



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA  
SEDE CUENCA  
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

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.

Trabajo de titulación previo a la obtención  
del título de Ingeniero Mecatrónico

AUTORES: ERICK ADRIÁN MÉNDEZ CHUYA.  
CESAR STALIN MORQUECHO GUALLPA.  
TUTOR: ING. JOHN CALLE-SIGUENCIA, Ph.D.

Cuenca – Ecuador

2022

# CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, Erick Adrián Méndez Chuya con documento de identificación N° 0105512818 y Cesar Stalin Morquecho Gualpa con documento de identificación N° 0302033147; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos 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.

Cuenca, 8 de agosto del 2022

Atentamente,



---

Erick Adrián Méndez Chuya  
0105512818



---

Cesar Stalin Morquecho Gualpa  
0302033147

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

Nosotros, Erick Adrián Méndez Chuya con documento de identificación N° 0105512818 y Cesar Stalin Morquecho Gualpa con documento de identificación N° 0302033147, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del Proyecto Técnico: "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.", el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Mecatrónico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

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

Cuenca, 8 de agosto del 2022

Atentamente,



---

Erick Adrián Méndez Chuya  
0105512818



---

Cesar Stalin Morquecho Gualpa  
0302033147

# CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, John Ignacio Calle Sigüencia con documento de identificación N° 0102118213, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: 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., realizado por Erick Adrián Méndez Chuya con documento de identificación N° 0105512818 y Cesar Stalin Morquecho Gualpa con documento de identificación N° 0302033147, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Proyecto Técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 8 de agosto del 2022

Atentamente,



Firmado electrónicamente por:  
**JOHN IGNACIO  
CALLE  
SIGUENCIA**

---

Ing. John Calle Sigüencia, Ph.D.  
0102118213

# Dedicatoria

*Erick Méndez*

A Dios, quien ha sido mi guía y fortaleza para llevar a cabo cada una de las metas que me he propuesto.

A mis padres Jaime e Isabel, quienes con su cariño, paciencia, esfuerzo y apoyo incondicional me han permitido llegar a cumplir otro de los objetivos trazados. Gracias por siempre ser mi pilar e inculcar en mí constancia, valentía y esfuerzo.

Finalmente, dedico a las personas que formaron parte del proceso y me brindaron su apoyo de una u otra forma.

*Cesar Morquecho*

Quiero dedicar este trabajo a todas aquellas personas que han sido un pilar fundamental para que yo pueda cumplir una meta más en mi vida. En primer lugar, dedico este triunfo a Dios por que esta es su promesa cumplida, a mis padres Cesar M y María G y hermanos por estar conmigo en cada paso que doy. Les quiero mucho.

## Agradecimientos

Agradecemos principalmente a Dios por permitirnos llegar a cumplir esta meta tan anhelada y por brindarnos salud, fuerza e impartirnos sabiduría a lo largo del proceso.

Agradecemos profundamente a nuestros padres que, gracias al cariño recibido, apoyo, paciencia y comprensión ha sido posible lograr cada una de las metas propuestas.

Nos gustaría agradecer a nuestro tutor de proyecto de titulación Ing. John Calle, a quien admiramos; por su esfuerzo y dedicación brindados al actual trabajo de titulación. Sus orientaciones, conocimientos y su paciencia han sido esenciales para culminar con el presente.

Finalmente agradecemos a todas las personas que estuvieron en el trayecto culminado.

Este documento fue realizado enteramente en L<sup>A</sup>T<sub>E</sub>X

# Índice

Certificado de responsabilidad y autoría del trabajo de titulación	I
Certificado de cesión de derechos de autor del trabajo de titulación a la Universidad Politécnica Salesiana	II
Certificado de dirección del trabajo de titulación	III
Dedicatoria	IV
Agradecimientos	V
Resumen	XIII
Abstract	XIV
1. Introduccción	1
2. Problema	2
2.1. Antecedentes . . . . .	2
2.2. Descripción del problema . . . . .	4
2.3. Importancia y alcances . . . . .	4
2.4. Delimitación . . . . .	5
2.5. Problema General . . . . .	6
2.6. Problemas Específicos . . . . .	6
3. Objetivos	6
3.1. Objetivo General . . . . .	6
3.2. Objetivos Específicos . . . . .	6
4. Hipótesis	7
4.1. Hipótesis General . . . . .	7
5. Marco Teórico	7
5.1. Estudio anatómico de la mano humana . . . . .	7
5.1.1. Huesos de la mano . . . . .	8
5.1.2. Huesos Carpianos . . . . .	9



5.1.3.	Huesos Metacarpianos .....	10
5.1.4.	Huesos Falanges .....	11
5.1.5.	Sistema Muscular .....	12
5.2.	Biomecánica de la mano y de los dedos:.....	13
5.2.1.	Fuerzas y tensiones.....	17
5.3.	Mecanismos y prótesis.....	19
5.3.1.	Clasificación de los mecanismos. ....	19
5.3.2.	Grados de libertad de un mecanismo .....	21
5.3.3.	Prótesis.....	22
5.4.	Procesos de manufactura de prótesis.....	22
5.4.1.	Impresión 3D.....	23
5.5.	Diagramas de esfuerzo deformación de los materiales usados en la construcción de prótesis .....	24
6.	Marco metodológico .....	26
6.1.	Metodología de la Investigación .....	26
6.2.	Metodología del proceso.....	27
6.2.1.	Introducción.....	27
6.2.2.	Definición de variables.....	28
6.2.3.	Diseño de concepto .....	36
6.2.4.	Particularidades de los componentes .....	46
6.2.5.	Simulación del dispositivo. ....	51
6.2.6.	Construcción del dispositivo .....	58
6.2.7.	Construcción del dispositivo .....	59
6.2.8.	Pruebas de funcionamiento .....	61
7.	Resultados .....	63
8.	Conclusiones .....	70
9.	Recomendaciones .....	71
	Referencias .....	74
	ANEXOS .....	75

## Lista de Tablas

1.	Acciones musculares. ....	16
2.	Pares de fuerza de los músculos motores de la muñeca y los dedos.....	18
3.	Medidas antropométricas del muñón del usuario.....	32
4.	Medidas antropométricas del dedo índice.....	32
5.	Tabla de valores de las curva de trayectoria del mecanismo por ADAMS vs KINOVEA.....	40
6.	Coefficiente de pearson y determinación.....	41
7.	Tabla comparativa de los materiales más utilizados.....	52
8.	Coefficiente de pearson y determinación.....	66
9.	Parámetros de simulación del mecanismo.....	69
10.	Matriz de consistencia.....	76

## Lista de Figuras

1.	Diseño de prótesis X Finger para dedo meñique. . . . .	3
2.	Anatomía de la mano . . . . .	9
3.	Huesos Carpianos.....	10
4.	Huesos Metacarpianos .....	11
5.	Huesos de las Falanges .....	11
6.	Sistema Muscular mano y antebrazo.....	13
7.	Biomecánica de la mano y de los dedos.....	14
8.	Función de Apoyo .....	14
9.	Función de golpe.....	15
10.	Columna articular del dedo índice.....	16
11.	Articulaciones interfalángicas .....	17
12.	Mecanismo plano .....	20
13.	Mecanismo esférico. ....	20
14.	Mecanismo espacial. ....	21
15.	Prótesis para dedos .....	22
16.	Diagrama esfuerzo-deformación del PLA con fibra de carbono .....	24
17.	Diagrama esfuerzo-deformación del polipropileno.....	25
18.	Diagrama esfuerzo-deformación de la resina.....	25
19.	Diagrama esfuerzo-deformación del aluminio .....	26
20.	Método del proceso.....	28
21.	Proceso de toma de medidas antropométricas del muñón.....	29
22.	Proceso de toma de medidas antropométricas del dedo índice izquierdo .....	29
23.	Movimiento de flexión y extensión del muñón.....	30
24.	Acción de fuerza del usuario .....	30
25.	Dimensiones del usuario .....	31
26.	Medición geométrica del dedo índice .....	31
27.	Escaneo del usuario .....	33
28.	Escaneo del usuario .....	33
29.	Procesamiento de vídeo.....	34
30.	Trayectoria real del dedo índice .....	35
31.	Trayectoria real del dedo índice .....	35
32.	Mecanismo de cinemática abierta ejemplar .....	36
33.	Mecanismo de cinemática abierta modificado .....	37

34.	Mecanismo de cinemática abierta adaptado .....	38
35.	Mecanismo articulado de cinemática abierta .....	38
36.	Mecanismo propuesto .....	39
37.	Curva de trayectoria del mecanismo y del dedo índice .....	41
38.	Primera posibilidad del sistema de sujeción .....	42
39.	Segunda posibilidad del sistema de sujeción .....	43
40.	Tercer sistema de sujeción.....	43
41.	Rediseño de la falange distal .....	44
42.	Sensor My Skin Track UV.....	45
43.	Base para el sensor .....	45
44.	Modelado de región distal.....	46
45.	Elemento del primer eslabón acoplador .....	47
46.	Elemento del segundo eslabón acoplador.....	47
47.	Elemento del tercer eslabón acoplador.....	48
48.	Elemento del eslabón fijo. ....	48
49.	Elemento del quinto eslabón acoplador.....	49
50.	Elemento del eslabón motriz.....	49
51.	Elemento del sexto eslabón acoplador.....	50
52.	Elemento del eslabón fijo. ....	50
53.	Ensamble del dispositivo protésico.....	51
54.	Ensamble del dispositivo protésico en Adams View. ....	51
55.	Análisis estructural .....	53
56.	Diagrama de cuerpo libre.....	54
57.	Límites de frontera - Carga aplicada .....	56
58.	Límites de frontera- material utilizado .....	57
59.	Restricciones fijas .....	57
60.	Simulación del dispositivo.....	58
61.	Configuración de la impresora 3D.....	59
62.	Partes del dispositivo protésico impresos en 3D.....	60
63.	Partes del dispositivo protésico impreso en 3D. ....	60
64.	Método de sujeción del dispositivo protésico .....	61
65.	Prueba de funcionamiento.....	62
66.	Prueba de funcionamiento.....	62
67.	Prueba de funcionamiento.....	63
68.	Dimensiones del usuario.....	64

69.	Medición geométrica del dedo índice .....	65
70.	Escaneo del usuario .....	65
71.	Curvas de trayectorias generadas.....	66
72.	Tensión de Von Mises .....	68
73.	Desplazamiento máximo .....	68
74.	Punta intercambiable .....	69
75.	Movimiento de extensión.....	70
76.	Movimiento de flexión.....	70

## Resumen

El presente proyecto de titulación presenta el diseño y construcción de una prótesis de dedo índice para personas con amputación proximal de la falange que se asemeja a la antropomorfía humana y cumple con determinadas funcionalidades de este dedo, entre ellos el movimiento de flexión-extensión y el agarre de tipo pinza. En primer lugar, se realizó la revisión bibliográfica de la mano humana, luego se analizó el estado del arte de la prótesis de falange proximal para el dedo índice, identificando el desarrollo tecnológico que han experimentado y finalmente los requerimientos de diseño se establecieron en función a las medidas antropométricas del sujeto de estudio, así como los movimientos, ángulos de flexión y agarre; que ha de ser realizado por el prototipo para cumplir con las funcionalidades propuestas. Se usó mecanismos de cuatro barras para constituir el movimiento de flexión - extensión del dedo índice y la transmisión de potencia para el mismo dedo. Se realizaron diferentes análisis mediante software de ingeniería, entre ellas la de esfuerzo, mediante análisis de elementos finitos para determinar los puntos críticos y asegurar la confiabilidad del prototipo. La construcción se realizó mediante impresión tridimensional en material PLA con fibra de carbono. Al finalizar la construcción, se ejecutaron pruebas prácticas de validación que avalen la funcionalidad del mismo. Finalmente se obtuvo un prototipo de prótesis para falange proximal del dedo índice, que cumple las condiciones de diseño, siendo posible aplicar las mismas en un futuro a cualquier usuario siempre que se personalice a las medidas antropométricas del usuario.

Palabras clave: Dedo índice ,falange, medidas antropométricas, prótesis.

## Abstract

This thesis project proposes a design proposal for a machine for the angular cutting of refractory bricks, with the purpose of optimizing production times, minimizing to a great extent the occupational risk to which the operator is exposed and improving the quality of the product with respect to that obtained manually.

The manual processes involved in the manufacture of kilns to give the raw material angular characteristics, contributed greatly to identify the needs to be solved. Additionally, the machines used for the angular cutting of refractory bricks have served as a basis to propose a better alternative to perform this operation, whose criticality in the manufacturing process is high, since it generates longer production times, high labor risk, complexity in the process and a high percentage of waste.

As a result, a mechatronic product was obtained that contains feeding, cutting and powder extraction systems, in which the automation and control of the different processes are commanded by a PLC.

Once the design was completed, it was verified, by means of finite elements, that the proposal presents robustness characteristics and that no significant deformations and stresses are evidenced in the mechanical components; this allowed verifying that the proposed design is adequate, functional and that it effectively fulfills the purpose for which it was designed. On the other hand, it is important to point out that the elements that make up the machine take into account what is specified in the current and nationally accepted standards.

Keywords: Refractory Brick, Angular Cutting, Cutting Discs, Conveyor Belt, Ventilation.

# 1. Introduccción

La mano es el órgano que establece la conexión entre el mundo real y la mente, permitiendo realizar desde mínimas actividades como escribir, coser hasta ser un aporte en el avance y desarrollo del ser humano en ámbitos como la medicina científica moderna, ingeniería; etc, tal es el caso del empleo sobre todo de las falanges para realizar procedimientos quirúrgicos (extirpación tumor) hasta el uso de una computadora, que hoy en día constituye el auge en la evolución humana (Monreal González, 2007).

Varios son los factores que influyen en la pérdida de esta capacidad y sensibilidad en el ser humano ya sea; a través de la presencia de patologías que alteren la vascularidad a nivel de la irrigación de las falanges de nuestras manos, enfermedades congénitas, infecciosas o en el peor de los casos accidentes que comprometan el miembro expuesto (falanges), lo que constituiría la necesidad de amputación del mismo, representando una problemática de salud y desarrollo a nivel mundial (Monreal González, 2007).

En la actualidad se ha observado que gran parte de la población a nivel del mundo posee algún tipo de discapacidad física, lo que conlleva a que la persona tenga dificultades para realizar sus actividades diarias. Es por ello que la construcción de prótesis resultaría un aporte para solventar esta necesidad y a su vez mejorar la calidad de vida de quienes la padecen (Montaño Dávila y cols., 2013).

Harold Z. Haut, menciona acerca de las prótesis que: “el fundamento racional para implantar un dispositivo electrónico es que ejecute su función dentro del cuerpo sin necesidad de pasar alambres a través de la piel” (Freire, Tobar, y Chadrina, 2013)

El trabajo de titulación tuvo como finalidad realizar el diseño y construcción de una prótesis de dedo índice para personas que han sufrido amputación a nivel proximal de la falange con sistema flexible para integración de herramientas.



## 2. Problema

### 2.1. Antecedentes

Teniendo presente la funcionalidad e importancia que tienen las manos; al representar uno de los órganos más importantes por su amplia gama de actividades, en donde el dorso de los dedos (pulpejo) es el área con más terminaciones nerviosas del cuerpo humano lo que constituye el primer mecanismo de conexión entre el sistema nervioso central y el entorno en el que nos desarrollamos. Sin embargo, al ser la herramienta primordial para la ejecución de actividades del medio, están expuestas a un sin número de riesgos, traumas que en ocasiones a causado la pérdida parcial o total (amputación) de estas zonas del cuerpo humano (López Sullaez y Estrada Ruíz, 2009).

Las lesiones o traumatismos a nivel de las falanges de las manos son las que se evidencian con mayor frecuencia a nivel mundial. Donde la incapacidad permanente por accidentes de trabajo o enfermedades es un problema de gran relevancia como lo menciona "la Administración de Salud, Higiene y Seguridad Ocupacional Norteamericana (O.S.H.A)", en donde aproximadamente 400.000 personas de los 2 millones de empleados con discapacidad por año sufren lesiones en las manos, lo que representa un 72 % de personas con discapacidad específicamente a nivel de las falanges, afectando de manera indirecta las políticas ocupacionales y sanitarias del personal en las diferentes áreas de trabajo (Orozco, Contreras, Briones, y Astudillo, 2021) (López Sullaez y Estrada Ruíz, 2009).

En base a un estudio descriptivo, retrospectivo y transversal; realizado en la provincia del Guayas (2018), según datos del "sistema del seguro de riesgos del trabajo del Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social", calificó como accidentes laborales a 5,101 pacientes (57 %), de los cuales la principal secuela fue la amputación de dedos de la mano con un 39,1 % (Orozco y cols., 2021).

Hurtz creó una prótesis para dedo que no requiere de actuadores ni fuentes de alimentación para su funcionamiento; puesto que, utiliza el muñón sobrante del dedo para recrear el movimiento natural del mismo (Orozco y cols., 2021).

Como se observa en la Figura 1, la prótesis está fabricada con acero inoxidable, lo que prolonga la vida útil de la misma y puede ser personalizada con diferentes colores de acuerdo al gusto del usuario.

Figura 1

*Diseño de prótesis X Finger para dedo meñique.*



*Nota.* Prótesis de dedo comercial. Tomado de Orozco y cols. (2021)

En la actualidad en nuestro país, se evidencia una evolución tecnológica en cuanto al diseño y construcción de prótesis para manos que involucran los movimientos a nivel de los dedos; los cuales representan un gran aporte para las personas que requieran de estos artefactos. Tal es el caso de (Villarreal, Iglesias, y Yépez, 2017) que en su proyecto de 2017 presentaron el diseño y creación de una prótesis de mano mecánica (palma y cinco dedos); cuya funcionalidad está dada por las emisiones mioeléctricas que van a ser transmitidas a través de los músculos del antebrazo del paciente.

Así también Calle-Sigiencia, Encalada-Seminario, y Pinto-León (2018) Tenesaca Llivigañay y Tituana Salinas (2020), desarrollaron un modelo de prótesis humana que involucra la mano con la misma forma de ejecución de movilidad (sensores mio eléctricos).

Sin embargo, no se ha verificado la existencia de proyectos, prototipos o diseños de prótesis exclusivos para falanges a nivel proximal; lo cual se realizó con el presente proyecto investigativo.

## 2.2. Descripción del problema

Varios son los factores que pueden afectar la calidad de vida del ser humano; entre ellos, la presencia de patologías vasculares, accidentes de tránsito o laborales en las que una parte de nuestro organismo se puede ver comprometido. La necesidad de una amputación puede conllevar la incapacidad del individuo en el que, al momento de realizar una actividad básica, la misma debe ser suplida o ser dependiente de terceros. (Pazmiño Gómez, 2018).

Los traumas a nivel de las manos, sobre todo de las falanges de los dedos, son de gran relevancia al constituir la zona anatómica con casi toda la funcionalidad que conlleva el empleo de los miembros superiores para la ejecución de diferentes actividades del diario vivir; cualquier tipo de amputación a este nivel llevaría a un grado de discapacidad que limiten la ejecución de acciones básicas, como la alimentación, aseo personal y movilidad. Otro sector de afectación puede darse de la parte psicológica del paciente, dependiendo del grado de complejidad del trauma, siendo necesario la readaptación a esta condición mediante el diseño y construcción de un dispositivo que reemplace una parte faltante del cuerpo o hacer que una parte del cuerpo trabaje de mejor manera (López Sullaez y Estrada Ruíz, 2009).

Las personas que presentan este requerimiento, en la mayor parte de los casos, no cuentan con los recursos suficientes para adquirir una prótesis que se oferta en el mercado ya que sus altos costos, sobre todo en América Latina, superan incluso los 20.000 dólares. La caracterización de cada individuo es variado, por lo que ésta necesitaría ajustarse y ser personalizada para cada usuario, haciéndoles aún más, de difícil acceso (López Sullaez y Estrada Ruíz, 2009).

## 2.3. Importancia y alcances

Según la Organización Mundial de la Salud, el 15 % de la población a nivel mundial posee algún tipo de discapacidad, en tanto que en el Ecuador esta cifra representa el 5,64 % de la población nacional, entre las cuales están las amputaciones de miembros superiores. Por lo cual a través de ello se ha observado la insatisfacción en las necesidades de las personas, esta cifra se ve en crecimiento debido a enfermedades crónicas, envejecimiento y accidentes laborales (Suárez-Escudero, 2014).

De acuerdo al registro de datos del Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC)

respecto al año 2017, el 2.45 % de la población padece de algún tipo de discapacidad físico - motora; verificándose que en el país dentro del mayor caso de amputaciones se encuentran las extremidades superiores, considerando en ellos las manos y la muñeca, de esta forma se registraron 512 amputaciones de estos miembros en el transcurso de ese año (Vargas Rios, 2017).

En la actualidad y a través del tiempo; el desarrollo y avance de la humanidad va de la mano del progreso de la tecnología; todo ello con la finalidad de que al emplearlas o aplicarlas mejoren la calidad de vida del ser humano, en diferentes esferas que lo involucren; tal es el caso de la rama de la mecatrónica como ciencia multidisciplinaria que se encarga del estudio de la mecánica, electrónica y sistemas; constituyendo un Gold estándar al momento de diseñar y construir prótesis que sustituyan la pérdida parcial, total o simplemente la falta de cinemática de determinada zona de nuestro organismo (Vargas y Wilches, 2014).

Los diseños de prótesis y ortesis han surgido desde una perspectiva sencilla en donde únicamente cumplían la finalidad de mejorar la estética del miembro afectado, hasta hoy en día ser un sistema totalmente moderno en el que imiten en gran parte el complejo mecanismo de movimientos de la zona implicada (Loaiza y Arzola, 2011).

Es así que, diversos han sido los proyectos impulsados por empresas privadas o instituciones educativas de tercer nivel que se han desarrollado en el país, los mismos que han sido creados con el objetivo de fabricar prótesis para uso de personas con discapacidad debido a amputaciones; ya que muchos de estos artefactos poseen un costo elevado y no brindan las características que cada usuario requiere para su uso (Vargas Rios, 2017).

De esta forma, el proyecto tiende a velar por el beneficio de las personas con discapacidad debido a amputación proximal a nivel de la falange. Así también, se prevé dar solución a una problemática a nivel mundial y ofrecer a los usuarios el confort necesario.

## 2.4. Delimitación

Este proyecto de titulación se desarrolló en la provincia del Azuay; en la ciudad de Cuenca, por medio de la coordinación de la Universidad Politécnica Salesiana en conjunto con el Grupo de Investigación e Ingeniería Biomédica (GIIB); en el laboratorio de prototipado gracias a que posee tecnología de última generación y será de gran aporte para el estudio de prótesis de dedo índice.

## 2.5. Problema General

- ¿Es posible diseñar y construir una prótesis de dedo para personas con amputación a nivel proximal de la falange que permita la integración de herramientas con sistemas electrónicos y mecánicos que favorezca las actividades laborales?

## 2.6. Problemas Específicos

- ¿Se podrá identificar las variables cuantitativas cinéticas y cinemáticas para el diseño y construcción de una prótesis de dedo?
- ¿Es posible diseñar una prótesis de dedo considerando modelado con software de Ingeniería garantizando funcionalidad, estética y ergonomía incorporando un sistema flexible para el anclado de herramientas, definiendo las técnicas de manufactura que permita una construcción de tipo convencional?
- ¿Es posible construir un prototipo de prótesis de dedo utilizando técnicas de manufactura determinadas para posteriores pruebas de funcionamiento?

# 3. Objetivos

## 3.1. Objetivo General

- Diseñar y construir una prótesis de dedo para personas con amputación a nivel proximal de la falange que permita la integración de herramientas con sistemas electrónicos y mecánicos que favorezca las actividades laborales.

## 3.2. Objetivos Específicos

- Identificar las variables cuantitativas cinéticas y cinemáticas para el diseño y construcción de una prótesis de dedo
- Diseñar una prótesis de dedo considerando modelado con software de Ingeniería garantizando funcionalidad, estética y ergonomía incorporando un sistema flexible para el anclado de herramientas, definiendo las técnicas de manufactura que permita una construcción de tipo convencional

- Construir un prototipo de prótesis de dedo utilizando técnicas de manufactura determinadas para posteriores pruebas de funcionamiento.

## 4. Hipótesis

A continuación, se presentan las siguientes hipótesis planteadas para el desarrollo del trabajo de titulación.

### 4.1. Hipótesis General

- Se diseñará y construirá una prótesis de dedo para personas con amputación a nivel proximal de la falange con un sistema flexible para integración de herramientas.

## 5. Marco Teórico

En esta sección se va a realizar un análisis de la anatomía de la mano como primera instancia para proceder fundamentalmente al estudio del dedo índice, donde se identificará su funcionalidad y antropometría; posteriormente, se realizará el estudio de prótesis donde se dará hincapié a los mecanismos utilizados y sistemas que han sido incorporados con anterioridad. Finalmente, se revisará procesos de manufactura correspondientes a la construcción del dispositivo para un funcionamiento acorde a los lineamientos planteados.

### 5.1. Estudio anatómico de la mano humana

La mano en su totalidad, ya sea en micro y/o macro estructura, y en combinación con el extenso y maravilloso tejido del cerebro, le han dotado de importantes ventajas y habilidades al ser humano en comparación a otras especies permitiendo su óptima adaptación acorde al medio en el que se desarrolla. Entre ellas:

- Acciones básicas- finas
- Actividades de precisión
- Pinzamiento y,
- Cinemática de oposición (Ramirez, Moreno, Bayona, Torres, y Rueda, 2020) .

Incluso, en cuanto al lenguaje corporal, la mano juega un papel fundamental para las relaciones sociales como una mano acariciadora hasta el punto de ser inclusive un mecanismo de defensa "puño". Este parámetro se considera como un determinante importante en la evolución y desarrollo humano (Ramirez y cols., 2020). La mano se considera como el instrumento de instrumentos"según Aristóteles o como lo menciona Kapandji "La mano es la extensión del cerebro"

Al momento de poner en estudio la mano, ésta involucra una amplia gama de subtemas tanto su anatomía como principios y mecanismos de movimiento ejercidos; por lo que se debe considerar su interés e importancia ya que, al estar expuesta a todo tipo de traumatismos, la pérdida parcial o total de su funcionalidad repercutiría en la reactivación de actividades cotidianas, factor psicológico y por ende calidad de vida (Ramirez y cols., 2020).

De tal manera, la mano ha sido un pilar importante para el desarrollo de la humanidad, ya que desde tiempos prehistóricos a través de ellas fue posible la creación de herramientas y el inicio y evolución de la escritura; siendo éstas algunas de las actividades que han impulsado al desarrollo de la cultura y tecnología de la humanidad. Debido a ello, la mano está considerada como el órgano más importante del cuerpo humano ya que a través de ella, es posible manipular el entorno físico (Ramirez y cols., 2020).

En cuánto a la anatomía, la mano está compuesta por tres elementos fundamentales: la muñeca que es el vínculo de conexión entre la mano y el antebrazo, y otras estructuras como la palma y los dedos de la mano; éstos elementos interactúan entre sí, de forma que facilitan la capacidad de agarre, manipulación física y precisión en la dirección de objetos (Orts, 1992) (Medina Gonzalez, Benet Rodríguez, y Marco Martínez, 2016).

#### 5.1.1. Huesos de la mano

Este órgano que se encuentra compuesto por 27 huesos, para su funcionalidad depende de otras estructuras como los músculos, tendones, nervios y vasos sanguíneos. Todos ellos en conjunto facilitan el movimiento, sensibilidad y agarre (Ramirez y cols., 2020).

Según Arias López (2012), manifiesta: la mano está compuesta por 3 regiones anatómicas: el carpo, formado por 8 huesos, metacarpo por 5 huesos y las falanges o huesos de las manos que son en un total de 14 como se puede observar en la Figura 2.

Figura 2

*Anatomía de la mano*



*Nota.* Huesos carpianos, metacarpianos y falanges como regiones anatómicas de la mano. Tomado de Arias López (2012).

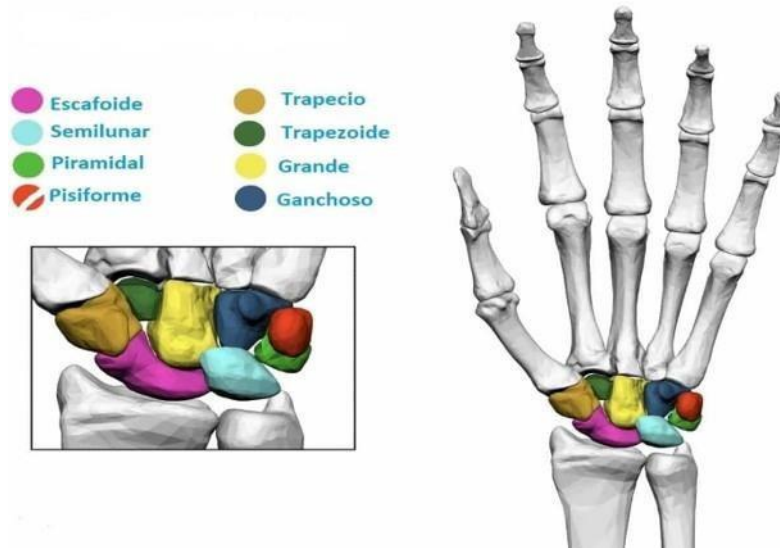
### 5.1.2. Huesos Carpianos

Formado por 8 huesos y son los denominados huesos de la muñeca; se ubican a nivel de la base de la mano y van a estar enlazados con los huesos metacarpianos; permitiendo el movimiento de la muñeca (Figura 3). (Yépez Rosero, 2017)



Figura 3

*Huesos Carpianos*



*Nota.* Huesos Carpianos o Huesos del Carpo de la mano. Fuente: Yépez Rosero (2017)

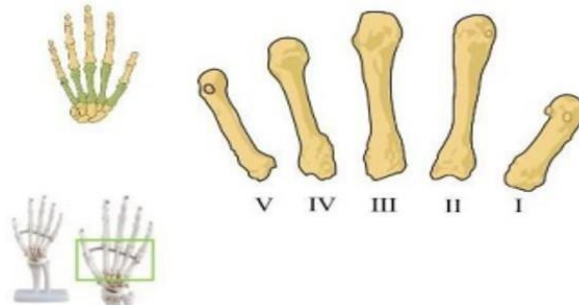
5.1.3. Huesos Metacarpianos

Estos huesos van a formar la palma de la mano y se van a unir a la muñeca; están constituidos por cinco huesos y se ubican entre la unión de los huesos carpianos y las falanges; y se los conoce desde el dedo pulgar al meñique como:

- Primer metacarpiano
- Segundo metacarpiano
- Tercer metacarpiano
- Cuarto metacarpiano
- Quinto metacarpiano (Figura 4) (Yépez Rosero, 2017).

Figura 4

*Huesos Metacarpianos*



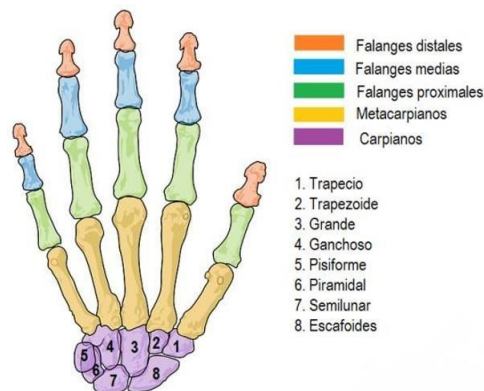
*Nota.* Los 5 Huesos Metacarpianos de la mano . Tomado de Yépez Rosero (2017)

5.1.4. Huesos Falanges

Los huesos de los dedos también conocidos como falanges son en un número de 14 huesos; y van a conformar la región distal de la mano. Así cada dedo (índice, medio, anular y meñique) tiene tres falanges: proximal, media y distal; excepto el dedo pulgar que únicamente presenta una falange proximal y una falange distal (Figura 5) (Yépez Rosero, 2017) .

Figura 5

*Huesos de las Falanges*



*Nota.* Huesos de las Falanges de las manos, región distal, media y proximal. Tomado de Yépez Rosero (2017)

### 5.1.5. Sistema Muscular

Según Derrickson y Tortora (2006), durante el movimiento del dedo índice, los músculos que más intervienen son los siguientes:

- Músculo extensor de los dedos

Origen: Inicia en el Epicóndilo lateral del húmero.

Inserción: se inserta a nivel de las Falanges distal y media de cada dedo.

Acción: Permite la extensión de la falange distal y media de cada dedo en las articulaciones interfalángicas, la falange proximal de cada dedo en la articulación metacarpofalángica y la mano en la articulación de la muñeca (Derrickson y Tortora, 2006) .

- Músculo extensor del dedo índice:

Origen: Su inicio está en la superficie posterior del hueso cúbito y la membrana interósea.

Inserción: Se inserta en el tendón del extensor de los dedos índice.

Acción: Permite la extensión de las falanges distal y media del dedo índice en las articulaciones interfalángicas, la falange proximal del dedo índice en la articulación metacarpofalángica y la mano en la articulación de la muñeca (Derrickson y Tortora, 2006).

- Músculo Flexor profundo de los dedos:

Origen: Se inicia en la superficie antero-medial del cuerpo del hueso cúbito.

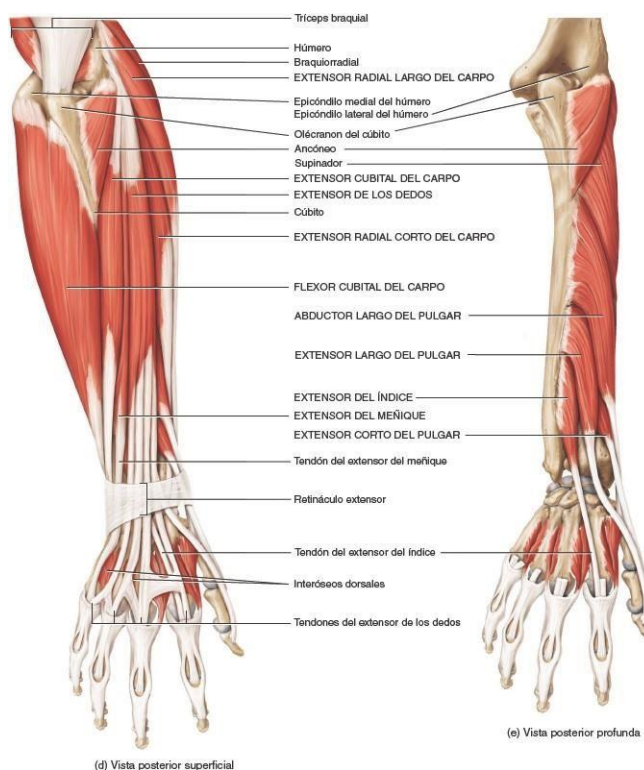
Inserción: Se inserta en la base de la falange distal de cada dedo.

Acción: Permite la flexión de las falanges distal y media de cada dedo en las articulaciones interfalángicas, la falange proximal de cada dedo en la articulación metacarpofalángica y la mano en la articulación de la muñeca (Derrickson y Tortora, 2006).

En la Figura 6 se observa detalladamente lo antes expuesto.

Figura 6

*Sistema Muscular mano y antebrazo*



*Nota.* Músculos de la mano que permiten el movimiento de las falanges. Tomado de Derrickson y Tortora (2006).

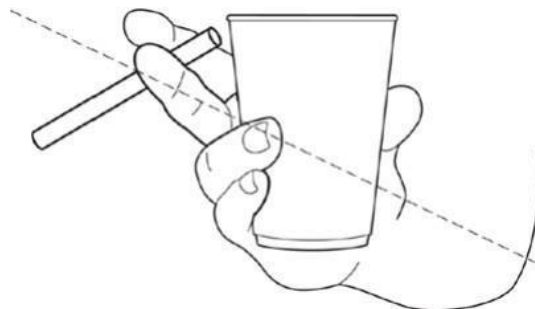
## 5.2. Biomecánica de la mano y de los dedos:

Dufour y Pillu (2018), indican que la biomecánica funcional de un sistema biológico comprende diferentes definiciones en la que incluyen el estudio de la anatomía, fisiología óseo-muscular y mecánica. Además, su principal objetivo es analizar y comprender los diversos comportamientos y posturas del ser humano sano, entender las disfunciones y las patologías más comunes, para a través de ello y posteriormente reciba una atención óptima, adecuada y de calidad.

La funcionalidad del dedo índice en el ámbito motriz se enfoca en la presión, definiéndose como la capacidad que posee ésta estructura anatómica para realizar un agarre múltiple; en donde será necesario la intervención de variantes cómo: la intensidad de la fuerza y precisión ejercida, tal como se presenta en la Figura 7 (Dufour y Pillu, 2018).

Figura 7

*Biomecánica de la mano y de los dedos*

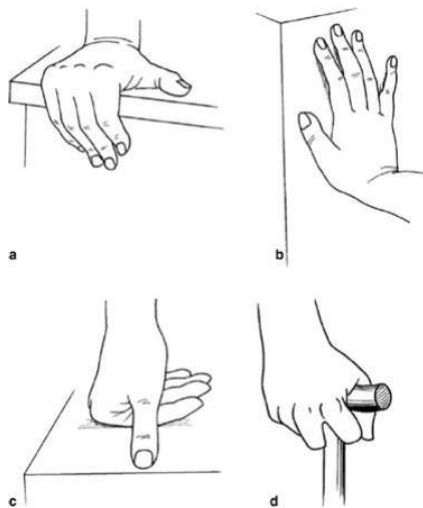


*Nota.* Función de prensión entre dedo índice y dedo medio. Tomado de Dufour y Pillu (2018) .

Otra función del dedo índice es la de apoyo, la cual se refiere a la de apoyarse sobre un objeto; es decir, se apoyan sobre la palma de la mano, en posición plana o nivel de las cabezas de los metacarpianos, tal como se observa en la Figura 8 (Dufour y Pillu, 2018) .

Figura 8

*Función de Apoyo.*

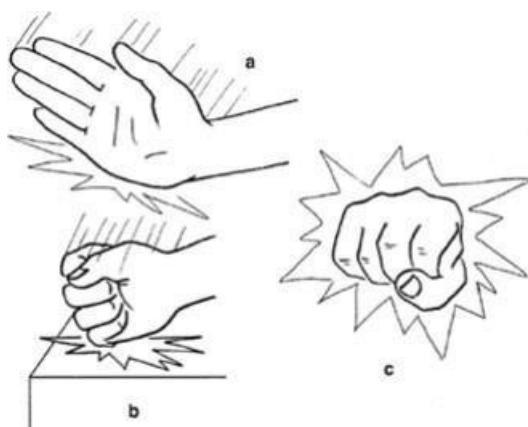


*Nota.* Apoyo en el talón de la mano (a), con la mano plana (b), en las cabezas de los metacarpianos (c) y con la mano totalmente apoyada en un bastón (d). Tomado de Dufour y Pillu (2018)

En cuanto a la función del golpe, hace referencia al contacto con fuerza que se ejerce; a través de la punta de los dedos, borde, o a manera de puño al momento de cerrar la mano. Ésta condición se puede observar en la Figura 9 (Dufour y Pillu, 2018).

Figura 9

*Función de golpe.*



*Nota.* Golpes dados con el borde cubital (a), con la cara medial del puño (b) y con las cabezas de los metacarpianos (c). Tomado de Dufour y Pillu (2018)

. Para un mejor y adecuado análisis biomecánico del dedo índice debemos tomar en consideración que, a nivel articular, encontramos ciertos determinantes morfo-anatómicos previos en los que se incluyen: .

La base de las falanges: cabeza"denominándose elipsoide para F1 y gínglimo para los demás falanges generan un arco de aproximadamente 40° (grados), el mismo que puede incrementarse dependiendo de la disposición del cartílago fibroso "glenoideo", en tanto que el gínglimo dará un arco de aproximadamente 130° (grados). Con la semejanza que cada uno presenta su propia inserción para movimientos de flexión y extensión con la particularidad del dedo pulgar como se puede visualizar en la Tabla 1 (Dufour y Pillu, 2018)

Tabla 1

*Acciones musculares.*

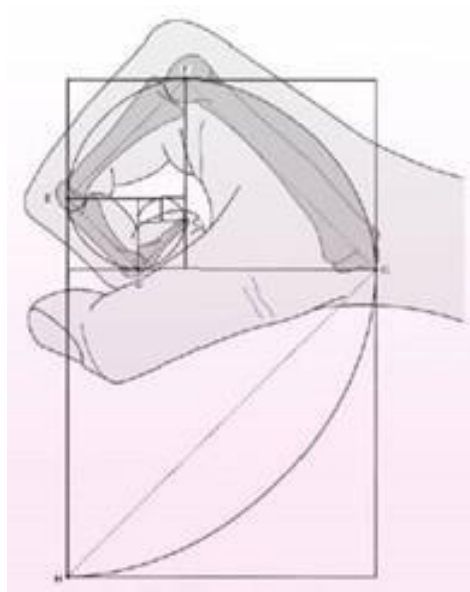
Nivel	Flexión	Extensión
F1	Interóseos	ED
F2	FSD	Interóseos(con inserción del ED)
F3	FPD	Interóseos(expansiones en el ED)

*Nota:* Acciones musculares en la columna del dedo.ED, extensor de los dedos; FPD, flexor profundo de los dedos. Adaptado de Dufour y Pillu (2018).

La parte de la columna articular del dedo índice del dedo es presentada en base a la espiral de Fibonacci, como se puede observar en la Figura 10 .

Figura 10

*Columna articular del dedo índice*



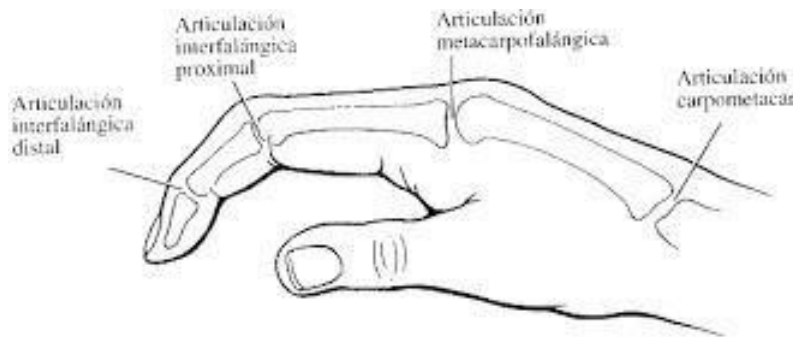
*Nota.* Proceso ejecutado por el usuario de movimiento de flexión y extensión del muñón. Tomado de de Morales (s.f.)

En base al estudio de Dufour y Pillu (2018), referente al análisis biomecánico de las articulaciones de la falange proximal y distal del dedo; manifiesta los siguientes comportamientos:

- Interfalángica proximal (IFP): Gínglimo no congruente, en donde el cartílago fibroso: glenoideo incrementa de manera leve el contacto. Su eje se direcciona de manera oblicua; hacia abajo y hacia fuera, específicamente en sentido hacia el quinto dedo de la mano, con la finalidad de contribuir a la parte de supinación a la flexión. La base cóncava de F2 presentando un arco de aproximadamente  $90^\circ$ , mientras la cabeza de F1 forma un ángulo de aproximadamente  $180^\circ$  (grados) (Figura 11) (Dufour y Pillu, 2018).
- Interfalángica distal (IFD): Es un gínglimo, similar a la IFP, pero más pequeño. La superficie cóncava se encuentra, asimismo, en el lado distal, por las mismas razones. Existe igualmente una inclinación de la interlínea hacia abajo y hacia el exterior que aporta una ligera componente supinadora a la flexión (Figura 11) (Dufour y Pillu, 2018).

Figura 11

#### *Articulaciones interfalángicas*



*Nota.* Articulaciones Interfalángicas: Proximal y Distal de la mano. Tomado de Ayats Soler (2017).

#### 5.2.1. Fuerzas y tensiones

Para Dufour y Pillu (2018); es casi imposible querer determinar y manifestar en números o cantidades la fuerza que tienen las manos; en donde los estudios sobre la fuerza de las falanges en torsión y cizalla; esta última hace referencia a la fuerza perpendicular en relación al eje longitudinal del elemento; de tal manera que se indica lo siguiente: .



- Las fuerzas de cizalla indican la mitad de la fuerza inducida sobre el objeto físico.
- La fuerza que va a ejercer el dedo índice y meñique al manipular un objeto van a depender de los pares de fuerza; en tanto que aquellas que se van a dirigir a los dedos anular y medio van a diferenciarse de acuerdo al par de la fuerza ejercida como con la fuerza de apriete.
- La fuerza que se va a ejercer para la supinación de mano (palma hacia arriba) va a incrementarse en la relación pulgar-objeto y disminuiría en cuanto a la pronación (palma hacia abajo).

En la Tabla 2 se ofrece una síntesis de la formulación de resultados.

Tabla 2

*Pares de fuerza de los músculos motores de la muñeca y los dedos.*

Músculo	Abreviatura	Par (momento)(daN/m)
Flexor radial del carpo	FRC	0.8
Flexor cubital del carpo	FCC	2
Extensor corto radial del carpo	ECRC	1.1
Extensor cubital del carpo	ECC	1.1
Flexor superficial de los dedos	FSD	4.8
Flexor profundo de los dedos	FPD	1.7
Extensor de los dedos	ED	1.7
Abductor largo del pulgar	ALP	0.1/0.4
Extensor largo del pulgar	ELP	1.2
Extensor corto del pulgar	ECP	0.1
Intrínsecos del pulgar	COCA	2.9

*Nota:* En ésta tabla se visualiza los pares de fuerzas que existen en los principales muculos de la muñeca y los dedos. Adaptado de Dufour y Pillu (2018)

Dufour y Pillu (2018), también indica que por lo general los protocolos creados son considerablemente diferentes para intentar compararlos. De lo que podemos excluir algunas conclusiones de manera general: .

- El par de fuerza (momento) desplegado por los flexores es superior al de los extensores (9,3 daN/m frente a 2,5 daN/m).
- La movilización pasiva de los dedos genera una fuerza en los tendones flexores del índice

de aproximadamente 0,1 a 0,6 daN; esta fuerza es de 3,5 daN para una flexión sin resistencia, y la engendrada por una fuerza de apriete de 3,5 daN es de más 12 daN.

– El uso de una posición de flexión del dedo, con flexión MCF importante y ligera de la IFP, reduce la fuerza desarrollada por los tendones flexores y, de este modo, reduce las cargas articulares.

– Las fuerzas desarrolladas por el índice hacia palmar y hacia lateral son casi idénticas, mientras que la fuerza dirigida hacia dorsal es cuatro veces inferior.

– La fuerza de flexión depende del punto de aplicación de la resistencia; cuando este punto se sitúa frente a la IFP, el FSD representa el 70 % de la fuerza de flexión, incluida la MCF (Dufour y Pillu, 2018) .

### 5.3. Mecanismos y prótesis.

A lo largo de la historia de las prótesis se puede evidenciar un gran avance de estas, donde, los mecanismos son fundamentales para el movimiento de una prótesis. De esta forma, para Castillo (2005), un mecanismo “es una combinación de cuerpos rígidos, conectados por medio de articulaciones que le permiten un movimiento relativo definido, enfocado a la transformación del movimiento.” (p. 4). Por lo tanto, podemos argumentar que un mecanismo es fundamental para la realización del movimiento. .

Por otro lado, Olmedo y Echeveria (2018) definen a un mecanismo como “la combinación de cuerpos conectados por medio de articulaciones móviles para formar una cadena cinemática cerrada con un eslabón fijo y cuyo propósito es transformar el movimiento de un modo propuesto.” (p. 8). Partiendo de esta definición podemos argumentar que una prótesis de dedos formara una cadena cinemática abierta, puesto que uno de sus extremos no tendrá ninguna conexión.

#### 5.3.1. Clasificación de los mecanismos.

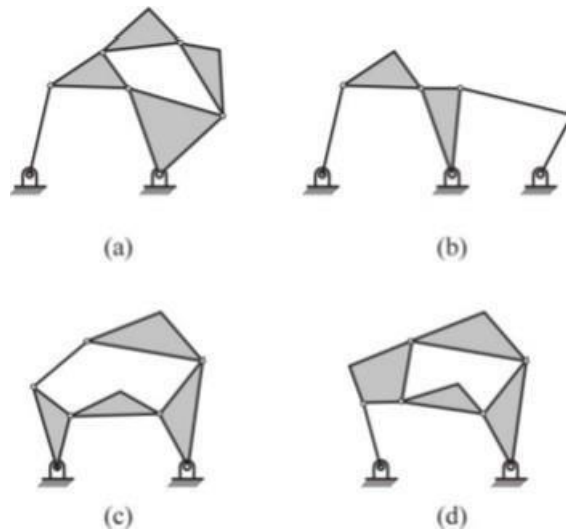
En este apartado se procederá a realizar la clasificación de los mecanismos, la principal característica para esta clasificación es el movimiento de los eslabones.

Mecanismo plano.

Es aquel en el que todas las partículas de los eslabones generan trayectorias en un mismo plano o en un plano paralelo (Roda Buch, Mata Amela, y Albelda Vitoria, 2016).

Figura 12

*Mecanismo plano*



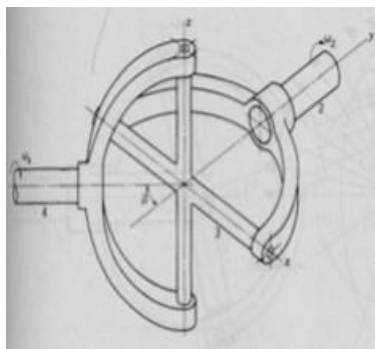
*Nota.* Tipos de mecanismos planos. Tomado de Roda Buch y cols. (2016)

*Mecanismo esférico.*

El autor Castillo (2005), define al mecanismo esférico como “aquel en el que cada eslabón tiene algún punto que se mantiene estacionario conforme el eslabonamiento se mueve, y en el que los puntos estacionarios de todos los eslabones están en una ubicación común”. (p. 26).

Figura 13

*Mecanismo esférico.*



*Fuente:* Mecanismo esférico de de tipo junta universal. Tomado de Castillo (2005).

Mecanismo espacial.

Son aquellos mecanismos en donde no existe ninguna restricción en los movimientos las partículas, es decir, sus partículas pueden generar curvas en 3 dimensiones (Castillo, 2005).

Figura 14

*Mecanismo espacial.*



*Nota.* Mecanismo espacial de cadena cinemática abierta. Tomado de Castillo (2005)

### 5.3.2. Grados de libertad de un mecanismo

Para Arosemena (2016) los grados de libertad de un mecanismo “es el número de entradas independiente requeridas para determinar con precisión la posición de todos los eslabones del mecanismo con respecto al marco de referencia.” De esta manera, se puede inferir que, los grados de libertad son una propiedad fundamental dentro del análisis de los mecanismos, pues ayudan a determinar con exactitud la posición de un punto en el espacio, lo cual será importante al momento de definir la curva que realiza el prototipo de la prótesis, pues este deberá ser lo mas parecido al que produce el dedo biológico.

La mano posee 21 grados de libertad, de los cuales, 4 de estos se encuentran presentes en los dedos, mismos que se tendrán en cuenta al momento de la construcción de la prótesis de dedo, de estos 4 grados de libertad presentes en los dedos, 2 se encuentran en la articulación con la palma denominada metacarpo falangeal, y los 2 grados de libertad restantes están presentes en el movimiento de la falange media y distal (Portilla y cols., 2010).

### 5.3.3. Prótesis.

A continuación, se presenta una revisión bibliográfica de una prótesis realizada con anterioridad por la empresa Didrick Medical Inc.

Los X-Fingers son los únicos dedos artificiales fabricados con acero inoxidable y se mueven tan rápido como los dedos anteriores del usuario; restaurando una fuerza y destreza considerables. Reemplazan las falanges faltantes que están controladas por el movimiento de la porción restante de un dedo cuando está disponible; o por el movimiento de la mano cuando no hay dedo disponible. Estos dispositivos se utilizan para rehabilitar a soldados estadounidenses y británicos heridos con el fin de solventar las necesidades del portante, así como a personas de casi todos los campos imaginables; incluidos maquinistas, músicos profesionales, entrenadores de animales salvajes, médicos, policías y modelos, por nombrar algunos (Figura 15). (Medical., s.f)

Figura 15

*Prótesis para dedos*



*Nota.* Prótesis para cada uno de los cuatro dedos de la mano con sujeción en la muñeca. Tomado de Medical. (s.f)

## 5.4. Procesos de manufactura de prótesis

La tecnología ha jugado un papel fundamental en la evolución de las prótesis, ya que, en sus inicios solo se presentaban prótesis sin ninguna funcionalidad ni movimientos con un propósito netamente estético, sin embargo, la tecnología ha hecho que hoy en día se evidencien

prótesis capaces de suplir todas las actividades de algún órgano o extremidad.

#### 5.4.1. Impresión 3D

Para Juárez y cols. (2018) , la impresión 3D es: “un conjunto de procesos usados para realizar un objeto físico tridimensional, también conocido como prototipado rápido”. Con este tipo de manufactura se puede realizar los prototipos de cualquier objeto o mecanismo, ya que, el tiempo de manufactura es corto de tal manera que se puede ir corrigiendo errores hasta obtener un producto final con los detalles esperados.

De esta manera MARSON, NOCERA, REAL, y PALMA (2016) mencionan algunos de los tipos impresiones 3D más utilizados, entre las cuales tenemos:

- **Esterolitografía:** Este tipo de impresión basa su proceso en emplear un haz de luz ultravioleta sobre una resina líquida fotocurable que se condensa capa por capa, a la vez que una base se sumerge en un baño de resina.  
Ventajas: Alta precisión en la impresión y ahorro de tiempo de manufactura. Desventajas: Desperdicio de material.
- **Por Inyección** Este tipo de impresión se basa en la inyección de un fotopolímero líquido la misma que se puede curar mediante luz ultravioleta.  
Ventajas : Permite el uso de distintos materiales, colores e imprimir varias piezas a la vez.
- **Bioimpresoras** El principio de funcionamiento de este tipo de impresoras se basa en la utilización de hidrogeles con células incorporadas para crear estructuras 3D a partir de un diseño en computadora previo.  
Ventajas: Útil para la fabricación de tejidos así como el cultivo 3D
- **Por deposición fundida** Consiste en la deposición de un polímero fundido sobre una base capa por capa, el material se funde y se expulsa a través de una boquilla extrusora que se condensa a medida que la pieza va tomando forma.  
Ventajas: Esta técnica de impresión se encuentra al alcance de cualquier persona y ahorro en el tiempo de impresión.

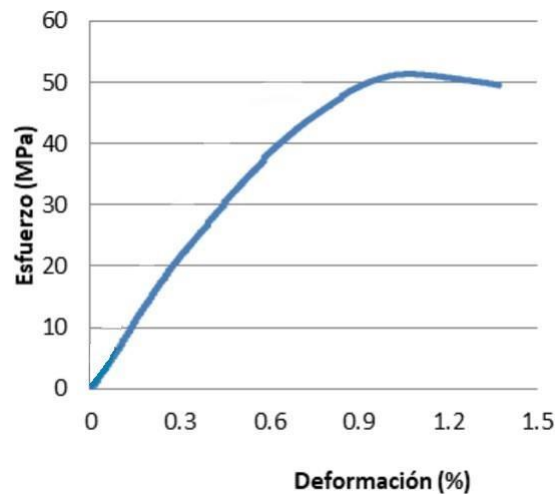
## 5.5. Diagramas de esfuerzo deformación de los materiales usados en la construcción de prótesis.

En el presente apartado se presentará un estudio de los diagramas de esfuerzo deformación de los materiales mas utilizados para la construcción de prótesis.

En la figura 16 se presenta el diagrama de esfuerzo-deformación del Ácido poliláctico (PLA) fibra de carbono, en la misma se observa un esfuerzo máximo de 50 MPa y una deformación del 1.3%.

Figura 16

*Diagrama esfuerzo-deformación del PLA con fibra de carbono*

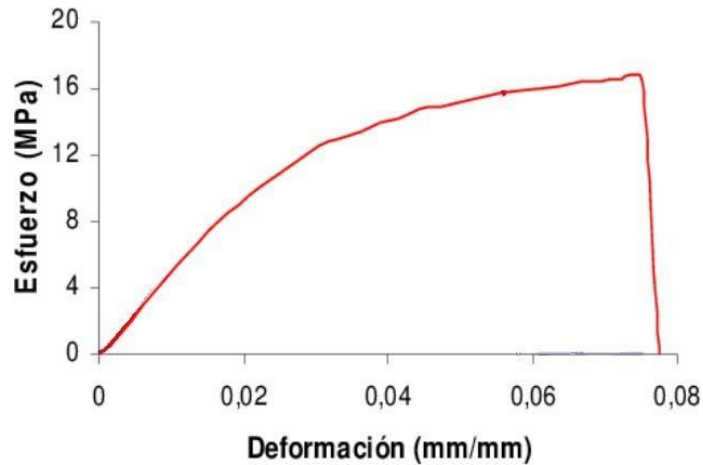


*Nota.* Visualización de los esfuerzos máximos del PLA con fibra de carbono con su porcentaje de deformación. Tomado de Campaña y Guerrero (2018).

Para el caso del polipropileno, se presenta la figura 17 donde se observa una deformación máxima del 79% a un esfuerzo máximo de 16 MPa.

Figura 17

Diagrama esfuerzo-deformación del polipropileno

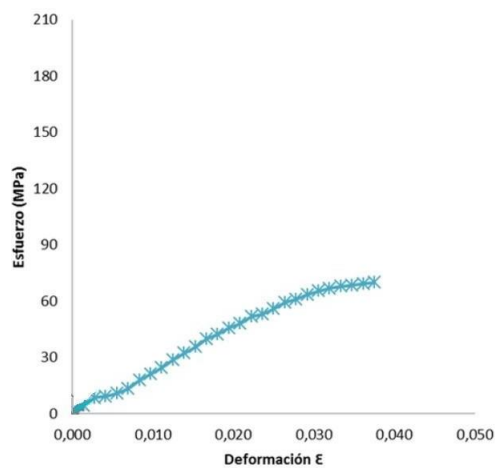


*Nota.* Esfuerzos máximos del polipropileno con su porcentaje de deformación. Tomado de Restrepo y cols. (2007)

El diagrama de esfuerzo-deformación para la resina se presenta en la figura 18, dicho material presenta un esfuerzo máximo de 60 MPa con una deformación del 4%.

Figura 18

Diagrama esfuerzo-deformación de la resina



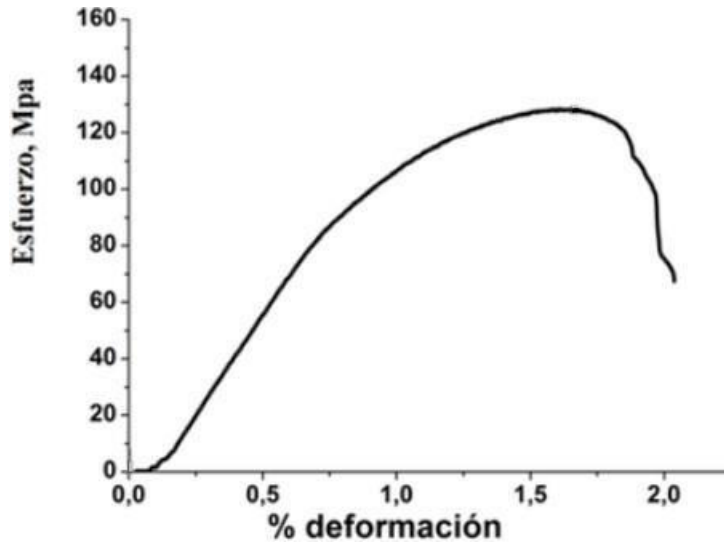
*Nota.* Visualización de los esfuerzos máximos de a resina con su porcentaje de deformación. Tomado de Guerrero, Andrade, y Villavicencio (2013).



En la Figura 56 se expone el diagrama de esfuerzo-deformación del aluminio, donde se puede observar un esfuerzo máximo de 120 MPa y una deformación máxima del 2%.

Figura 19

*Diagrama esfuerzo-deformación del aluminio*



*Nota.* Esfuerzos máximos del aluminio con su porcentaje de deformación. Tomado de Yznaga, Ortiz, Tellez, Ávalos, y Aguirre (s.f.)

## 6. Marco metodológico

Para cumplir los objetivos planteados se procederá a realizar un análisis del estado del arte determinando las características anatómicas acorde a las dimensiones longitudinales del usuario. Fundamentado en el estudio realizado, se propone un mecanismo funcional con un valor agregado a las necesidades del usuario, el presente proyecto de titulación tiene un enfoque cuantitativo de tipo aplicada.

### 6.1. Metodología de la Investigación

A continuación, se presenta la metodología de la investigación elaborada para el desarrollo del trabajo de titulación.

ENFOQUE:

Cuantitativa: Análisis de los resultados del diseño de una prótesis de dedo.

TIPO:

APLICADA:  
Representa la funcionalidad de una prótesis de dedo.

ALCANCES:

1 EXPLORATORIO

Revisión del estado del arte para el posterior planteamiento de una propuesta con valor agregado.

2 DESCRIPTIVO

Aplica conceptos anatómicos del dedo, así como herramientas y técnicas de manufactura aditiva.

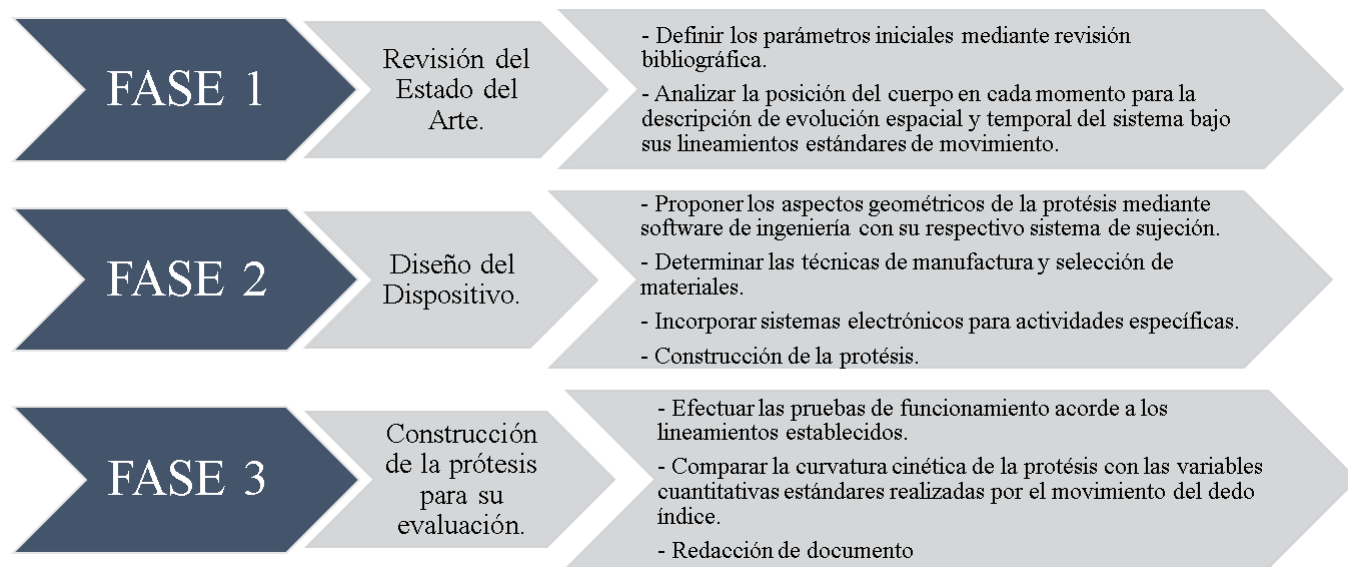
## 6.2. Metodología del proceso

### 6.2.1. Introducción

En este punto se presenta la estructura para el reconocimiento de las condiciones antropométricas y de fuerzas por parte del posible usuario para un posterior planteamiento de un dispositivo que avale el funcionamiento de flexión y extensión del dedo índice. El presente método del proceso se dividirá en fases de aplicación, como se puede observar en la Figura 20.

Figura 20

*Método del proceso.*



*Nota.* Descripción del método de proceso para la realización del trabajo de titulación. Elaboración propia.

### 6.2.2. Definición de variables.

El caso de estudio único se centra en un usuario femenino quién hace 2 años sufrió un accidente laboral con la pérdida parcial del dedo índice a nivel de la falange proximal.

#### ■ Caracterización del usuario.

En primera instancia se procedió a realizar la toma de medidas longitudinales del usuario tanto del muñón como del dedo índice de la mano izquierda. Este proceso se lo realizó mediante el instrumento denominado calibrador o pie de rey y se lo puede visualizar en la Figura 21 y en la Figura 22.

Figura 21

*Proceso de toma de medidas antropométricas del muñón*



*Nota.* Toma de valores longitudinales del muñón con el instrumento calibrador. Elaboración propia.

Figura 22

*Proceso de toma de medidas antropométricas del dedo índice izquierdo*



*Nota.* Toma de valores longitudinales del dedo índice izquierdo con el instrumento calibrador. Elaboración propia.

Posteriormente se procedió a efectuar ejercicios de motricidad como son los movimientos de flexión y extensión con el fin de reconocer el condicionamiento actual del muñón mediante el rango de movimiento efectuado (Figura 23).

Figura 23

*Movimiento de flexión y extensión del muñón*



*Nota.* Proceso ejecutado por el usuario de movimiento de flexión y extensión del muñón. Elaboración propia.

Mediante el uso de una balanza colgante, se procedió a efectuar un ejercicio de fuerza para verificar el estado del muñón al realizar algún movimiento que requiera un cierto grado de dificultad. La prueba realizada se puede observar en la Figura 24.

Figura 24

*Acción de fuerza del usuario*

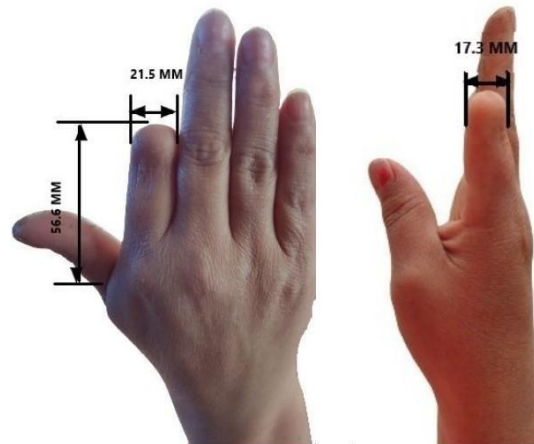


*Nota.* Procedimiento de un ejercicio de fuerza del muñón. Elaboración propia.

Para lo cual, los resultados obtenidos acerca de las medidas antropométricas del muñón se puede visualizar en la Figura 25 y del dedo índice izquierdo en la Figura 26.

Figura 25

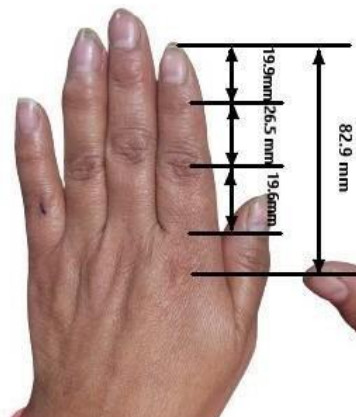
*Dimensiones del usuario.*



*Nota.* Medidas antropométricas de la zona amputada del usuario. Elaboración propia.

Figura 26

*Medición geométrica del dedo índice*



*Nota.* Medidas antropométricas del dedo índice de la mano izquierda del usuario. Elaboración propia.

Para una mejor visualización de datos, en la Tabla 3 se denotan los parámetros obtenidos acerca del muñón y del dedo índice izquierdo en la Tabla 4.

Tabla 3

*Medidas antropométricas del muñón del usuario.*

Parámetro	Medida
Ancho	21.5 mm
Altura	17.3 mm
Altura falange proximal	56.6 mm
Ángulo de la falange proximal	90 °
Fuerza del muñón	19,6 N

*Nota:* En esta tabla se exponen los valores que presenta el muñón del usuario, las mismas que condicionan el diseño del dispositivo protésico. Elaboración propia.

Tabla 4

*Medidas antropométricas del dedo índice*

Parámetro	Medida
Falange proximal - base aparente	19.6 mm
Falange media	26.5 mm
Falange distal	19.9 mm
Altura total del dedo	82.9 mm
Fuerza	15.88 N

*Nota:* En esta tabla se presentan los valores que presenta el dedo izquierdo del usuario, dichas medidas ayudan a la obtención de simetría en el dispositivo protésico. Elaboración propia.

- Escaneo del miembro amputado

A continuación se realizó un proceso de escaneo del miembro amputado del usuario para una implementación del dispositivo con la finalidad de garantizar simetría en su

construcción. Este procedimiento se lo realiza mediante el dispositivo: “Professional Handheld 3D Scanner” y el procesamiento de imagen mediante el software: “Artec Studio 3D EVA” (Figura 27).

Figura 27

*Escaneo del usuario.*

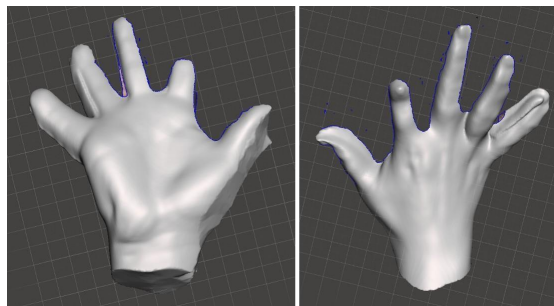


*Nota.* Proceso de escaneo de la zona amputada del usuario mediante el dispositivo Professional Handheld 3D Scanner. Elaboración propia.

Obteniendo un archivo editable de extensión stl (Figura 28) el cuál nos ayudará para el modelamiento de la prótesis y su finalidad.

Figura 28

*Escaneo del usuario.*



*Nota.* Resultado del proceso de escaneo de la zona amputada del usuario mediante el software Artec Studio 3D EVA. Elaboración propia.



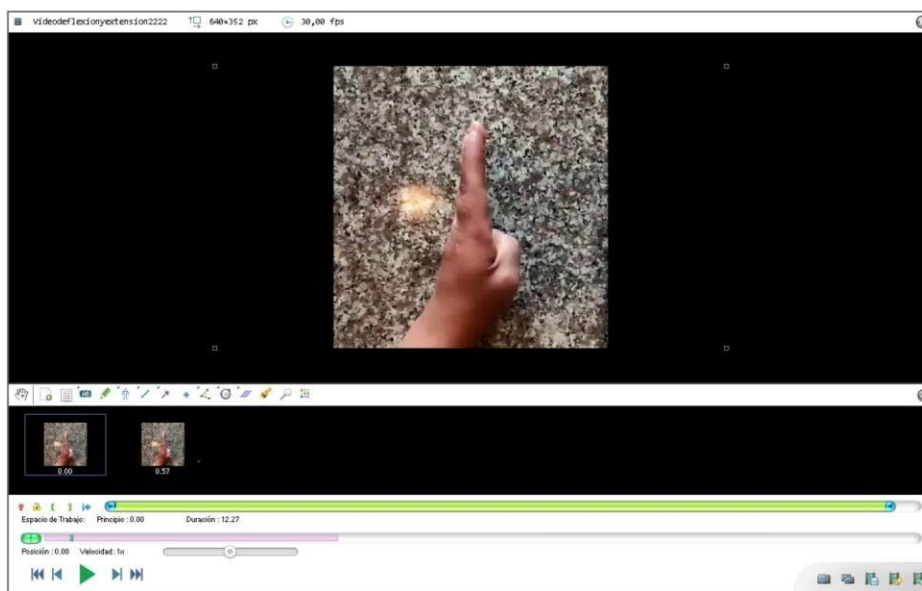
- Movimiento de flexión y extensión del dedo índice izquierdo

Para avalar el movimiento de flexión y extensión del dedo índice se procedió a realizar el proceso de obtención de la curva característica de trayectoria del dedo índice izquierdo del usuario mediante el software de análisis de vídeo "KINOVEA", el cual se puede visualizar con mayor detenimiento en la Figura 29 con un archivo de importación MP3.

Este proceso se realiza con el objetivo de tomarlo como referencia para el diseño del dispositivo y generar la trayectoria del mismo. La curva de la trayectoria real del dedo índice izquierdo se puede visualizar en la figura 30 y la curva de la trayectoria ajustada con el software KINOVEA se presenta en la figura 31:

Figura 29

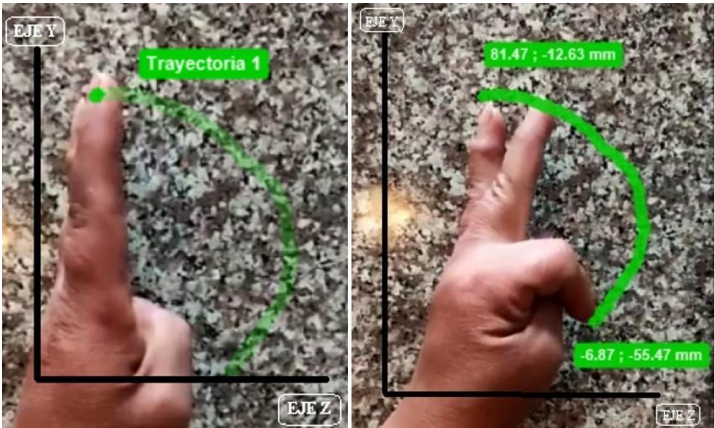
*Procesamiento de vídeo.*



*Nota.* Proceso de obtención de la curva característica del dedo índice izquierdo mediante el software KINOVEA. Elaboración propia.

Figura 30

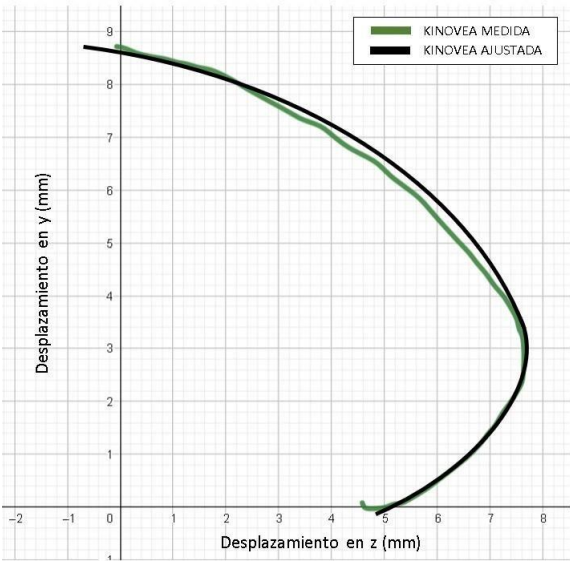
Trayectoria real del dedo índice



Nota. Proceso de obtención de la curva característica del dedo índice izquierdo realizado mediante el software KINOVEA. Elaboración propia.

Figura 31

Trayectoria real del dedo índice



Nota. Curva característica del dedo índice izquierdo realizado mediante el software KINOVEA. Elaboración propia.

### 6.2.3. Diseño de concepto

Al haber obtenido la curva característica real del dedo índice, se propuso un mecanismo articulado de 4 barras de cinemática abierta. Para el modelo dinámico del sistema se parte de un mecanismo de 3 grados de libertad como se puede observar en la Figura 32.

Figura 32

*Mecanismo de cinemática abierta ejemplar*



*Nota.* Mecanismo articulado de 4 barras de cinemática abierta. Elaboración propia.

Al momento del diseño del mecanismo de la prótesis de dedo índice se toma como referencia al mecanismo articulado de 4 barras de cinemática abierta debido a que sus grados de libertad se asocian con los grados de libertad del dedo índice.

El dedo índice tiene la capacidad de ejecutar 5 grados de libertad, entre los cuales tenemos:

1. En la articulación metacarpofalángica (MCP): Movimiento de flexión-extensión, abducción-aducción y movimiento rotatorio. Se denotan 3 grados de libertad.
2. En la articulación proximal interfalángica (PIF): Movimiento de flexión-extensión. Se denota 1 grado de libertad.
3. En la articulación distal interfalángica (DIF): Movimiento de flexión-extensión. Se denota 1 grado de libertad.

Teniendo en cuenta que el muñón del usuario puede generar los movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción y movimiento rotatorio en la articulación metacarpofalángica, se procede a delimitar al mecanismo a un sistema articulado de un sólo grado de libertad generado por un accionamiento mecánico por el muñón.

Para el diseño del mismo, se utiliza el mecanismo articulado de 4 barras de cinemática abierta debido a que se encuentra constituido por eslabones binarios unidos por juntas de pasador de primer orden que constituyen un grado de libertad respectivamente, el cual se genera el movimiento por un eslabón motriz. Al momento de diseñar el mecanismo se toma en cuenta el uso indispensable de un eslabón fijo que, en el contexto de uso como parte de una prótesis, debe ir sujeto al muñón.

Posteriormente se plantea un segundo mecanismo articulado de 4 barras de cinemática abierta con la misma capacidad de generar 3 grados de libertad individuales pero establecido como su contraparte. Se lo realiza con el fin de que el movimiento generado por el muñón realice un accionamiento secuencial de eslabones Figura 33.

Figura 33

*Mecanismo de cinemática abierta modificado*

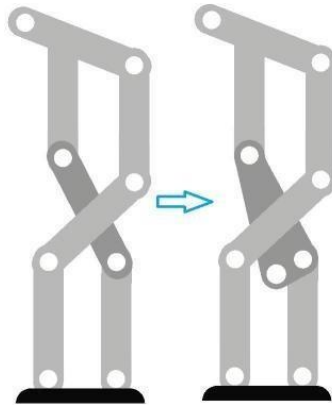


*Nota.* Mecanismo articulado de 8 barras de cinemática abierta. Elaboración propia.

Se procede a reemplazar un eslabón binario por un eslabón ternario sosteniendo los mismos puntos de los eslabones acopladores con el fin de obtener la capacidad de generar su movimiento secuencial de manera externa. Un diagrama esquemático preliminar se muestra en la Figura 34.

Figura 34

*Mecanismo de cinemática abierta adaptado*

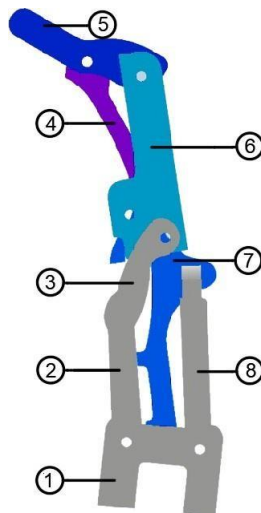


*Nota.* Mecanismo articulado de 8 barras de cinemática abierta. Elaboración propia.

Posteriormente, mediante un proceso de síntesis de eslabonamiento, se logra conseguir el dimensionamiento apropiado de cada eslabón para generar la curva deseada. El mecanismo propuesto se lo visualiza en la Figura 35.

Figura 35

*Mecanismo articulado de cinemática abierta*



*Nota.* Mecanismo articulado de 8 barras de cinemática abierta de un sólo grado de libertad. Elaboración propia.

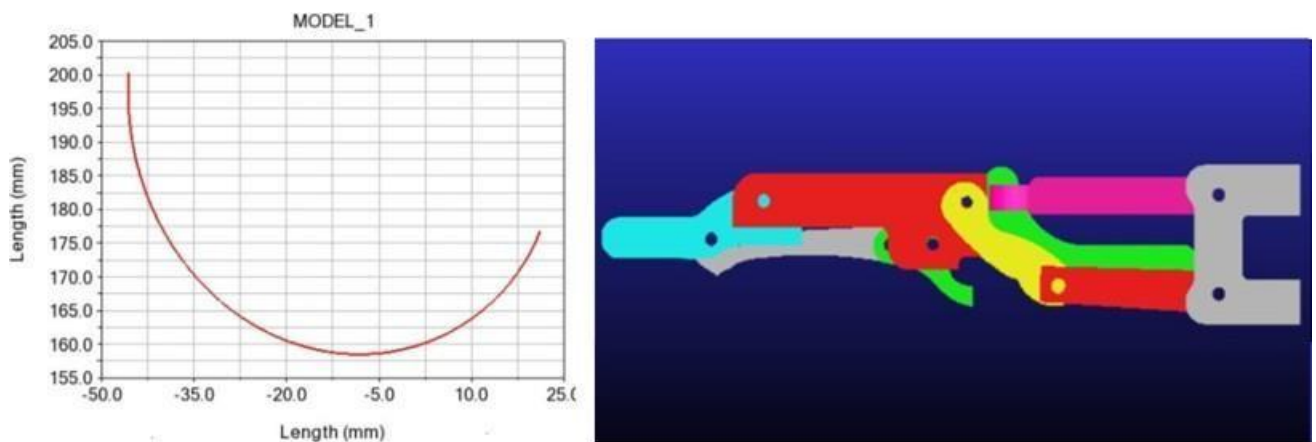
Donde:

- Eslabón 1: Fijo
- Eslabón 2: Acoplador
- Eslabón 3: Acoplador
- Eslabón 4: Acoplador
- Eslabón 5: Salida
- Eslabón 6: Acoplador
- Eslabón 7: Entrada o motriz
- Eslabón 8: Acoplador

Posteriormente el mecanismo propuesto se analizó en el software ADAMS, donde se obtuvo la curva característica del dispositivo presente en la Figura 36 comprobando su funcionamiento al efectuar un movimiento idóneo.

Figura 36

*Mecanismo propuesto*



*Nota.* Simulación del mecanismo articulado de 8 barras de cinemática abierta con la curva característica de desplazamiento. Elaboración propia.

## Análisis comparativo de las curvas de trayectoria

Para verificar el grado de similitud de las curvas de trayectoria generadas por el mecanismo propuesto y el dedo índice izquierdo, se procedió a realizar un proceso estadístico para comprobar cuán asociadas se encuentran entre sí sus valores cuantitativos.

Mediante el software EXCEL, se tomó una cantidad de 10 valores de cada gráfica. La tabla de valores se puede observar en la Tabla 5.

Tabla 5

*Tabla de valores de las curva de trayectoria del mecanismo por ADAMSvs KINOVEA*

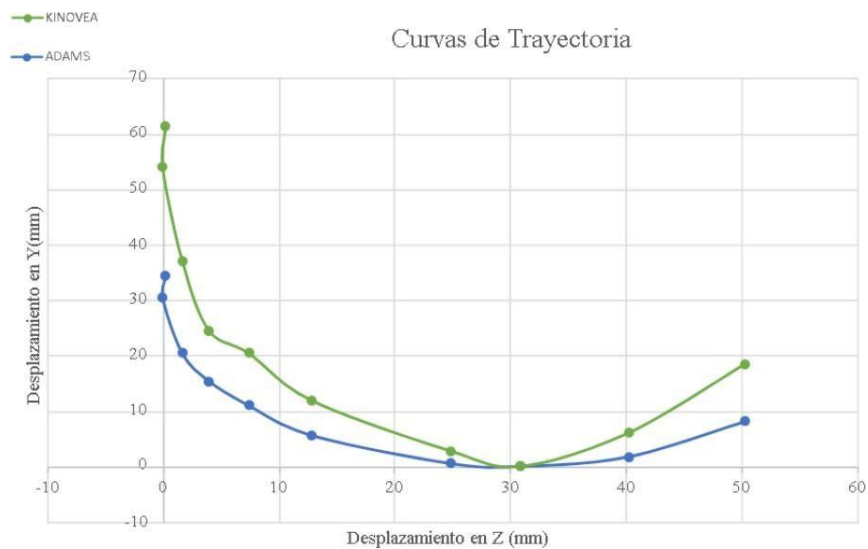
ADAMS		KINOVEA	
Valor en Z(mm)	Valor en Y(mm)	Valor en Z(mm)	Valor en Y(mm)
0,28	34,32	0	61,33
0	30,38	-0,56	53,93
1,69	20,39	8,7	37,05
3,98	15,38	21,02	24,54
7,43	10,97	26,34	20,43
12,92	5,56	42,88	11,83
24,94	0,52	64,96	2,75
30,87	0	85,54	0
40,29	1,74	141,04	6,07
50,35	8,1	176,82	18,48

*Nota:* En esta tabla se presentan los valores obtenidos por la curva de trayectoria del mecanismo y del dispositivo. Elaboración propia.

Según las tablas de valores obtenidos, se procedió a graficar cada curva de trayectoria. Este proceso se puede visualizar en la Figura 37.

Figura 37

Curva de trayectoria del mecanismo y del dedo índice



*Nota.* Comparativa entre las curvas de trayectoria generadas por el sistema y el dedo índice del usuario. Elaboración propia.

En el cual, para la determinación de su grado de similitud, se procedió a obtener su coeficiente de pearson entre el eje Z y el eje Y de las dos curvas, respectivamente, mediante el comando [=COEF.DE.CORREL(matriz1;matriz2)] propio del software EXCEL. A su vez se obtuvo su coeficiente de determinación que se interpreta como su relación lineal existente entre los valores. El coeficiente de pearson obtenido, junto a su coeficiente de determinación, se puede visualizar en la Tabla 8 .

Tabla 6

Coeficiente de pearson y determinación

Coeficiente de Pearson (r)	Coeficiente de determinación (r*r)
En Z: 0,98771	0,975571
EN Y: 0,996655	0,993322

*Nota:* En esta tabla se presentan los valores obtenidos para determinar el grado de similitud entre las curvas. Elaboración propia.



## Sistema de sujeción

Al momento de referenciar este sistema como un dispositivo protésico, se procede a diseñar como concepto la sujeción del mismo hacia el usuario que, en este caso específicamente, debe ser direccionado al muñón.

Se planteó varias posibilidades para la sujeción del dispositivo en base a la anatomía de la mano del usuario. En la Figura 38 se presenta la primera posibilidad de sujeción, el cual consiste en una férula la cual cubre gran parte de la mano hasta la muñeca.

Figura 38

*Primera posibilidad del sistema de sujeción*



*Nota.* Dispositivo utilizado como sujeción a nivel de la muñeca. Tomado de *FÉRULA DE INMOVILIZACIÓN DE MUÑECA* (2015).

Como otra alternativa, se considera la utilización de un recubrimiento parcial a nivel únicamente del dedo índice, el cual se podría elaborar con Poliuretano termoplástico (TPU) mediante un escaneo previo de la mano para la obtención de su geometría y su posterior impresión 3D. Esta opción de sujeción incluye correas sujetas a un lateral del recubrimiento para sujetar a lo largo del dorso de la mano (Figura 39)

Figura 39

*Segunda posibilidad del sistema de sujeción*



*Nota.* Sistema de sujeción que abarca la una porción de la parte dorsal de la mano. Elaboración propia.

Finalmente y como alternativa seleccionada, se realizó una base para la sujeción en forma de anillo en conjunto de los dos mecanismos de cinemática abierta en función del espesor del muñón y la distancia entre los eslabones acopladores. La forma de la sujeción se realiza como un anillo impreso en 3D en base a las medidas antropométricas del muñón. La sujeción se puede visualizar en la Figura 40.

Figura 40

*Tercer sistema de sujeción*



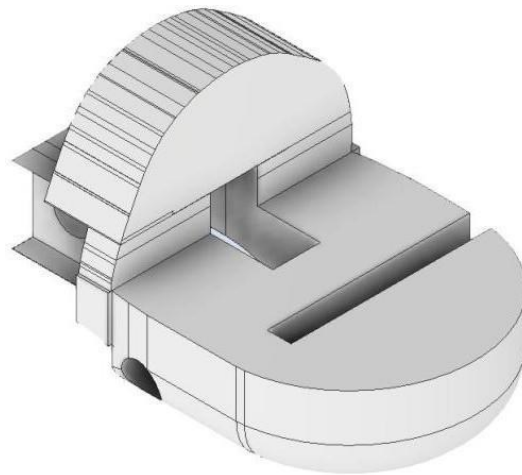
*Nota.* Base de sujeción en forma de anillo que rodea el muñón. Elaboración propia.

## Diseño para el sistema intercambiable de herramientas

Una vez definidas las geometrías de cada uno de los elementos del dispositivo protésico se efectuó un rediseño en el cuarto eslabón acoplador o falange distal presente en la figura 41, este rediseño permite la inserción de diferentes accesorios (herramientas) mediante un sistema acoplador de tipo ranura (Figura 41)

Figura 41

*Rediseño de la falange distal.*



*Nota.* Rediseño del cuarto eslabón acoplador o falange distal con un mecanismo intercambiador de herramientas. Elaboración propia.

La primera herramienta que se puede insertar en dicho sistema trata del sensor My Skin Track UV de L'Oreal, el cual es un dispositivo portátil que censa y proporciona datos sobre:

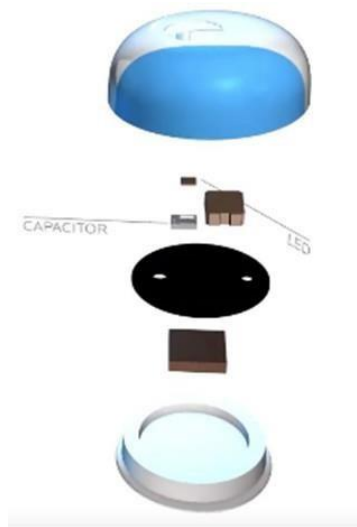
- Radiación UVA y UVB.
- Contaminación: PM 2.5, PM10, O3, Ox, SO2, NO, Nox. NO2, CO, TRS, NMHC, C6H6, NH3
- Polen de árboles, plantas y césped
- Condiciones climáticas: humedad y temperatura.

Este dispositivo consta de un chip NFC, responsable de conectarse con una APP propia del mismo e intercambiar datos y un sensor UV compuesto principalmente por un

pequeño LED y un condensador eléctrico como se observa en la figura 42. Para un correcto acoplamiento de este wearable se diseñó una base (figura 43) para el mismo que permite su inserción en la falange distal.

Figura 42

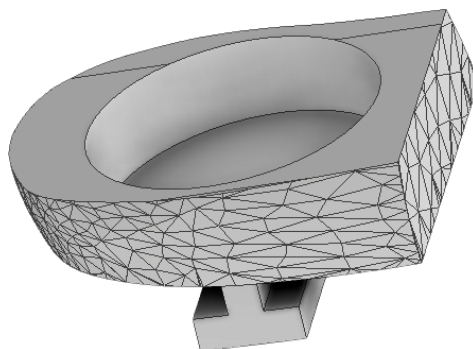
*Sensor My Skin Track UV.*



*Nota.* Partes del sensor My Skin Track UV. Tomado de Rodríguez. (2019)

Figura 43

*Base para el sensor*

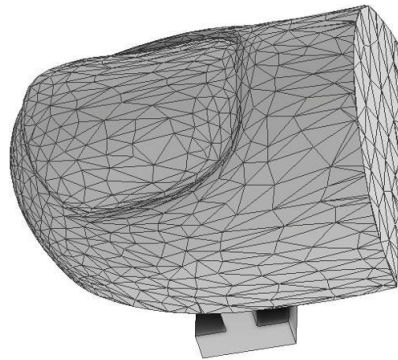


*Nota.* Diseño 3D de una base de acoplamiento para el sensor My Skin Track UV. Elaboración propia.

Como siguiente opción de accesorio o herramienta, se presenta en la figura 44 un diseño 3D de la parte superior del cuerpo ungueal o uña, la cual brinda estética al dispositivo protésico, de igual manera este diseño presenta una ranura la cual permite una inserción lateral en el cuarto eslabón acoplador o falange distal.

Figura 44

*Modelado de región distal*



*Nota.* Diseño 3D de un cuerpo ungueal o uña como accesorio estético con una ranura de acoplamiento. Elaboración propia.

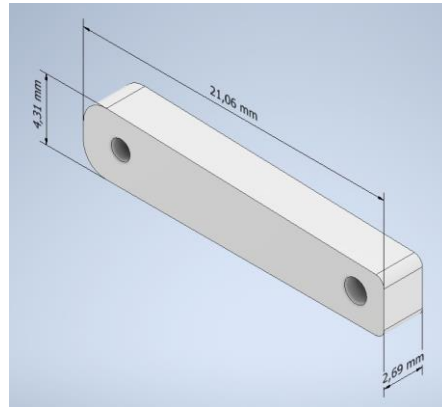
#### 6.2.4. Particularidades de los componentes

Una vez definido el mecanismo articulado que cumpla con la curva característica del dedo índice, se procede a definir la geometría de cada eslabón tomando como referencia la antropometría del usuario. Los respectivos planos de construcción del mecanismo articulado base se encuentran en la sección de Anexos.

Se realizó el diseño del primer eslabón acoplador. Su dimensionamiento se basa en la longitud del muñón antes de preceder la curvatura de la zona amputada para el acompañamiento del eslabón motriz. El elemento se puede visualizar en la Figura 45.

Figura 45

*Elemento del primer eslabón acoplador*

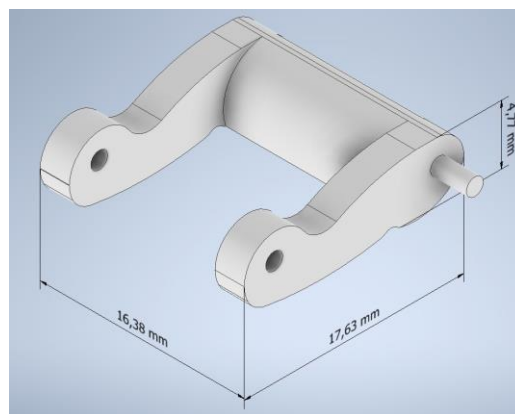


*Nota.* Conector del mecanismo. Elaboración propia.

A continuación se procedió a obtener el diseño del segundo elemento acoplador. La altura del mismo y curvatura definida se limita al espesor del muñón y su dimensionamiento antropométrico, respectivamente. El elemento se puede visualizar en la Figura 46.

Figura 46

*Elemento del segundo eslabón acoplador*

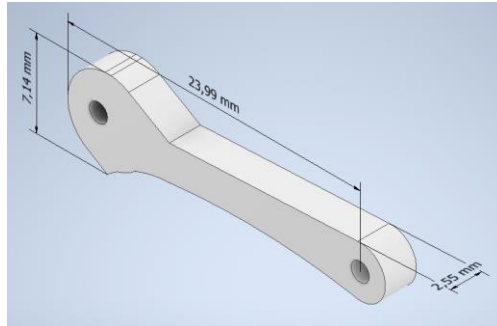


*Nota.* Conector del mecanismo. Elaboración propia.

Se procedió a obtener el diseño del tercer elemento acoplador. Su dimensionamiento es dado por la longitud de la falange media del dedo índice izquierdo para la simetría del mismo. El elemento se puede visualizar en la Figura 47.

Figura 47

*Elemento del tercer eslabón acoplador*

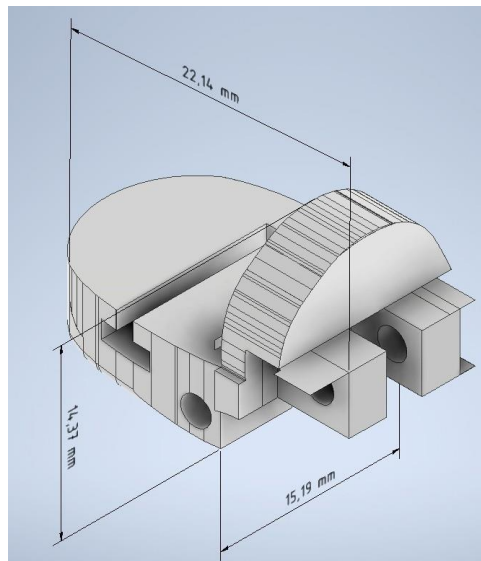


*Nota.* Conector del mecanismo. Elaboración propia.

A continuación se realizó el diseño del cuarto eslabón acoplador. El mismo viene dado por la longitud de la falange distal del dedo índice izquierdo. Su ranura permite la rotación del tercer eslabón acoplador y su parte final sirve como referencia para la obtención de su curva característica. El elemento se puede visualizar en la Figura 48.

Figura 48

*Elemento del eslabón fijo.*

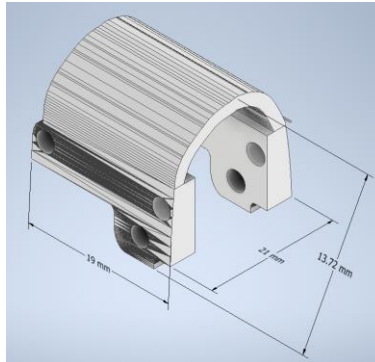


*Nota.* Diseño de base previa para la sujeción del dispositivo protésico. Elaboración propia.

Al momento de diseñar el quinto eslabón acoplador, sus valores de media son dados por la longitud de la falange media del dedo índice izquierdo para la simetría del mismo así como su altura. El elemento se puede visualizar en la Figura 49.

Figura 49

*Elemento del quinto eslabón acoplador*

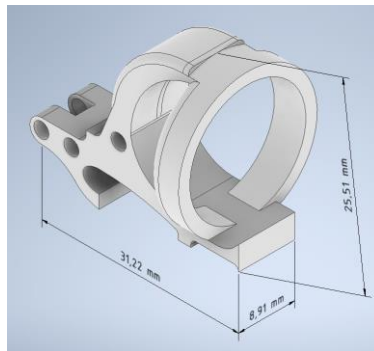


*Nota.* Conector del mecanismo equivalente a la falange media del dispositivo protésico. Elaboración propia.

El eslabón ternario funciona como elemento motriz para el grado de libertad del mecanismo, el cual, es dimensionado en base a la curvatura de la zona amputada del muñón. El elemento se puede visualizar en la Figura 50.

Figura 50

*Elemento del eslabón motriz*



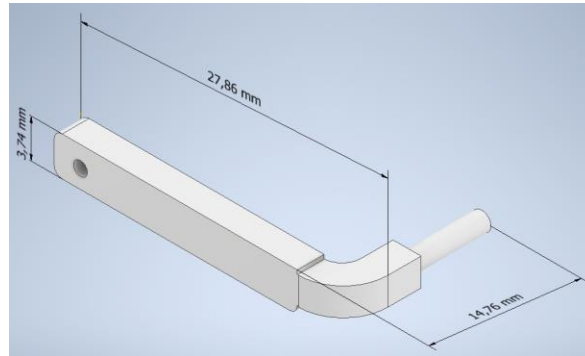
*Nota.* Elemento que realizará el accionamiento mediante la fuerza del usuario. Elaboración propia.



Finalmente se procedió al diseño del sexto eslabón acoplador. Su dimensionamiento se basa en la longitud del muñón antes de preceder la curvatura de la zona amputada para el acompañamiento del eslabón motriz. El elemento se puede visualizar en la Figura 51.

Figura 51

*Elemento del sexto eslabón acoplador*

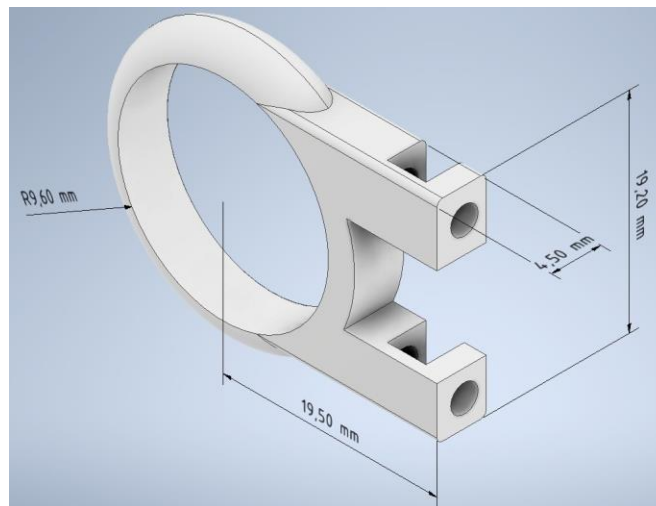


*Nota.* Conector del mecanismo. Elaboración propia.

El elemento de representación del eslabón fijo se puede visualizar en la Figura 52.

Figura 52

*Elemento del eslabón fijo.*



*Nota.* Diseño de base previa para la sujeción del dispositivo protésico. Elaboración propia.

### 6.2.5. Simulación del dispositivo.

Luego del diseño de los componentes (piezas) del dispositivo protésico se procedió a realizar el ensamble de los mismos y de esta manera se obtuvo el dispositivo 3D como se presenta en la figura 53.

Figura 53

*Ensamble del dispositivo protésico.*

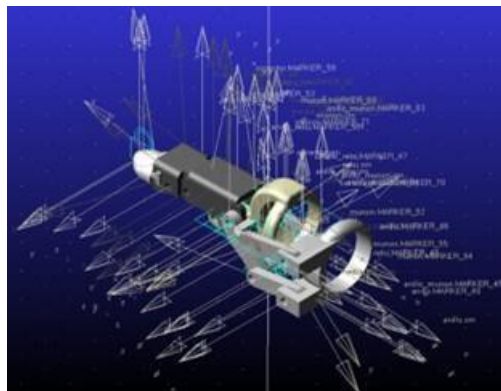


*Nota.* Conjunto de elementos ensamblados para su simulación. Elaboración propia.

Para una simulación dinámica del sistema se realizó la exportación del modelado 3D desde el programa de computador Inventor hacia el software Adams View, donde se colocó juntas fijas y revolutas con las cuales se consigue el movimiento del sistema, en la figura 54 se expone el resultado de la exportación del mecanismo desde el software Inventor.

Figura 54

*Ensamble del dispositivo protésico en Adams View.*



*Nota.* Simulación del dispositivo para la verificación de su movimiento. Elaboración propia.

- Análisis para la selección de materiales

Para la construcción del dispositivo protésico se efectuó un estudio previo y la revisión de estado del arte sobre los distintos materiales a utilizar para la construcción de una prótesis de dedo índice, es por ello que, en este apartado se realizó un análisis de los seis materiales más utilizados en la construcción de prótesis considerando el diagrama de esfuerzo-deformación de cada uno de los materiales a utilizar.

A continuación, se presenta una tabla de resumen donde se manifiestan los valores del diagrama esfuerzo-deformación de los materiales más utilizados para la construcción de prótesis.

Tabla 7

*Tabla comparativa de los materiales más utilizados.*

Material	Esfuerzo (MPa)	Deformación (%)
PLA	50	1.3
Polipropileno	16	7.9
Resina	60	4
Aluminio	120	2
Fibra de carbono	210000	1

*Nota:* En esta tabla se presentan los esfuerzos máximos de los materiales mas utilizados para la construcción de prótesis con su porcentaje de deformación. Elaboración propia.

En cuánto a la elección del material de los pasadores se utilizó Acero plata SAE J1397, el cual, se caracteriza por ser un acero de presión de temple, con alta resistencia al desgaste y libre de decarburación superficial. A continuación se puede observar sus propiedades mecánicas mínimas estimadas:

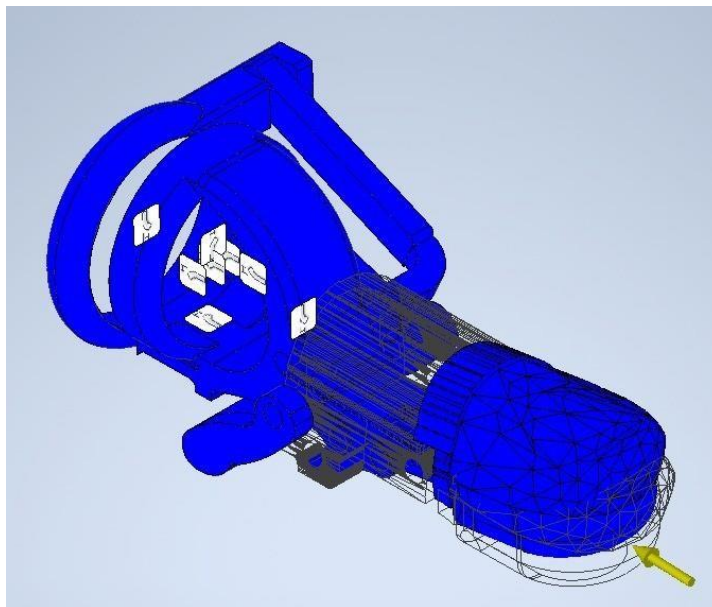
- Tracción: 730 a 770 MPa
- Fluencia: 580 a 610 MPa
- Elongación: 17 a 19 %

- Dureza en estado de recocido: 180 a 285 Brinell (HB)
- Dureza obtenido en tratamiento de temple: Hasta 65 HRC
- Cálculo de esfuerzos

Para el diseño del mecanismo es necesario realizar los cálculos de las partes que presentan mayores puntos críticos que, en este caso, se presenta a continuación:

Figura 55

*Análisis estructural*



*Nota.* Mecanismo sometido a una fuerza externa mayor. Elaboración propia.

Donde el mecanismo fue sometido a una fuerza de aprehensión de 45 N con un factor de seguridad de 3, que representa un valor mayor a la de 15.8868 N que se considera como promedio de un dedo índice del género femenino.

A continuación podemos observar el diagrama esquemático del mecanismo, donde se visualiza que en los puntos D,E y F son más propensos a una ruptura.



*Fuerza de aprehensión :*

$$P = 45 \text{ N}$$

*Factor de seguridad empleado :*

$$FS = 3$$

*Esfuerzo cortante doble :*

$$\sigma = \frac{V}{A} \quad (1)$$

*Donde :*

$\sigma =$  *Esfuerzo cortante doble*

$V =$  *Fuerza cortante*

$A =$  *Área del pasador*

*Igualdad requerida*

$$\sigma \leq \frac{Ssy}{A} \quad (2)$$

$$Ssy = 0,5 Sy$$

*Se procede al cálculo del diámetro del pasador :*

$$d = 2 \left( \frac{V(FS)}{\pi Ssy} \right)^{0.5} \quad (3)$$

$$Sy_{\text{pasador}} = 590 \text{ Mpa} = 85,572 \text{ ksi} \quad (4)$$

$$Ssy = 295 \text{ Mpa} = 295 \cdot 10^6 \text{ N/m}^2 \quad (5)$$

$$V = P/2 = 22,5 \text{ N} \quad (6)$$

$$d = 2 \left( \frac{22,5(3)}{\pi (295 \cdot 10^6)} \right)^{0.5}$$

$$d = 0.5397 \text{ mm} \quad (7)$$

Para soportar una carga de 45 N los pasadores deben tener un diámetro mínimo de 0.5397 mm con un Factor de Seguridad de 3. Sin embargo, por consideraciones de diseño se eligen los pasadores de 2mm, con lo cual estos pasadores pueden soportar una carga de 166.759 N con un factor de seguridad de 3 o soportar una carga de 45 N con un factor de seguridad de 11,18.

- Análisis de estrés del dispositivo protésico

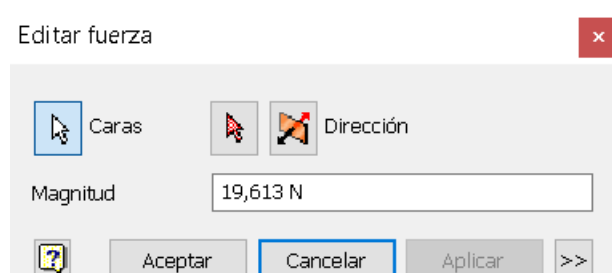
Al momento de haber obtenido los parámetros iniciales, diseñar los elementos del dispositivo y seleccionar los materiales respectivos se procedió a la simulación del sistema mediante el software "Inventor" para someter al mecanismo a las cargas aplicadas en un dedo índice real.

En primera instancia se colocan los límites de frontera (figura 57 y 58) para la simulación del dispositivo.

En este caso la fuerza ejercida de 19,6133 [N] representa la fuerza máxima que se puede generar así como el material utilizado, que en este caso es Plástico ABS ya que el software no incluye el material escogido en el apartado anterior, sin embargo, este material cumple con características muy similares al escogido para la construcción del dispositivo protésico.

Figura 57

*Límites de frontera - Carga aplicada*



*Nota.* Parámetros establecidos para la simulación del dispositivo. Elaboración propia.

Figura 58

*Límites de frontera- material utilizado*

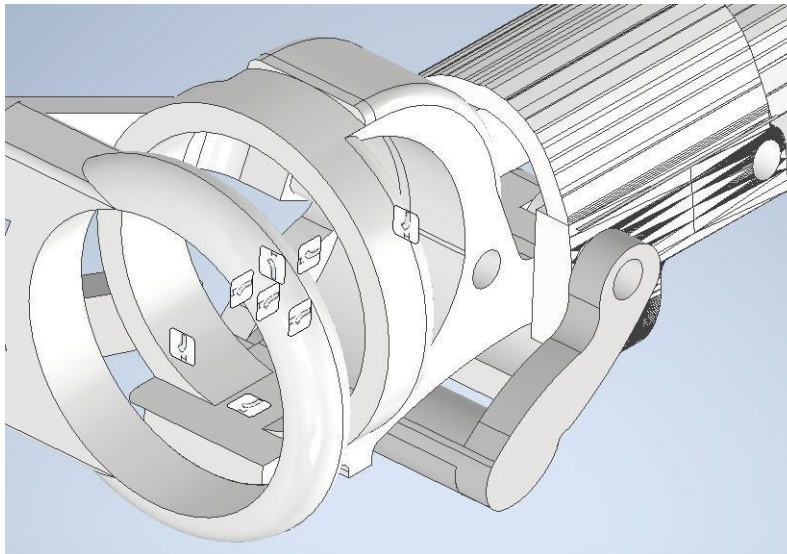
Materiales de documento	
Nombre	Categoría
Genérico	Varios
Plástico ABS	Plástico

*Nota.* Criterios establecidos para la simulación del dispositivo. Elaboración propia.

Para un análisis estático se colocaron restricciones fijas en las partes que estarán apoyadas en el muñón del usuario (Figura 59)

Figura 59

*Restricciones fijas*



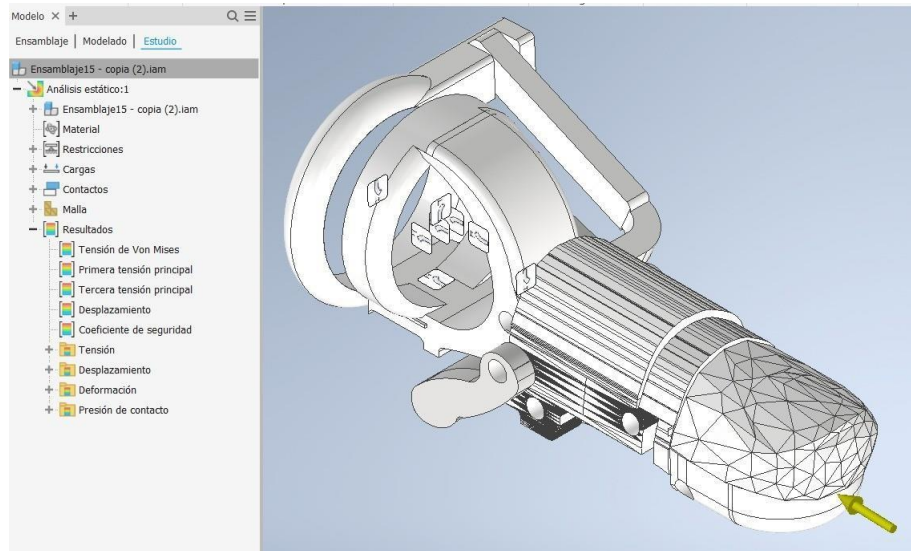
*Nota.* Restricciones fijas del dispositivo en su simulación. Elaboración propia.

Y finalmente se procede a realizar la simulación del dispositivo (Figura 60).



Figura 60

*Simulación del dispositivo*



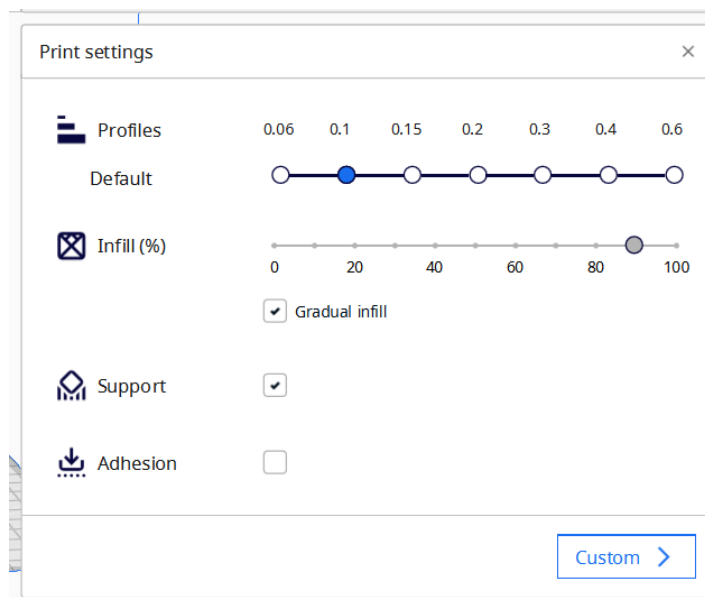
*Nota.* Simulación del dispositivo ensamblado aplicando una carga. Elaboración propia.

6.2.6. Construcción del dispositivo

La construcción de cada uno de los componentes del dispositivo protésico de dedo índice se ha realizado mediante impresión 3D empleando la impresora 3D ANET A8 y PLA con fibra de carbono como material del mismo. Para lo cual primero se exporto los archivos diseñados en Inventor de cada elemento como un archivo STL, luego en el software "CURA" propio de la impresora se abren dichos archivos para realizar las configuraciones de calidad y relleno como se observa en la figura 61

Figura 61

*Configuración de la impresora 3D.*



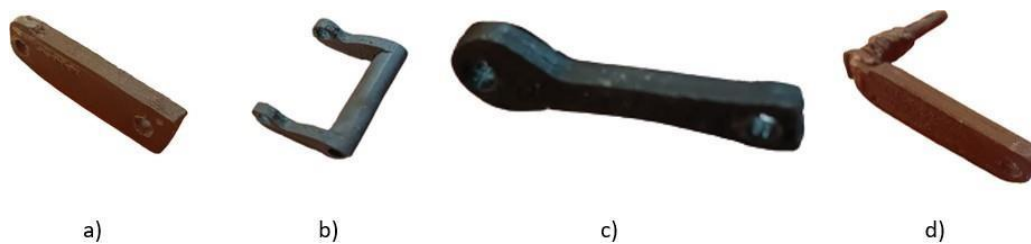
*Nota.* Configuración del software ÇURA"para la impresión 3D. Elaboración propia.

### 6.2.7. Construcción del dispositivo

En este apartado se presentan las diferentes partes que componen el dispositivo protésico, los cuales se han manufacturado mediante impresión 3D con PLA con fibra de carbono como material base. En la figura 62 se presenta los eslabones acopladores, mismos que permiten la conexión entre los demás componentes o falanges del sistema, además en la figura 63 se presenta las partes correspondientes a la falange media, la base para el muñón y la falange distal propias del dispositivo.

Figura 62

*Partes del dispositivo protésico impresos en 3D.*



*Nota.* a) Eslabón acoplador. b) Eslabón acoplador. c) Eslabón acoplador. d) Eslabón acoplador. Elaboración propia.

Figura 63

*Partes del dispositivo protésico impreso en 3D.*



*Nota.* e) Eslabón acoplador o falange media. f) Eslabón de entrada o base para el muñón. g) Eslabón acoplador o falange distal. Elaboración propia.

Por otra parte el sistema de sujeción más óptimo para el dispositivo protésico fue de tipo anillo, de igual manera, este fue construido mediante impresión 3D como se muestra en la figura 64

Figura 64

*Método de sujeción del dispositivo protésico.*



*Nota.* Sistema de sujeción de tipo anillo elaborado por impresión 3D. Elaboración propia.

#### 6.2.8. Pruebas de funcionamiento

Puesto que el dispositivo presentado esta destinado a un usuario y, ya que, al estar expuesto al medio ambiente se encuentra sometido a diferentes fuerzas externas que pueden generar alteraciones y/o daños en la parte estructural, es fundamental realizar las pruebas de funcionamiento correspondientes para el mismo. Las pruebas realizadas abarcan acciones que realiza el usuario en su día a día como teclear, ejecutar un agarre cilíndrico y movimiento de pinza.

En el siguiente apartado se presentan las pruebas de funcionamiento las cuales han sido realizadas conjuntamente con el usuario, para lo cual se muestran agarres de tipo pinza (figura 65) agarre cilíndrico (figura 66), así como movimientos de tecleo presente en la figura 67 y la mano completa del usuario con el dispositivo.

Figura 65

*Prueba de funcionamiento.*



*Nota.* Prueba de funcionamiento mediante agarre de tipo pinza. Elaboración propia.

Figura 66

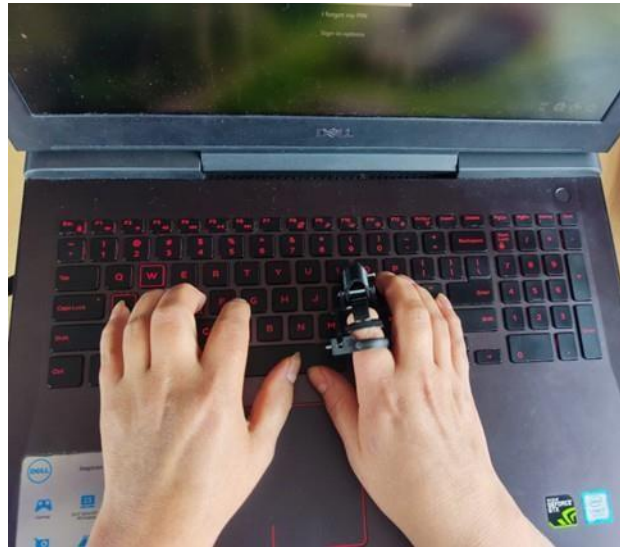
*Prueba de funcionamiento.*



*Nota.* Prueba de funcionamiento mediante agarre de tipo cilíndrico. Elaboración propia.

Figura 67

*Prueba de funcionamiento.*



*Nota.* Prueba de funcionamiento mediante actividades de tecleo. Elaboración propia.

## 7. Resultados

Dentro de la definición de variables se produjeron los siguientes resultados:

- Medidas antropométricas del muñón. En la Figura 68 se puede visualizar las medidas antropométricas del muñón, los ángulos máximos en sus movimientos de flexión y extensión y la fuerza ejercida por el mismo.

Figura 68

*Dimensiones del usuario.*

Denominación	Medidas	Usuario
Ancho	21.5 mm	
Altura	17.3 mm	
Altura falange proximal	56.6 mm	
Ángulo de la falange proximal	90 °	
Fuerza del muñón	39.24 N	

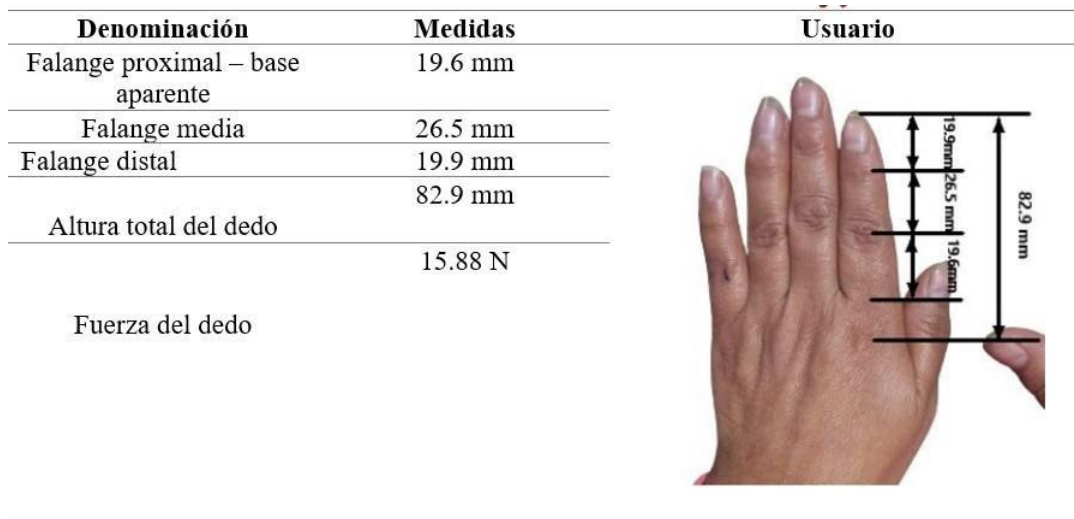
*Nota.* Medidas antropométricas de la zona amputada del usuario. Elaboración propia.

Medidas antropométricas del dedo índice izquierdo

En la Figura 69 se puede visualizar las medidas antropométricas del dedo índice izquierdo y la fuerza ejercida por el mismo.

Figura 69

*Medición geométrica del dedo índice*

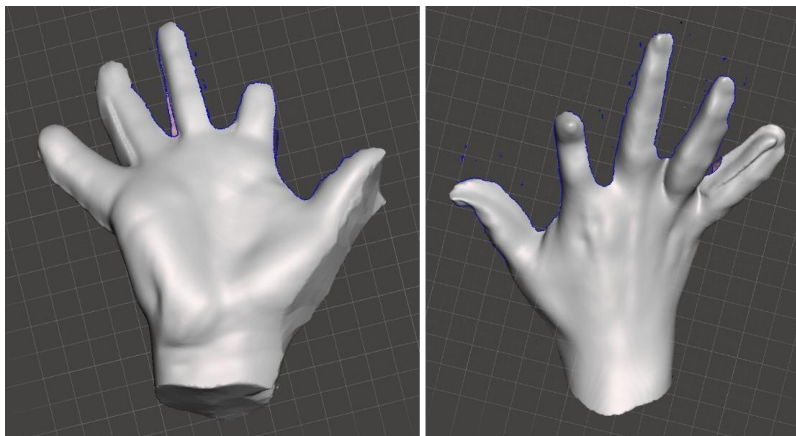


*Nota.* Medidas antropométricas del dedo índice de la mano izquierda del usuario, las cuales condicionan el diseño del dispositivo protésico.. Elaboración propia.

A continuación se obtuvo un archivo editable de extensión stl (Figura 70) a partir del proceso de escaneo del usuario

Figura 70

*Escaneo del usuario.*



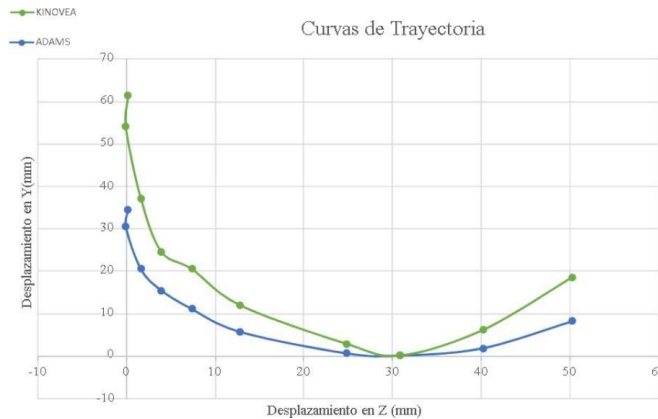
*Nota.* Resultado del proceso de escaneo de la zona amputada del usuario mediante el software Artec Studio 3D EVA. Elaboración propia.



En este punto se comparó la curva de trayectoria real del dedo índice con la curva de trayectoria del dispositivo. El resultado se puede visualizar en la Figura 71 y su respectivo coeficiente de correlación de pearson en la Tabla 8.

Figura 71

*Curvas de trayectorias generadas.*



*Nota.* Curvas de trayectorias generadas por el dispositivo protésico y el dedo índice real. Elaboración propia.

Al momento del diseño de concepto se procede a realizar una correlación entre los datos de obtuvo la tabla de desplazamientos entre la curvatura generada por el dedo índice izquierdo y el mecanismo propuesto. Donde se obtiene una correlación de las dos curvas con un grado de similitud de un 98.77% en el eje Z y un 99.66% en el eje Y.

Tabla 8

*Coefficiente de pearson y determinación*

Coefficiente de Pearson (r)	Coefficiente de determinación (r*r)
En Z: 0,98771	0,975571
EN Y: 0,996655	0,993322

*Nota:* En esta tabla se presentan los valores obtenidos para determinar el grado de similitud entre las curvas. Elaboración propia.

Podemos observar que los valores de desplazamiento del dispositivo protésico junto a los valores de desplazamiento de la trayectoria generada por el dedo índice en el eje Y y en el eje Z generan un alto grado de similitud, dando validez al mecanismo propuesto. La trayectoria generada por el sistema es de un sólo grado de libertad.

La selección del material se realizó en base a un análisis comparativo-cuantitativo, y se definió que el material PLA con fibra de carbono es ideal para la construcción de los elementos del dispositivo, a pesar de que el aluminio presenta mejores características mecánicas no se escogió dicho material puesto que los elementos presentan formas muy irregulares las cuales son muy complejas para la construcción convencional, de esta manera se opta por el primer material.

Considerando a su vez que el proceso de manufactura se lo realizó mediante impresión 3D y existe un refuerzo de fibras de carbono que mejora las propiedades mecánicas generales del plástico base y es de fácil adquisición en el país a un precio moderado, el PLA con fibras de carbono es el material ideal para la construcción del dispositivo protésico.

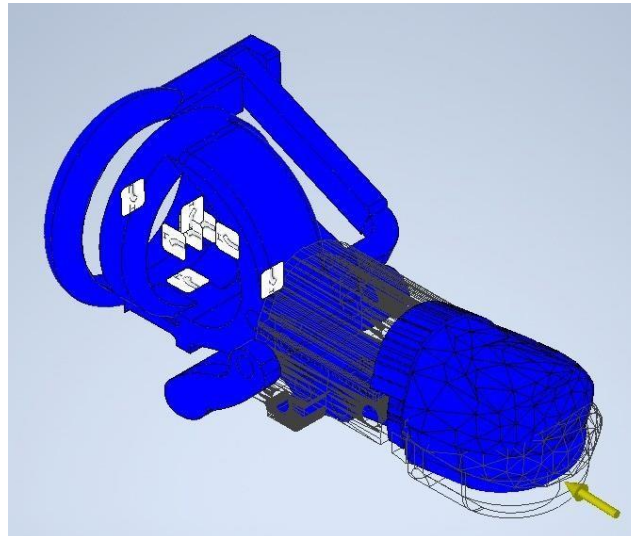
Al momento de simular el dispositivo, se obtuvieron los siguientes resultados.

En la figura 72 se presenta la tensión de Von Mises, obteniendo una tensión máxima de 78,24 MPa, definiendo que la fuerza máxima aplicada del sistema no puede sobrepasar la mitad de la fuerza del muñón 39.24 N debido a una contractura del dispositivo. En la figura 73 se presenta el desplazamiento que se genera en el dispositivo al aplicar una fuerza, dando como resultado un desplazamiento máximo de 3.875 mm, mismo que se produce en la parte de la falange distal del dispositivo.

- Tensión

Figura 72

*Tensión de Von Mises*

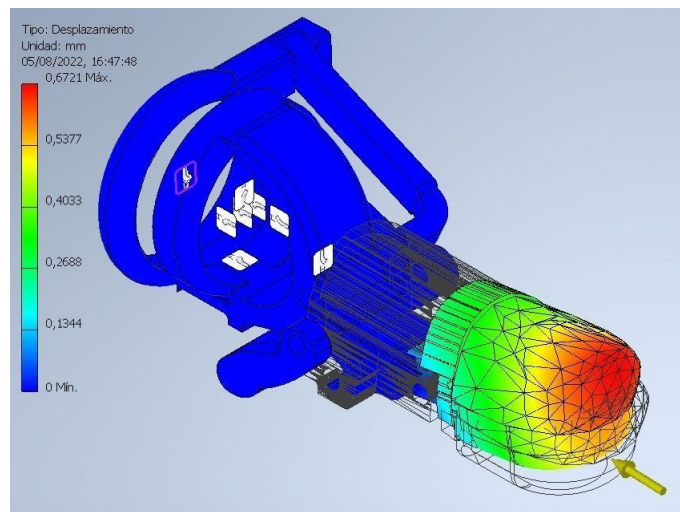


*Nota.* Tensión ejercida en el dispositivo. Elaboración propia.

- Desplazamiento

Figura 73

*Desplazamiento máximo*



*Nota.* Desplazamiento máximo al aplicar una fuerza. Elaboración propia.

Tabla 9

*Parámetros de simulación del mecanismo.*

Parámetro	Medida
Tensión de Von Mises	78.24 MPa
Desplazamiento máximo	3.875 mm

*Nota:* En esta tabla se presentan los valores máximos de tensión y desplazamiento al momento de ejercer una fuerza de 19.62 [N] en la parte más lejana del dispositivo. Elaboración propia.

Finalmente se procedió a construir el dispositivo, donde podemos observar el sistema de punta intercambiable en la Figura 74, la prótesis en movimiento de extensión en la Figura 75 y finalmente un movimiento de flexión en la Figura 76..

Figura 74

*Punta intercambiable*



*Nota.* Sistema de punta intercambiable tipo ranura. Elaboración propia.

Figura 75

*Movimiento de extensión*



*Nota.* Movimiento realizado de extensión por la prótesis. Elaboración propia.

Figura 76

*Movimiento de flexión*



*Nota.* Movimiento realizado de flexión por la prótesis. Elaboración propia.

## 8. Conclusiones

Para la determinación de las variables cuantitativas cinéticas se obtuvo que la prótesis puede llegar a efectuar un valor de 38,2 N, que es equivalente a la mitad de la fuerza total del usuario para que no exista ningún tipo de fractura. Para la determinación de las variables cuantitativas cinemáticas se definieron los parámetros iniciales del dispositivo, donde se obtiene que la curvatura del mecanismo genera un desplazamiento en Y de 34,2 mm y en Z de 52,7 mm.

Mediante los parámetros iniciales previamente establecidos y por medio de software de ingeniería como Inventor y Adams View se logró establecer de manera oportuna el diseño para una prótesis de dedo índice que garantice la funcionalidad, estética y

ergonomía del mismo, puesto que mediante simulación del dispositivo se logró obtener una curva de trayectoria del dispositivo con un 98 % de similitud. El material escogido aborda los distintos parámetros límites, dando una contextura idónea en los puntos D,E y F que vendrían a corresponder las zonas críticas.

Finalmente se obtuvo una prótesis de dedo índice que genera una curvatura acorde al dedo índice izquierdo. Su funcionalidad radica en su implementación dentro de sus actividades cotidianas soportando las cargas necesarias, aplicadas por el usuario.

## 9. Recomendaciones

No someter el dispositivo a trabajos forzosos, se recomienda levantar un peso máximo de 2 kg para garantizar la funcionalidad y vida útil del dispositivo protésico.

Se recomienda realizar un mantenimiento trimestral para conservar el buen funcionamiento de las partes del mecanismo.

Para trabajos posteriores se recomienda el diseño de otras herramientas que permitan brindar mejores funcionalidades al dispositivo protésico.

## Referencias

- Arias López, L. A. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*.
- Arosemena, A. (2016). *Introducción a los mecanismos y a la cinemática*.
- Ayats Soler, M. (2017). *Diseño de una prótesis de mano adaptable para niños* (B.S. thesis). Universitat Politècnica de Catalunya.
- Calle-Sigiencia, J. I., Encalada-Seminario, G. A., y Pinto-León, R. A. (2018). Design and kinematic analysis of a biphallange articulated finger mechanism for a biomechatronic hand prosthesis. En *2018 IEEE International Autumn Meeting on Power, Electronics and Computing (IPEC)* (pp. 1–7).
- Campaña, O., y Guerrero, V. H. (2018). Caracterización mecánica y térmica de ácido poliláctico (PLA) reforzado con polvo de bambú (PB). *Revista Politécnica*, 42 (1), 17–24.
- Castillo, A. (2005). *Apuntes para la materia de cinemática de las máquinas*.
- de Morales, V. J. C. M. (s.f.). La sucesión de fibonacci.
- Derrickson, B. H., y Tortora, G. J. (2006). Principios de anatomía y fisiología. *Panamericana*. Prof. Javier Ramos Medrano Prof. Javier Ramos Medrano Prof. Javier Ramos Medrano A: Clases teóricas B: Clases Teóricoprácticas, 2.
- Dufour, M., y Pillu, M. (2018). *Biomecánica funcional. miembros, cabeza, tronco*. Elsevier.
- FÉRULA DE INMOVILIZACIÓN DE muñeca. (2015, marzo). <https://www.orliman.com/producto/ferula-de-inmovilizacion-de-muneca-en-dorsiflexion-35o-40o-2/>. Orliman S.L.U. (Accessed: 2022-7-29)
- Freire, F., Tobar, L., y Chadrina, O. (2013). Prótesis robótica controlada mediante señales mioeléctricas. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta*(6-2), 84–88.
- Guerrero, V. H., Andrade, L., y Villavicencio, G. (2013). Elaboración de materiales de matriz polimérica reforzados con fibra de vidrio mediante el método de aspersión. *Revista Politécnica*, 32.
- Juárez, Á. A., Olivos-Meza, A., Landa-Solís, C., Cárdenas-Soria, V. H., Silva-Bermúdez, P. S., Suárez Ahedo, C., . . . Ibarra-Ponce de León, J. C. (2018). Uso y aplicación de la tecnología de impresión y bioimpresión 3d en medicina. *Revista de la Facultad de Medicina (México)*, 61(6), 43–51.
- Loaiza, J. L., y Arzola, N. (2011). Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano. *Dyna*, 78(169), 191–200.

- López Sullaez, L. C., y Estrada Ruíz, R. (2009). Repercusión ocupacional de las amputaciones traumáticas en dedos de la mano por accidente de trabajo. *Medicina y Seguridad del Trabajo*, 55(217), 41–48.
- MARSON, N., NOCERA, A. D., REAL, J. P., y PALMA, S. (2016). Las impresoras 3d y el diseño de medicamentos. *Bitácora Digital*, 3(7).
- Medical., D. (s.f). *X-finger models*.
- Medina Gonzalez, C., Benet Rodríguez, M., y Marco Martínez, F. (2016). El complejo articular de la muñeca: aspectos anatofisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio. *Medisur*, 14(4), 430–446.
- Monreal González, R. J. (2007). La mano, origen, evolución y su papel en la sociedad: formation, évolution et rôle dans la société. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*, 21(2), 0–0.
- Montaño Dávila, C. C., y cols. (2013). *Análisis de la efectividad de la política pública en torno a la inclusión laboral de personas con discapacidad física en el ecuador* (B.S. thesis). Quito: USFQ, 2013.
- Olmedo, J., y Echeveria, J. (2018). *Maquinas y mecanismos implementacion con wolfram mathematica*. Ecuador: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.
- Orozco, A. M. S., Contreras, F. O. L., Briones, W. V. V., y Astudillo, L. d. P. B. (2021). Análisis descriptivo de accidentes de trabajo que causan incapacidad permanente en la provincia del guayas en el periodo 2018. *Journal of American Health*, 4(2), 14–23.
- Orts, A. P. (1992). *La mano, admirable don del hombre*. Universidad de Alicante.
- Pazmiño Gómez, M. T. (2018). *Principales causas de amputación de miembros inferiores presente en pacientes protésicos, atendidos en el periodo enero 2012–mayo 2018 en el centro especializado en rehabilitación integral (ceri)* (B.S. thesis). PUCE-Quito.
- Portilla, É. A., Avilés Sánchez, O. F., Piña Quintero, R., Niño Suárez, P. A., Moya Sánchez, E., y Molina Vilchis, M. A. (2010). Análisis cinemático y diseño de un mecanismo de cuatro barras para falange proximal de dedo antropomórfico. *Ciencia e Ingeniería Neogranadina*, 20(1), 45–59.
- Ramirez, D. R., Moreno, C. E. R., Bayona, M. Á. N., Torres, S. L. T. L., y Rueda, M. Á. G. (2020). La mano. aspectos anatómicos i. generalidades, osteología y artrología. *Morfología*, 12(1), 11–30.
- Restrepo, A., Zuluaga, R., Castro, C., Correa, N., Vélez, J., y Gañán, P. (2007). Nanocomposites reforzados con microfibrillas de celulosa aisladas de paredes celulares del raquis de banano. *Scientia et Technica*, 1(36).



- Roda Buch, A., Mata Amela, V., y Albelda Vitoria, J. (2016). Máquinas y mecanismos. *Colección Académica. Editorial UPV*.
- Rodríguez., E. (2019). *My skin track uv, análisis: este wearable es más pequeño que un céntimo, no tiene batería y mide la radiación solar*.
- Suárez-Escudero, J. C. (2014). Discapacidad y neurociencias: la magnitud del déficit neurológico y neuro psiquiátrico. *Acta Neurologica Colombiana*, 30(4), 290–299.
- Tenesaca Llivigañay, E. S., y Tituana Salinas, R. N. (2020). *Desarrollo del prototipo de un sistema de control para prótesis de mano asistida mediante señales electromiográficas* (B.S. thesis).
- Vargas, J. A. G., y Wilches, D. P. (2014). Modelado del comportamiento mecánico de unión socket–muñón, en amputados de miembro inferior. *Elementos*, 4(4), 77–85.
- Vargas Rios, O. A. (2017). *Diseño y construcción de un prototipo robótico de mano y antebrazo diestro para prótesis* (B.S. thesis). QUITO/UIDE/2017.
- Villarreal, C., Iglesias, I., y Yépez, M. (2017). Diseño mecánico de un prototipo de prótesis de mano. En *Memorias del i congreso internacional de bioingeniería y sistemas inteligentes de rehabilitación*.
- Yépez Rosero, M. D. (2017). *Diseño mecánico de un prototipo de prótesis de mano* (B.S. thesis).
- Yznaga, H., Ortiz, J., Tellez, M., Ávalos, F., y Aguirre, R. (s.f.). Los modelos para la simulación del moldeo por inyección. *Revista Iberoamericana de Ciencias*, 143–157.

# ANEXOS

# Anexo A: Matriz de Consistencia Lógica

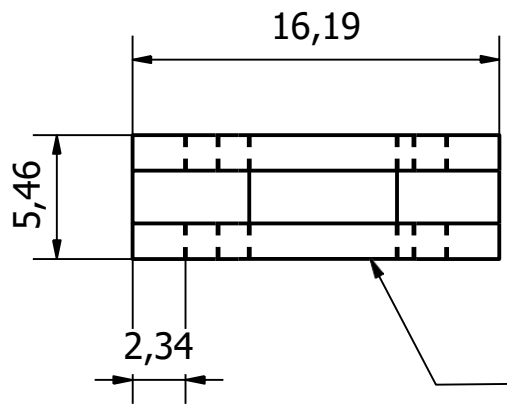
Tabla 10

Matriz de consistencia.

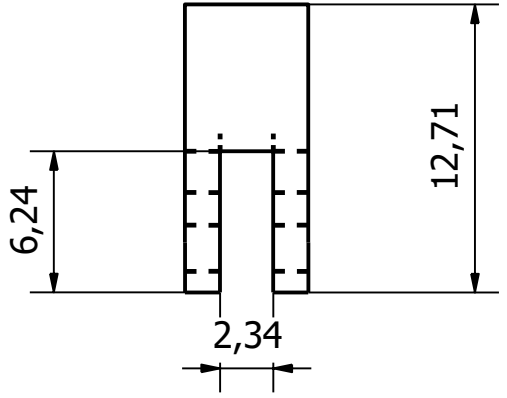
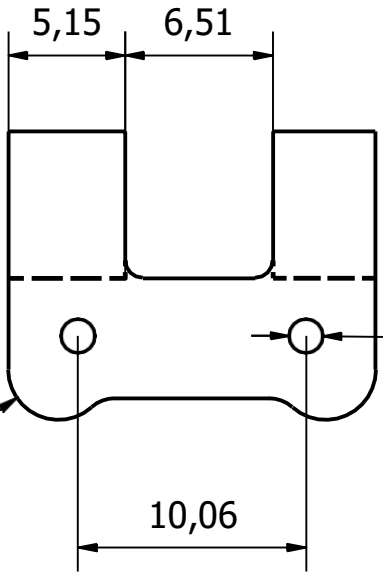
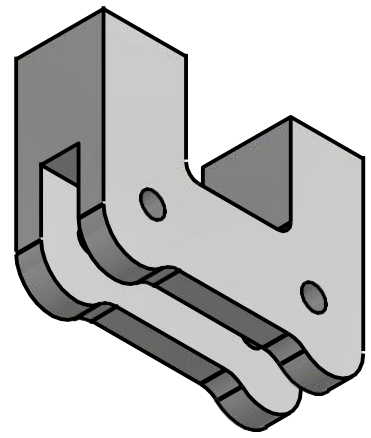
MATRIZ DE CONSISTENCIA				
PROBLEMA GENERAL	OBJETIVO GENERAL	HIPÓTESIS GENERAL	VARIABLES	MARCO TEÓRICO
¿Es posible <b>diseñar y construir</b> una prótesis de dedo para personas con amputación a nivel proximal de la falange que permita la integración de herramientas con sistemas electrónicos y mecánicos que favorezca las actividades laborales?	<b>Diseñar y construir</b> una prótesis de dedo para personas con amputación a nivel proximal de la falange que permita la integración de herramientas con sistemas electrónicos y mecánicos que favorezca las actividades laborales	Se <b>diseñará y construirá</b> una prótesis de dedo para personas con amputación a nivel de falange proximal con sistema flexible para integración de herramientas.	-VD: <b>Diseño y Construcción</b>	Diseño mecánico. Construcción de prótesis
PROBLEMAS ESPECÍFICOS	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	HIPÓTESIS ESPECÍFICAS	VARIABLES	MARCO TEÓRICO
Se podrá identificar las <b>variables cuantitativas cinéticas y cinemáticas</b> para el <b>diseño y construcción</b> de una prótesis de dedo ?	Identificar las <b>variables cuantitativas cinéticas y cinemáticas</b> para el <b>diseño y construcción</b> de una prótesis de dedo		-VI: Variables cuantitativas cinéticas y cinemáticas. -VI: <b>Diseño y construcción.</b> -VD: <b>Tiempo de operación.</b>	Ladrillos refractarios  Cortado del ladrillo refractario
¿Es posible <b>diseñar</b> una prótesis de dedo considerando modelado con software de Ingeniería garantizando funcionalidad, estética y ergonomía incorporando un sistema flexible para el anclado de herramientas, definiendo las técnicas de manufactura que permita una construcción de tipo convencional?	<b>Diseñar</b> una prótesis de dedo considerando modelado con software de Ingeniería garantizando funcionalidad, estética y ergonomía incorporando un sistema flexible para el anclado de herramientas, definiendo las técnicas de manufactura que permita una construcción de tipo convencional			
¿Es posible <b>construir</b> un prototipo de prótesis de dedo utilizando técnicas de manufactura determinadas para posteriores pruebas de funcionamiento?	<b>Construir</b> un prototipo de prótesis de dedo utilizando técnicas de manufactura determinadas para posteriores pruebas de funcionamiento		-VI: <b>Diseño.</b> -VD: <b>Construcción dora</b>	Simulación de la corta-

76

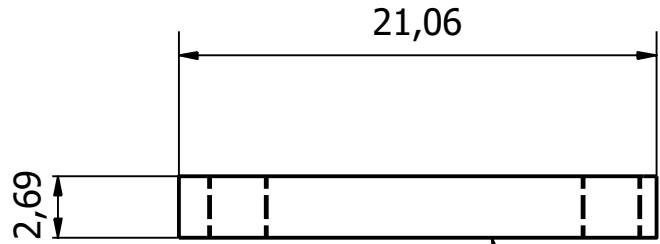
*Nota:* La matriz de consistencia presentada facilita identificar la relación que existe entre las variables y los objetivos además de como se relaciona con el marco teórico referencial.



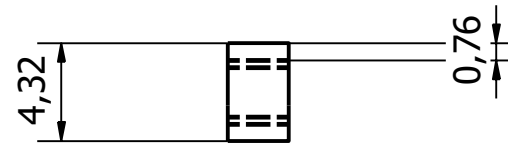
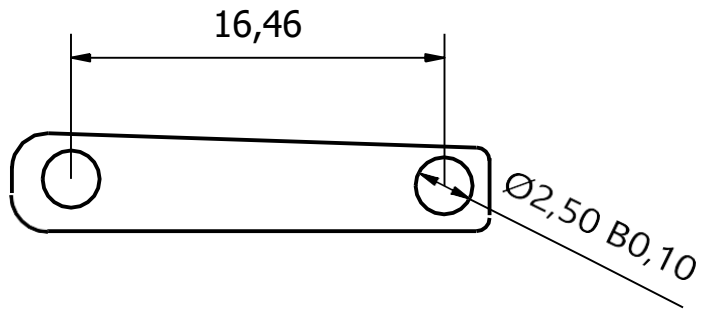
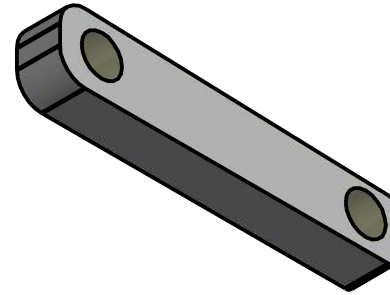
Suavizado por lija



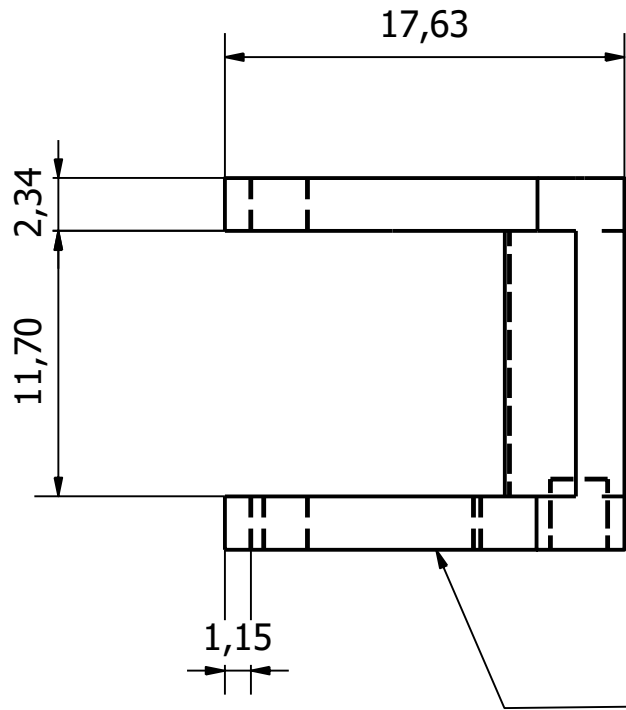
	1	Eslabón fijo.			PLA
Pos.	Cant.	Denominación		Dimensión/Norma	Material
		Nombre	Fecha	Ingeniería Mecatrónica	 UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA
Dibujado	Mendez -Morquecho	25/07/2022		SEDE	
Comprobado	Ing. J. Calle			MATRIZ CUENCA	
Tol. gen.: ISO 2768-m		<b>PROTESIS PARA DEDO</b>			Escala: 1:1 Lámina N° 01



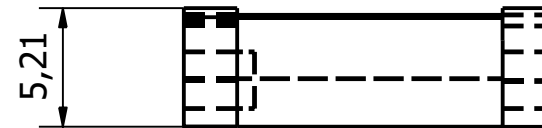
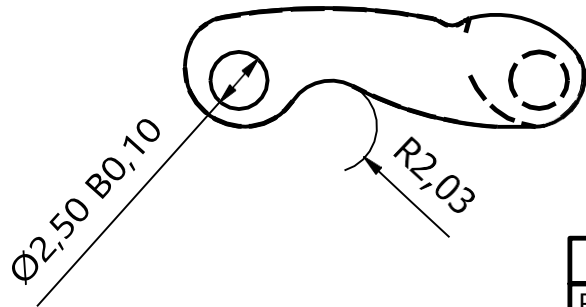
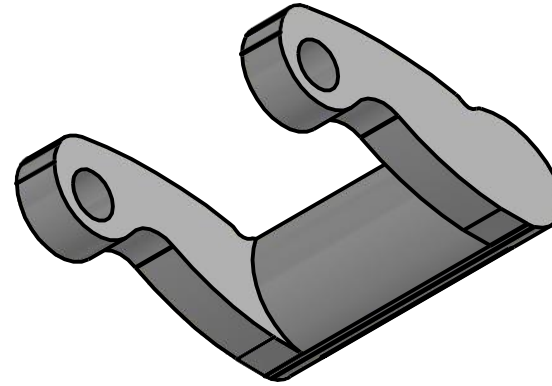
Suavizado por lija




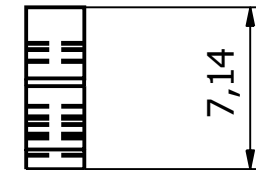
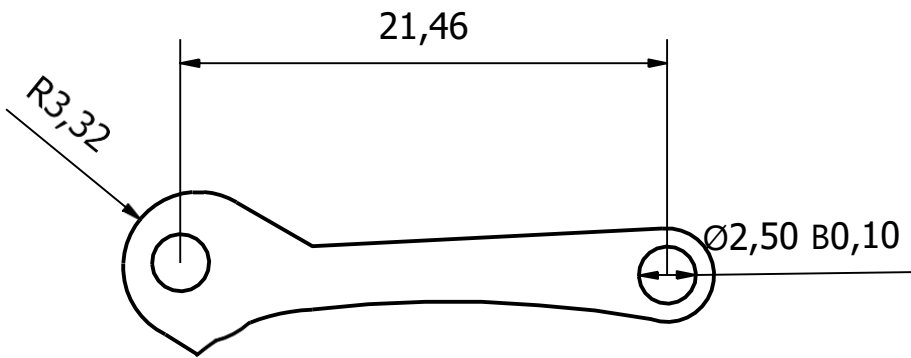
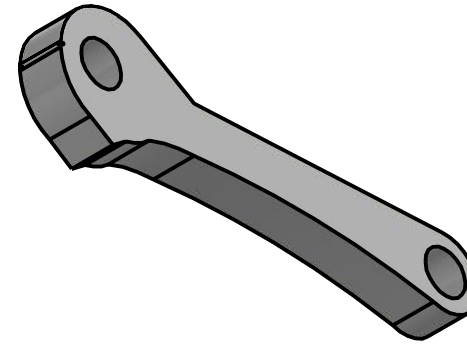
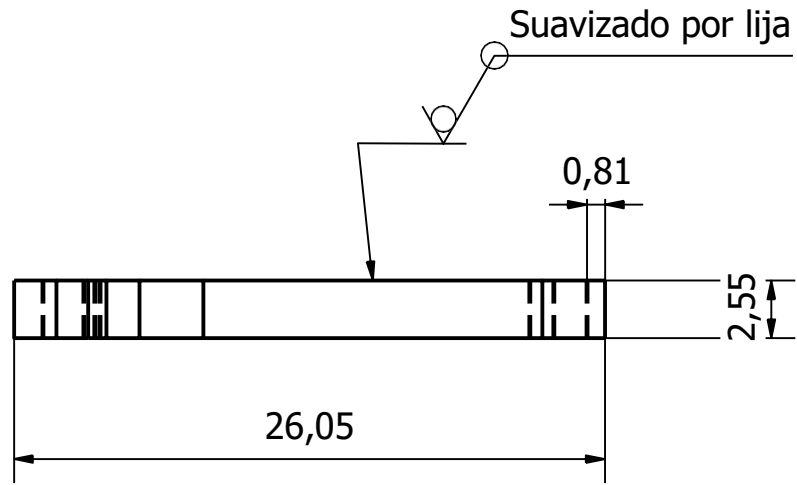
	1	Eslabón.		mm	PLA
Pos.	Cant.	Denominación		Unidades	Material
		Nombre	Fecha	Ingeniería Mecatrónica	UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA
Dibujado	Mendez - Morquecho	25/07/2022		SEDE	
Comprobado	Ing. J. Calle			MATRIZ CUENCA	
Tol. gen.: ISO 2768-m	<b>PROTESIS PARA DEDO</b>				Escala: 1:1 Lámina N° 02



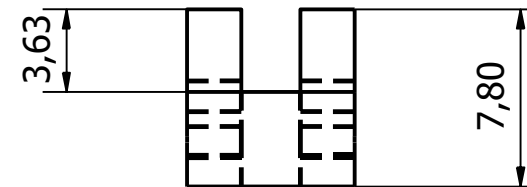
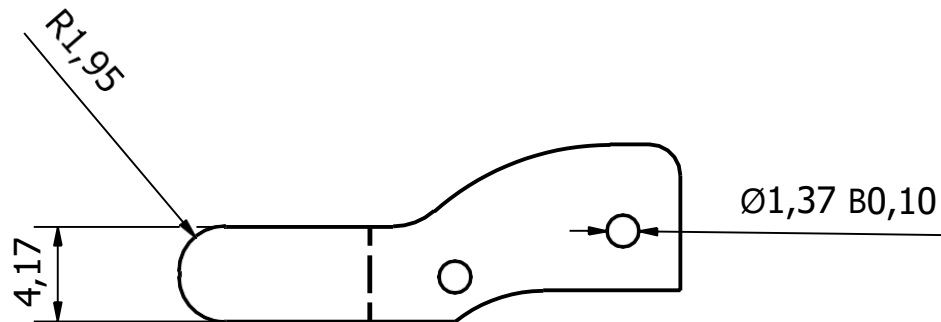
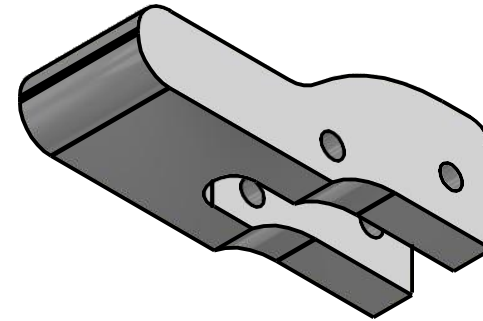
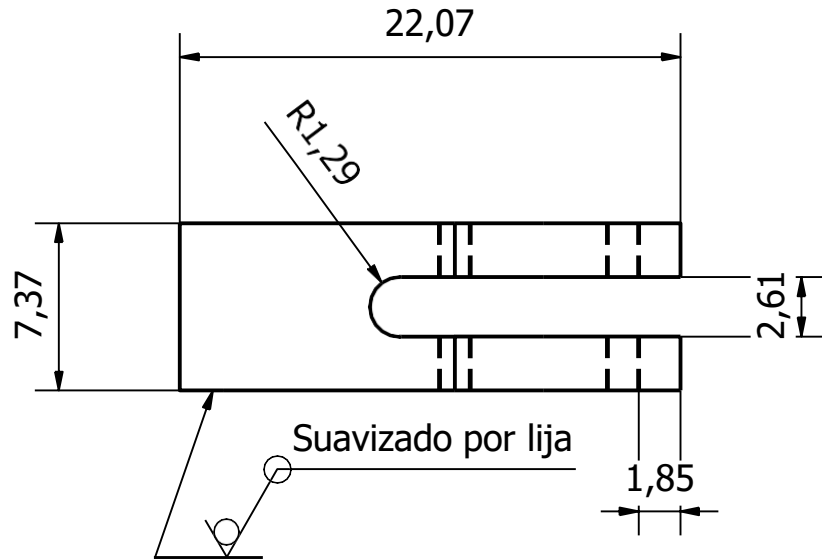
Suavizado por lija



	1	Eslabón para movimiento de entrada. mm		PLA
Pos.	Cant.	Denominación		Material
		Unidades		
		Nombre	Fecha	Ingeniería Mecatrónica
Dibujado	Mendez - Morquecho	25/07/2022	SEDE	 UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA
Comprobado	Ing. J. Calle		MATRIZ CUENCA	
Tol. gen.:	ISO 2768-m			Escala: 1:1
<b>PROTESIS PARA DEDO</b>				Lámina N° 03

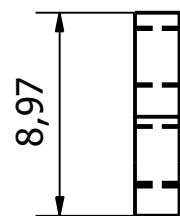
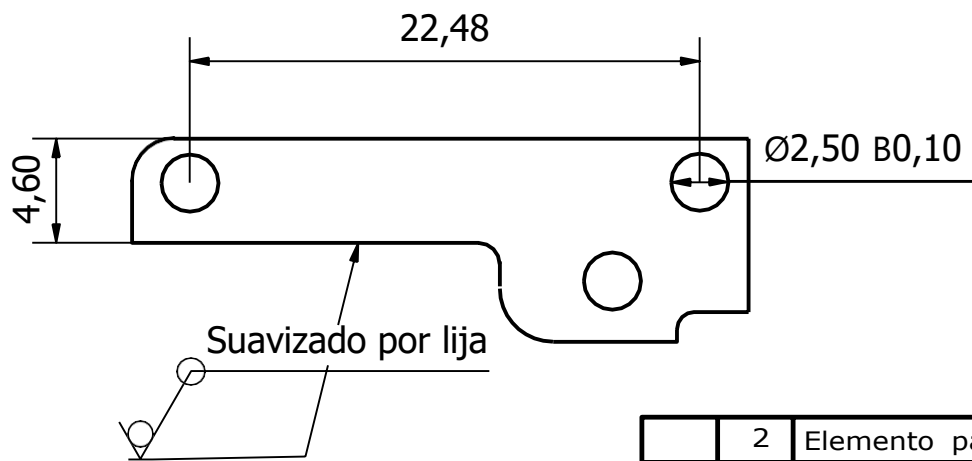
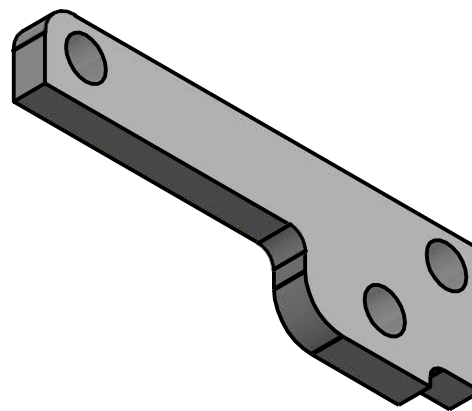
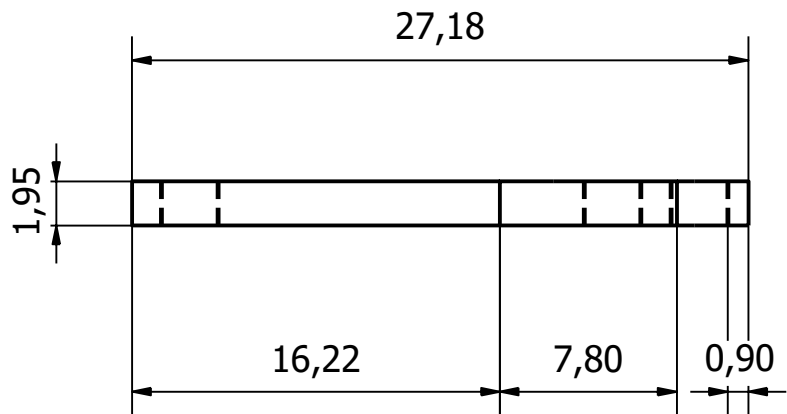


	1	Eslabón acoplador.		mm	PLA
Pos.	Cant.	Denominación		Unidades	Material
		Nombre	Fecha	Ingeniería Mecatrónica	UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA
Dibujado	Mendez - Morquecho	25/07/2022		SEDE	
Comprobado	Ing. J. Calle			MATRIZ CUENCA	
Tol. gen.: ISO 2768-m	<b>PROTESIS PARA DEDO</b>				Escala: 1:1 Lámina N° 04

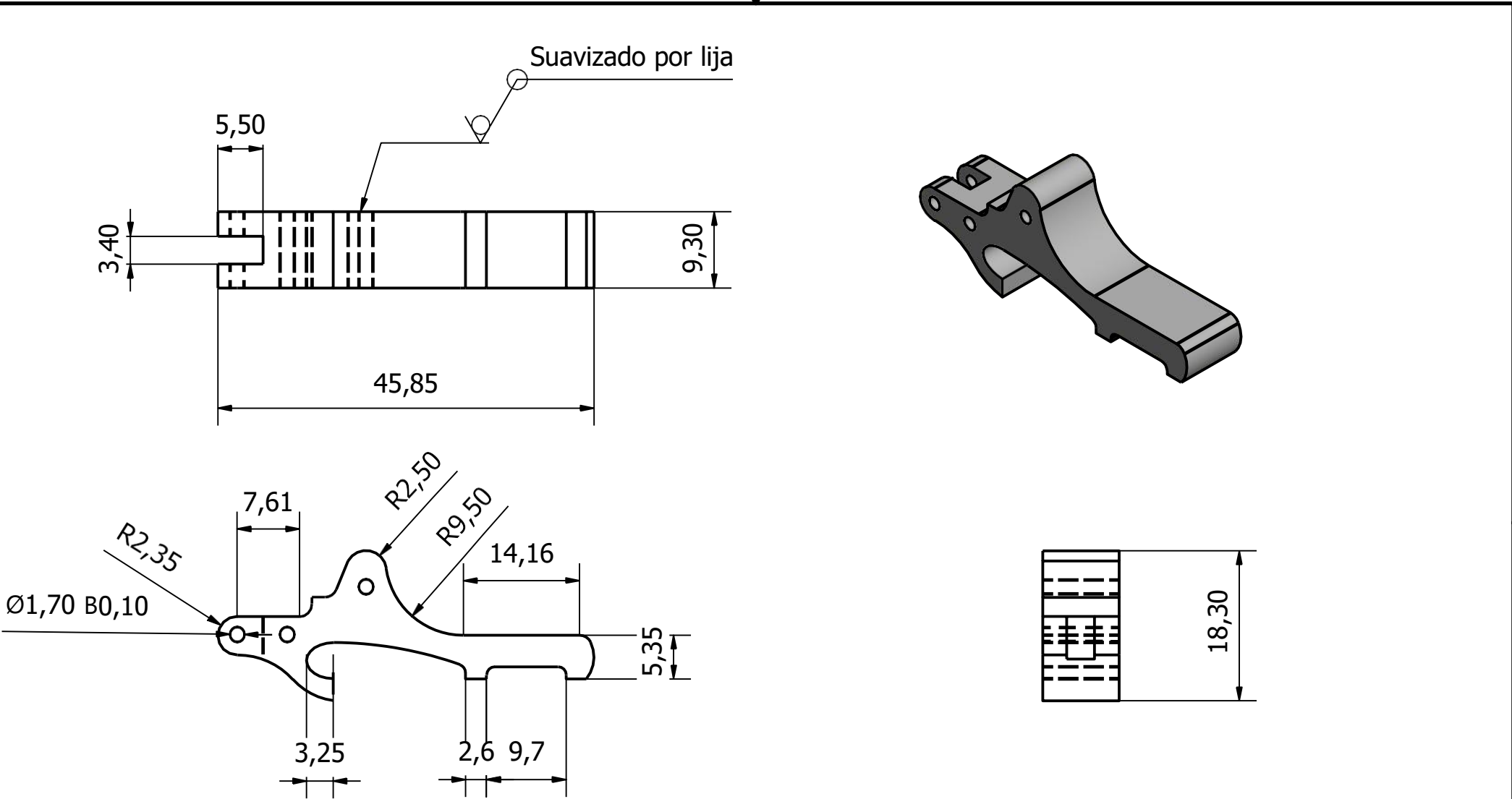


	1	Elemento para falange distal.		mm	PLA
Pos.	Cant.	Denominación		Unidades	Material
		Nombre	Fecha	Ingeniería Mecatrónica	UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA
Dibujado	Mendez - Morquecho	25/07/2022		SEDE	
Comprobado	Ing. J. Calle			MATRIZ CUENCA	
Tol. gen.: ISO 2768-m	<b>PROTESIS PARA DEDO</b>				Escala: 1:1 Lámina N° 05

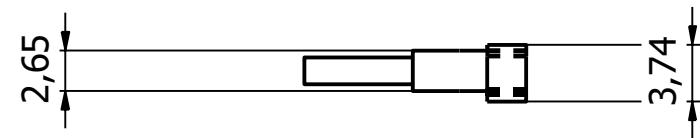
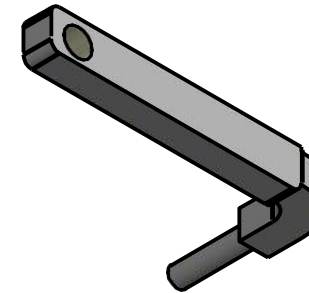
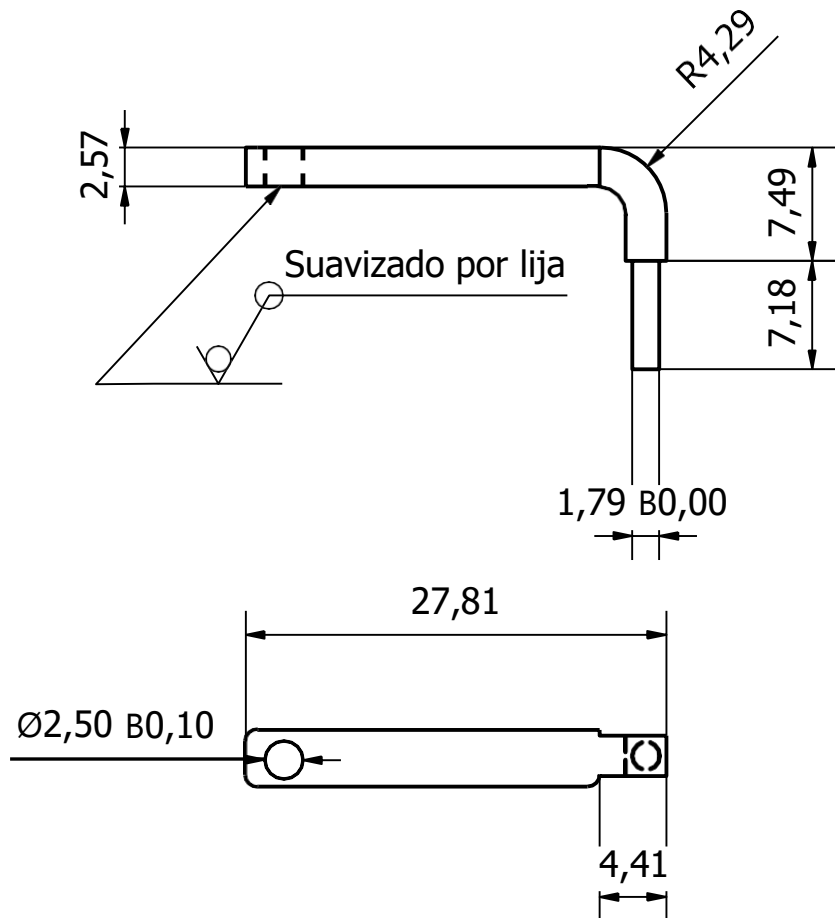




	2	Elemento para falange media.	mm	PLA
Pos.	Cant.	Denominación	Unidades	Material
		Nombre	Fecha	Ingeniería Mecatrónica
Dibujado		Mendez - Morquecho	25/07/2022	UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA
Comprobado		Ing. J. Calle		
Tol. gen.: ISO 2768-m	<b>PROTESIS PARA DEDO</b>			Escala: 1:1 Lámina N° 06



	1	Elemento para apoyo de muñón.	mm	PLA
Pos.	Cant.	Denominación	Unidades	Material
		Nombre	Fecha	Ingeniería Mecatrónica
Dibujado	Mendez - Morquecho	25/07/2022	SEDE MATRIZ CUENCA	UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA
Comprobado	Ing. J. Calle			
Tol. gen.: ISO 2768-m	<b>PROTESIS PARA DEDO</b>			Escala: 1:1
				Lámina N° 07



1	Eslabón acoplador.	mm	PLA	
Pos.	Cant.	Denominación	Unidades	Material
		Nombre	Fecha	Ingeniería Mecatrónica
Dibujado	Mendez - Morquecho	25/07/2022	SEDE MATRIZ CUENCA	UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA
Comprobado	Ing. J. Calle			
Tol. gen.: ISO 2768-m		<b>PROTESIS PARA DEDO</b>		Escala: 1:1 Lámina N° 08