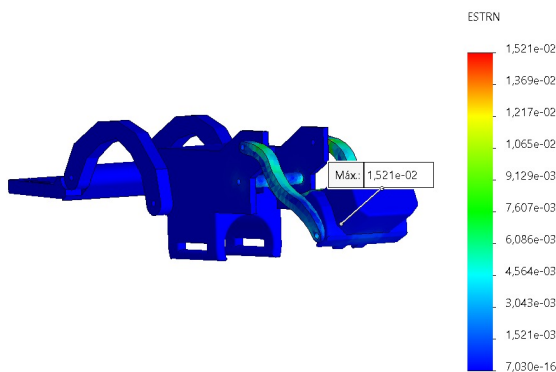


Figura 17. Distribución de deformaciones

Con base en los resultados del FEA, se realizaron modificaciones en el diseño para mejorar la distribución de esfuerzos y aumentar la resistencia de la prótesis. Estas modificaciones incluyeron:

- **Refuerzo de las Conexiones:** Se aumentó el espesor del material y se modificó la geometría de las conexiones entre las falanges para reducir la concentración de esfuerzos en estas zonas.

- **Rediseño del Encaje:** Se optimizó la forma del encaje para distribuir mejor las cargas entre la prótesis y el muñón, minimizando la presión en puntos específicos.
- **Optimización del Mecanismo de Transmisión:** Se realizaron ajustes en la geometría del mecanismo de cuatro barras para reducir las tensiones en los puntos de pivote y mejorar la eficiencia de la transmisión de fuerza.

Tras la verificación de la efectividad de los cambios en la distribución de esfuerzos, se optimizó el diseño hasta lograr una distribución de esfuerzos más uniforme y una mayor resistencia estructural. Los esfuerzos máximos encontrados corresponden a 78 MPa en la base del engranaje y un esfuerzo promedio de 1.2 MPa en el resto del ensamble.

Por otra parte, el desplazamiento máximo se puede ver en la punta del dedo con un movimiento hacia arriba de 4,256 mm en respuesta a la carga activa, lo que se debe al comportamiento elástico del material, enfocando las deformaciones elásticas en las barras que unen el dedo con la armadura.

3.5. Evaluación de percepción del paciente

La motivación inicial del proyecto, centrada en mejorar la calidad de vida del usuario tras la pérdida de falanges, se vio reflejada en sus expectativas y en la evaluación del prototipo. El usuario reportó una mejora significativa en su capacidad para realizar tareas cotidianas y laborales que antes le resultaban difíciles o imposibles. La recuperación de la autonomía en actividades como manipular objetos pequeños, abrocharse la ropa o utilizar herramientas fue un aspecto clave en su percepción positiva de la prótesis.

El diseño personalizado, basado en las características anatómicas y biomecánicas del usuario, resultó en un buen ajuste y una alta comodidad. La evaluación subjetiva del usuario arrojó una puntuación de 4.5 sobre 5 en cuanto a comodidad y ajuste, lo que indica una alta satisfacción con la interfaz entre la prótesis y su cuerpo. Este aspecto es fundamental para la aceptación a largo plazo de la prótesis, ya que la incomodidad puede llevar al rechazo del dispositivo.

Si bien no se midió formalmente, se observó una mejora en la confianza del usuario al realizar tareas con la prótesis. La posibilidad de realizar actividades que antes le resultaban difíciles tuvo un impacto positivo en su percepción de sí mismo. Aunque el aspecto estético no fue el foco principal del diseño, la integración razonable de la prótesis con su mano contribuyó a una mayor aceptación y una menor conciencia de la diferencia física.

Se observó una curva de aprendizaje en el uso de la prótesis. Inicialmente, el usuario requirió un tiempo

para familiarizarse con el control del dispositivo y coordinar los movimientos. Sin embargo, con la práctica y el feedback continuo, logró un control cada vez más preciso y natural. La retroalimentación del usuario durante este proceso fue crucial para realizar ajustes en el diseño y el sistema de control.

En general, la prótesis cumplió con las expectativas iniciales del usuario en cuanto a funcionalidad y comodidad. La mejora en la fuerza de agarre, el ROM y la respuesta temporal en la realización de tareas se tradujo en una percepción positiva del dispositivo. Sin embargo, también se identificaron áreas de mejora, como la optimización del agarre de pinza, que se abordarán en futuras iteraciones del diseño.

4. Conclusiones

El presente estudio demuestra la viabilidad y efectividad de la impresión 3D en la creación de prótesis digitales personalizadas y de bajo costo. La combinación de técnicas de diseño asistido por computadora, análisis de elementos finitos y fabricación aditiva resultó en un dispositivo que restaura significativamente la función manual y mejora la calidad de vida del usuario. Se recomienda fabricar las piezas que requieren mayor detalles y resistencia mecánica en materiales como la resina o trabajar con un extrusor de no mayor a 1.75mm lo que nos permitirá realizar mantener definición en las piezas.

El desarrollo de este prototipo representa una solución viable y adecuado para la rehabilitación de la función manual en casos de amputación de falanges distales y medias. La metodología de diseño, centrada en la personalización y la escalabilidad, permite la adaptación del prototipo a diferentes configuraciones anatómicas.

La prótesis diseñada mostró una mejora sustancial en la fuerza de agarre correspondiente 0.875N con respecto al extremo distal del prototipo, el rango de movimiento y la capacidad de realizar de tareas cotidianas. Estos resultados cuantitativos, respaldados por la evaluación subjetiva del usuario, evidencian el impacto positivo de la intervención. La personalización de la prótesis, basada en las medidas antropométricas del usuario, garantizó un ajuste óptimo y una alta comodidad. Este aspecto es fundamental para asegurar la aceptación y el uso a largo plazo del dispositivo.

El sistema de control electromiográfico demostró la capacidad de realizar la flexión y extensión del sistema mecánico en un intervalo aproximadamente de 200ms permitiendo al usuario controlar la prótesis de manera intuitiva. La alta tasa de acierto en la detección de la intención de movimiento refleja la eficacia del algoritmo implementado.

A pesar de que se evidencia un aumento subjetivo por parte del paciente en la fuerza de agarre, el agarre

tipo pinza no es suficiente para controlar objetos pesados, y el agarre cilíndrico requiere del apoyo de los demás dedos para distribuir y controlar la carga en caso de manejar un objeto pesado. Sin embargo, la prótesis logra aumentar la estabilidad del usuario en el manejo de objetos.

El análisis de elementos finitos permitió identificar y optimizar las zonas de mayor concentración de esfuerzos, garantizando la resistencia y durabilidad de la prótesis, de modo que las modificaciones realizadas en el diseño mejoraron significativamente su desempeño.

Los resultados obtenidos en este estudio sugieren que esta metodología de diseño y fabricación de prótesis personalizadas puede ser aplicada a otros casos de amputación de falanges mediales y distales, ofreciendo una solución accesible y efectiva para una amplia población.

Las líneas de investigación futuras se centrarán en la optimización del sistema de transmisión para maximizar el ROM y la fuerza de agarre, la exploración de materiales más ligeros y resistentes, y la realización de estudios con una mayor muestra de usuarios para validar la escalabilidad del diseño y obtener datos estadísticos más robustos.

Referencias

- [1] D. Rodríguez, C. Ruiz, M. Nieto, S. Torres, and M. Gómez, "La mano. aspectos anatómicos i. generalidades, osteología y artrología," *Morfología*, vol. 12, pp. 11 – 30, 1 2020.
- [2] T. J. Bates, J. R. Ferguson, and S. N. Pierrie, "Technological advances in prosthesis design and rehabilitation following upper extremity limb loss," *Current reviews in musculoskeletal medicine*, vol. 13, pp. 485–493, 8 2020.
- [3] A. M. Dummer, "Amputación y salud mental: Una revisión sistemática," 1 2021.
- [4] L. Arias, "Biomecánica y patrones funcionales de la mano," *Morfología*, vol. 4, 1 2012.
- [5] E. F. Lungu, L. Matei, M. M. Roşu, M. Iliescu, and C. Radu, "Biomechanical hand prosthesis design," *Machines* 2023, Vol. 11, Page 964, vol. 11, p. 964, 10 2023.
- [6] Y. Wang, Q. Tan, F. Pu, D. Boone, and M. Zhang, "A review of the application of additive manufacturing in prosthetic and orthotic clinics from a biomechanical perspective," *Engineering*, vol. 6, no. 11, pp. 1258–1266, 2020.
- [7] A. Kawaiah, M. Thakur, S. Garg, S. H. Kawasmi, and A. Hassan, "Fingertip injuries and amputations: A review of the literature," *Cureus*, vol. 12, 5 2020.

- [8] R. Galán and J. Vergara, "Prótesis impresa en 3d para la rehabilitación de amputaciones digitales: presentación de un diseño mecánico," *Rev Col Cirugía Plástica y Reconstructiva* •, vol. 25, pp. 32–39, 2019.
- [9] J. E. Telich-Tarriba, A. Moscona-Nissan, O. I. Guevara-Valmaña, E. Rangel-Rangel, and M. Ángel Santiago-Gorostieta, "Impresión tridimensional de prótesis de dedo de bajo costo en paciente con transferencia de dedos del pie a la mano," *Cirugía Plástica*, vol. 33, pp. 181–186, 2023.
- [10] E. Chuya and C. Guallpa, "Diseño y construcción de una prótesis de dedo para personas con amputación a nivel proximal de la falange con sistema flexible para integración de herramientas." 2022.
- [11] M. Mora and R. Cerna, "Diseño y construcción de prótesis con movimiento independiente de dedos para mano utilizando señales mioeléctricas," 2023.
- [12] P. Sánchez, "Construcción y evaluación de una prótesis mioeléctrica de mano de bajo coste," 7 2020.
- [13] C. C. del Río, "“diseño, prototipado y programación de una prótesis de mano mediante impresión 3d”," 2023.
- [14] A. Ortega, C. Mejia, B. Díaz, and J. Ruíz, "Diseño, modelado y construcción de una mano robótica 3d empleando electromiografía," *Memorias del Concurso Lasallista de Investigación, Desarrollo e innovación*, vol. 6, pp. IMC 23–29, 11 2019.
- [15] R. Kabir, M. S. H. Sunny, H. U. Ahmed, and M. H. Rahman, "Hand rehabilitation devices: A comprehensive systematic review," *Micromachines*, vol. 13, 7 2022.
- [16] J. Celigüeta, "Método de los elementos finitos para análisis estructural," 2011.
- [17] J. España, "Diseño y construcción de un prototipo electromecánico de prótesis transhumeral comandado por movimientos del brazo funcional," *Scientia Et Technica*, vol. 21, pp. 191–198, 2016.
- [18] Z. Yang, *Finite Element Analysis for Biomedical Engineering Applications*. CRC Press, 3 2019.
- [19] A. Wang, N. Hu, J. Yu, W. Liao, J. Zhang, X. Wu, and C. Pei, "Research on robot control system of lower limb rehabilitation robot based on human gait comfort," *International Conference on Advanced Mechatronic Systems, ICAMechS*, vol. 2019-August, pp. 34–39, 8 2019.
- [20] U. Côté-Allard, G. Gagnon-Turcotte, F. Laviolette, and B. Gosselin, "A low-cost, wireless, 3-d-printed custom armband for semg hand gesture recognition," *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol. 19, 6 2019.