



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO
FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**PROYECTO TÉCNICO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO
DE INGENIERO MECÁNICO**

TEMA:

**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE DEDO DE MANO
CON AMPUTACIÓN DEL FALANGE DISTAL PARA LA EMPRESA DICO-
VAL UBICADO EN LA CIUDAD DE AMBATO”**

AUTOR: Christian Israel Guevara Morales

TUTOR: Ing. Segundo Manuel Espín Lagos, Mg

AMBATO - ECUADOR

Marzo – 2023

CERTIFICACIÓN

En mi calidad de Tutor del Proyecto Técnico, previo a la obtención del Título de Ingeniero Mecánico, con el tema: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE DEDO DE MANO CON AMPUTACIÓN DEL FALANGE DISTAL PARA LA EMPRESA DICO-VAL UBICADA EN LA CIUDAD DE AMBATO”**, elaborado por el Sr. Christian Israel Guevara Morales, portador de la cédula de ciudadanía: C.I. 1804943775, estudiante de la Carrera de Ingeniería Mecánica, de la Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica.

Certifico:

- Que el presente Proyecto Técnico es original de su autor.
- Ha sido revisado cada uno de sus capítulos componentes.
- Esta concluido en su totalidad.

Ambato, marzo 2023



Ing. Segundo Manuel Espín Lagos, Mg.

TUTOR

AUTORÍA DE LA INVESTIGACIÓN

Yo, Christian Israel Guevara Morales, con C.I. 1804943775 declaro que todas las actividades y contenidos expuestos en el presente Proyecto Técnico con el tema **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE DEDO DE MANO CON AMPUTACIÓN DEL FALANGE DISTAL PARA LA EMPRESA DICOVAL UBICADA EN LA CIUDAD DE AMBATO”**, así como también los planos, tablas, criterios, ideas, conclusiones y recomendaciones son de mi exclusiva responsabilidad.

Ambato, marzo 2023



Christian Israel Guevara Morales

C.I. 1804943775

AUTOR

DERECHOS DE AUTOR

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato, para que haga de este Proyecto Técnico o parte de él, un documento disponible para su lectura, consulta y procesos de investigación, según las normas de la Institución.

Cedo los Derechos en línea patrimoniales de mi Proyecto Técnico, con fines de difusión pública, además apruebo la reproducción de este documento dentro de las regulaciones de la Universidad, siempre y cuando esta reproducción no suponga una ganancia económica y se realice respetando mis derechos de autor.

Ambato, marzo 2023



Christian Israel Guevara Morales

C.I. 1804943775

AUTOR

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO

Los miembros del Tribunal de Grado aprueban el informe del Proyecto Técnico, realizado por la estudiante Christian Israel Guevara Morales de la Carrera de Ingeniería Mecánica bajo el tema: “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE DEDO DE MANO CON AMPUTACIÓN DEL FALANGE DISTAL PARA LA EMPRESA DICO-VAL UBICADA EN LA CIUDAD DE AMBATO**”.

Ambato, marzo 2023

Para constancia firman:



Ing. Jorge P. Guamanquispe Toasa, Mg.

MIEMBRO CALIFICADOR



Ing. Thalía Daniella San Antonio Serrano, Ph. D.

MIEMBRO CALIFICADOR

ÍNDICE DE CONTENIDO

CERTIFICACIÓN.....	ii
AUTORÍA DE LA INVESTIGACIÓN	iii
DERECHOS DE AUTOR	iv
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO.....	v
DEDICATORIA.....	vi
AGRADECIMIENTO	vii
ÍNDICE DE CONTENIDO	viii
ÍNDICE DE FIGURAS	x
ÍNDICE DE TABLAS.....	xii
RESUMEN.....	xiv
ABSTRACT	xv
CAPÍTULO I PROBLEMA	1
1.1. Tema de investigación:	1
1.2. Justificación	1
1.3. Objetivos	2
1.3.1. Objetivo general	2
1.3.2. Objetivos específicos.....	2
1.4. Fundamentación teórica.....	2
1.4.1. La mano	2
1.4.2. Tendones y músculos de la mano	4
1.4.3. Movimiento de la mano humana	5
1.4.4. Manipulación de objetos.....	7
1.4.5. Sistema sensorial de la mano.....	8
1.4.6. Amputaciones a nivel de la mano.....	9
1.4.7. Prótesis de dedo	11
1.4.8. Impresión en 3D	20
CAPÍTULO II METODOLOGÍA	23
2.1. Materiales.....	23
2.2. Métodos.....	26

2.2.1.	Método Científico.....	26
2.2.2.	Método Cuantitativo	26
2.2.3.	Método bibliográfico	26
2.2.4.	Método Descriptivo	26
2.2.5.	Método Exploratorio.....	26
2.2.6.	Método Explicativo	27
CAPÍTULO III DISEÑO, ANTROPOMETRÍA Y MECANISMO		28
3.1.	Especificaciones de diseño	28
3.1.1.	Funcionamiento	28
3.1.2.	Mecanismo falange.....	28
3.1.3.	Mantenimiento.....	28
3.2.	Cálculo de medidas antropométricas	29
3.2.1.	Muestra para tomar las medidas antropométricas	29
3.2.2.	Cálculo del rango, marca de clase y factor de intervalo	30
3.2.3.	Cálculo del percentil.....	32
3.3.	Selección del mecanismo.....	33
3.3.1.	Selección de proyecto óptimo	33
3.3.2.	Cálculo de fuerzas para cada falange	35
3.4.	Análisis cinemático.....	36
3.5.	Análisis de esfuerzos de los componentes	45
3.6.	Estimación de costos.....	59
CAPÍTULO IV CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		62
4.1.	CONCLUSIONES	62
4.2.	RECOMENDACIONES.....	63
Bibliografía.....		64
ANEXOS		66
PLANOS.....		68

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1:Agarres de la mano [6].	3
Figura 2: Limitación del movimiento de flexión y extensión de los dedos [10].	6
Figura 3:Falanges y articulaciones del dedo [1].	7
Figura 4: Líneas de acción de falanges en diferentes posiciones de la mano [12].	8
Figura 5:Receptores sensoriales en la piel [13].	9
Figura 6:Amputación de la mano: a) del pulgar, b) de los dedos trifalángicos [10].	10
Figura 7. Prótesis estéticas [13].	12
Figura 8. Prótesis mecánicas [13].	15
Figura 9. Mecanismo de accionamiento de barras [13].	16
Figura 10. (a) Mecanismo de accionamiento. (b) Prueba de accionamiento [13].	17
Figura 11. X-Tips de Dan Dridrick (a) Vista dorsal del X-Tips en el dedo anular. (b) Flexión de la prótesis. (c) Mecanismo de funcionamiento de la prótesis [13].	17
Figura 12. Prótesis K1 Hand (a) Piezas 3D ensamble prótesis. (b) Vista dorsal uso de prótesis haciendo flexión [13].	18
Figura 13. Prótesis KNICK FINGER. (a) Vista dorsal. (b) Impresos 3D extensión (c) Realizando flexión completa [13].	19
Figura 14. Prótesis biónica [13].	19
Figura 15. Mioelectrica [13].	20
Figura 16. Impresora 3D [13].	21
Figura 17. Dextrus Hand [13].	21
Figura 18. Flexy Hand [13].	22

Figura 19. Diagrama de cuerpo libre para la falange distal.....	33
Figura 20. Esquema en conexiones en Y para la falange distal	34
Figura 21. Dimensiones adecuadas para la prótesis	34
Figura 22. Esquema general de la prótesis	35
Figura 23. Diagrama de cuerpo libre para la falange distal.....	35
Figura 24. Esquemmatización de sistema de 4 barras	37
Figura 25. Esquemmatización de generación de movimiento	37
Figura 26. Mecanismo para la falange distal con medidas antropométricas	44
Figura 27. Movimiento del mecanismo de las falanges.	44
Figura 28. Resultados de convergencia de Resultados para el modelo de falange proximal.....	46

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1:Ligamentos de la mano [4].	4
Tabla 2:Músculos de la mano [8].	5
Tabla 3:Restricciones de movimiento [5].	7
Tabla 4. Materiales impresión 3D.	24
Tabla 5. Estudio comparativo de aplicaciones de diseño y laminadoras requeridas para uso de las impresoras 3D.	24
Tabla 6. Estudio comparativo de aplicaciones de diseño y laminadoras requeridas para uso de las impresoras 3D.	25
Tabla 7.Datos recopilados de las medias antropométricas de la mano derecha humana.	30
Tabla 8. Valores calculados de la marca de clase y factor de intervalo en (mm).	32
Tabla 9. Resultados de las dimensiones de las falanges para el percentil 95 y 5.	33
Tabla 10.Datos utilizados para la parametrización de la síntesis de la falange proximal datos en mm.	43
Tabla 11. Convergencia mediante método Adaptativo-h	45
Tabla 12. Sujeciones y condiciones de contorno.	46
Tabla 13. Información de malla - Detalles	48
Tabla 14. Resultados de Análisis para la pieza de falange proximal.	49
Tabla 15. Resultados de Análisis para la pieza de unión.	52
Tabla 16. Resultados de Análisis para la pieza de eslabón medial.	54
Tabla 17. Resultados de Análisis para la pieza de eslabón distal.	56

Tabla 18. Resultados estáticos generados en el software Solidworks para el PLA.....	59
Tabla 19. Costo estimado de prótesis del dedo por pieza en dólares.	60
Tabla 20. Costo final de producción prótesis de la falange distal.	60

RESUMEN

Existe una gran cantidad de operarios que han sufrido un accidente laboral en la mayoría de empresas es común la amputaciones falángicas y transfalángicas es el caso de la empresa Dico-Val, donde hace algunos años un trabajador sufrió un accidente en donde perdió parte del dedo específicamente la falange distal, de esta manera, la obtención de una prótesis con el fin de recuperar la capacidad física de los trabajadores se vuelve imperativa; Por ello, la presente investigación de análisis de alternativas de mecanismos propone el diseño de una prótesis de accionamiento mecánico de falange distal de la mano utilizando información bibliográfica y analizando diferentes tipos de prótesis; se realizaron análisis de comparación de materiales de impresión 3D, se realizó un estudio comparativo entre las aplicaciones de diseño y laminadoras requeridas para el uso de la impresión 3D, se analizaron diferentes tipos de prótesis enfocado a la selección de alternativas del tipo de mecanismo, el que ayuda con movimientos de flexión y extensión, y el tipo de material para los parámetros de diseño. Finalmente, los resultados fueron positivos ya que los esfuerzos se obtuvieron de la verificación computacional; llegando a conclusión que se obtuvo una prótesis funcional y el material de impresión 3D seleccionado (PLA) proporcionó la resistencia suficiente para que la prótesis pudiera realizar acciones de prehensión.

Palabras clave: Falange distal, Prótesis de dedo, Mecanismo, Flexión y extensión, Prehensión, Antropometría, Análisis cinemático

ABSTRACT

There is a large number of workers who have suffered a work accident in most companies, phalangeal and transphalangeal amputations are common, this is the case of the Dico-Val company, where a few years ago a worker suffered an accident where he lost part of his finger specifically the distal phalanx, in this way, obtaining a prosthesis in order to recover the physical capacity of the workers becomes imperative; For this reason, the present investigation of analysis of alternative mechanisms proposes the design of a prosthesis of mechanical drive of the distal phalanx of the hand using bibliographic information and analyzing different types of prostheses; Comparison analysis of 3D printing materials was carried out, a comparative study was carried out between the design applications and laminators required for the use of 3D printing, different types of prostheses were analyzed focused on the selection of alternatives of the type of mechanism, the which helps with flexion and extension movements, and the type of material for design parameters. Finally, the results were positive since the efforts were obtained from the computational verification; reaching the conclusion that a functional prosthesis was obtained and the selected 3D printing material (PLA) provided sufficient resistance so that the prosthesis could perform prehension actions.

Keywords: Distal phalanx, Finger prosthesis, Mechanism, Flexion and extension, Prehension, Anthropometry, Kinematic analysis.

CAPÍTULO I

PROBLEMA

1.1. Tema de investigación:

“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE DEDO DE MANO CON AMPUTACIÓN DEL FALANGE DISTAL PARA LA EMPRESA DICO-VAL UBICADA EN LA CIUDAD DE AMBATO”

1.2. Justificación

El siguiente proyecto de investigación tiene como principal beneficiario a la empresa Dico-Val, quien hace algunos años un trabajador sufrió un accidente en donde perdió parte del dedo específicamente la falange distal, dicho suceso ha acarreado consigo un problema físico y psicológico en la persona afectando su desempeño profesional y su vida personal.

Luego de la pérdida de una parte de la anatomía, la persona tendrá una limitación física que le dificulta o impide continuar realizando las actividades que efectuaba anteriormente; con una prótesis se le permite recuperar parte de su movilidad con lo que pueda realizar nuevamente sus actividades cotidianas, este proyecto de investigación busca dar una solución técnica de bajo costo, que sirva como una forma de inclusión para la población afectada [1].

Este proyecto busca mejorar la situación laboral del paciente, ofreciéndole una herramienta confortable que se adapte a las nuevas necesidades provocadas por su situación, que se acople a su amputación de una manera adecuada, proporcionando movilidad y ligereza al realizar sus actividades [2].

El estudio es factible ya que se cuenta con los recursos materiales, tecnológicos y bibliográficos necesarios para efectuarlos; además se busca que los resultados obtenidos permitan replicar este estudio en un sector más amplio y beneficiar a más personas

La prótesis de dedo a realizarse será funcional únicamente si se acopla al muñón del paciente, es decir que para que la misma actué debe acoplarse en una parte de tejido sobrante del dedo, el mismo que regularmente los médicos tratan de salvar después de una amputación, que permita el movimiento mecánico de prehensión de la prótesis, su sistema de producción será actual e innovador [1].

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Diseñar y construir una prótesis de dedo de la mano con amputación de la falange distal para la empresa Dico-Val ubicada en la ciudad de Ambato.

1.3.2. Objetivos específicos

- Determinar un sistema mecánico que permita simular una prótesis de la falange distal con características acoplables al muñón.
- Diseñar un modelo de prótesis para la falange distal capaz de efectuar los movimientos de prehensión del dedo.
- Simular el funcionamiento de la prótesis mediante software.
- Construir una prótesis de dedo para la falange distal a través de técnicas de impresión 3D

1.4. Fundamentación teórica

1.4.1. La mano

La muñeca de la misma manera el carpo es una sinergia de hueso, tendón y sistema muscular que permite que el antebrazo se adhiera a la mano. “Este sistema mecánico es capaz de una serie de movimientos que aumenta la funcionalidad de la mano y los dedos, aunque tiene un grado imponente de estabilidad” [4].

La mano es un órgano móvil muy complejo y multifacético, la cual se evalúa y juzga sobre su desempeño y disponibilidad tanto en tareas recreativas como en esquemas de toma de fuerza. El sistema es dinámico porque se adapta a la forma de los objetos que

percibimos o estudiamos, enfatiza el pensamiento expresando movimientos de afecto. La importancia de la mano se debe a la disposición del pulgar, lo que le permite mirar hacia los otros dedos como elementos de flexión y extensión, permitiendo a la mano realizar todo tipo de agarre, a partir de lo más sutil a realizar movimientos que requieren un grado de fuerza.

El hombre utiliza su mano para hacer el primer contacto con el mundo, así como aprender a conocerlo y crecer en él. Las herramientas y artefactos creados por humanos y que se encuentran en la vida cotidiana están diseñados con el concepto de que serán manipulados por la mano humana. Debido a la importancia de la destreza manual en las actividades laborales y de ocio, es importante reconocer las habilidades que ofrece la mano: libertad de movimiento, fuerza de prensión, manejo preciso y prensión [5].

La mano humana puede realizar varias acciones, como agarre potente o completo (Figura. 1a), agarre de gancho (Figura. 1b) y agarre fino o preciso, que requieren una habilidad especializada de cada dedo que involucre una acción (Figura. 1c).



a) Empuñadora fuerte

b) Gancho de agarre

c) Pinza de precisión

Figura 1:Agarres de la mano [6].

La mano humana tiene una gran cantidad de grados de libertad, una alta relación fuerza-
peso (incluida la fuente de energía), un factor de forma bajo (compacto) y un sistema sensorial complejo. En concreto, hay 2° de libertad en la base de cada dedo, a excepción

del pulgar que tiene 5° y 2 articulaciones que permiten movimientos de flexión y extensión. El otro grado de libertad (GDL) se encuentra en la palma, que curva la superficie donde se ubican las bases de los dedos.

La funcionalidad de la mano humana tiene un complejo sistema que constituye e indica que cualquier pérdida de la misma (desde una fractura hasta una amputación parcial o total del miembro superior) afecta el normal desarrollo de actividades de una persona, y envuelve su calidad de vida e inclusive su autoestima [5].

1.4.2. Tendones y músculos de la mano

Posteriormente después de un breve análisis de la función ósea, comenzaremos a analizar la función de los tendones y los músculos y cómo interactúan para permitir que la mano realice todos los movimientos, facilitando así las actividades diarias [5].

Los tendones son elementos de tejido fibroso con alta resistencia a la tracción. Su función en todo el cuerpo, y sin excepción en la mano, es conectar la parte ósea con la parte muscular. La tabla 1 detalla los ligamentos que forman la muñeca.

Tabla 1: Ligamentos de la mano [4].

Ligamentos Extrínsecos	Ligamentos Intrínsecos
Lateral radial	Corto → Palmar
Radio carpiano palmar superficial	Corto → Dorsal
Radio carpiano palmar profundo	Intermedio → Semilunar- Piramidal
Complejo cubito carpiano	Intermedio → Escafoides- Semilunar
Menisco homologo	Intermedio → Escafoides – Trapecio
Fibrocartílago triangular	Largo → Intercarpiano palmar
Ligamento lateral cubital	Largo → Intercarpiano dorsal
Ligamento cubito – semilunar	
Radio carpiano Dorsal	

Los músculos son prácticamente los generadores de movimiento del cuerpo, por medio de un impulso que se les envía pueden hacerlo contrayéndose para que la parte del cuerpo que estaba en movimiento pueda recuperar la posición inicial, necesita de un esfuerzo que generalmente se halla en la oposición exacta para que genere el movimiento necesario. En la Tabla 2 se puede ver a detalle los músculos de la mano [7].

Tabla 2: Músculos de la mano [8].

Músculos Extrínsecos	
Lateral radial	Corto → Palmar
Radio carpiano palmar superficial	Corto → Dorsal
Radio carpiano palmar profundo	Intermedio → Semilunar- Piramidal
Complejo cubito carpiano	Intermedio → Escafoides- Semilunar
Menisco homologo	
Músculos Intrínsecos	
Interóseos dorsales	Oponente del pulgar
Interóseos palmares	Abductor del meñique
Lumbricales	Flexor corto del meñique
Abductor corto del pulgar	Abductor del pulgar
Flexor corto del pulgar	

1.4.3. Movimiento de la mano humana

Ahora podemos entender mejor la forma de la mano humana de lo explicado en los temas anteriores, y ahora analizaremos los movimientos que puede hacer con este color [9].

Cada parte del esqueleto del carpo participa en los movimientos como un todo, excepto en casos especiales donde existen sistemas esqueléticos especializados: el pulgar tiene una propia estructura ósea, que lo conecta con el radio por medio de los huesos trapecoidales y el escafoides, y puede hacer movimientos más activos que los otros dedos de la mano.

El índice y el pulgar son los dedos más funcionales porque tienen un conjunto de músculos que permiten una buena precisión y una fina resolución en sus movimientos, mientras que el índice, el dedo medio, tiene una fuerza considerable y es útil para agarrar objetos grandes. Algunas personas también lo usan como dedo guía para escribir [2].

El dedo meñique permite un mayor acceso a la mano además de tener su propia musculatura lo que significa su independencia, el dedo anular es el que puede ejercer menor presión y fuerza y puede pensarse como un accesorio del dedo meñique. El dedo índice tiene músculos que tienen una cierta independencia del dedo medio, anular y meñique, que actúan como una presión estabilizadora al agarrar objetos con el pulgar y el índice [9].

El dedo índice es más capaz de realizar movimientos laterales siempre que esté extendido como se muestra en la Figura 2 Parte B, pero si se mantiene en cierto ángulo, bloquea esta posibilidad, Parte A:

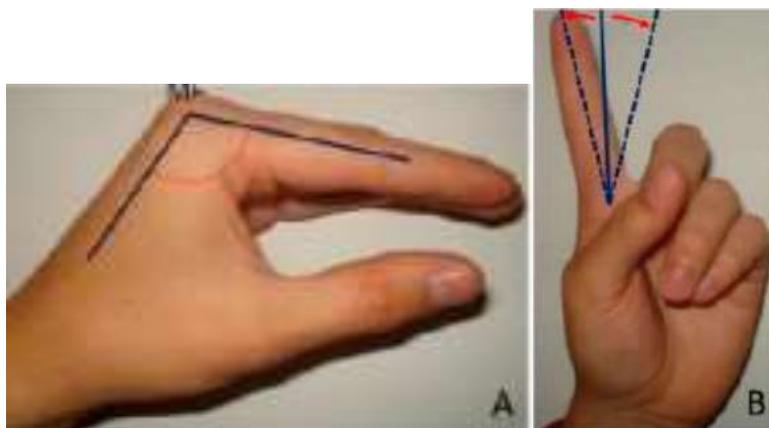


Figura 2: Limitación del movimiento de flexión y extensión de los dedos [10].

Según el trabajo de [2], una de las principales características de los dedos es su falange, el que está formada por tres articulaciones que se describen a continuación:

- Articulación metacarpofalángica (MCP), que conecta el metacarpiano y la falange proximal.
- Articulación interfalángica proximal (PPI), entre las falanges media y proximal.
- Articulación interfalángica distal (IPD) entre las falanges media y distal [11].

Para comprender mejor la ubicación de las articulaciones y falanges típicas del dedo humano, esto se detalla en la Figura 3.



Figura 3: Falanges y articulaciones del dedo [1].

El esquema de la mano humana, así como fines en peso promedio de carga también lo tiene en limitaciones de movimiento dados, en cada coyuntura sea este movimiento de flexión, extensión, abducción.

Tabla 3: Restricciones de movimiento [5].

Parte	Articulación	Ángulo flexiónextensión	Ángulo abducción aducción
Dedo	DIP	60	
	PIP	100	
	MCP	90	60
Pulgar	IP	85	
	MCP	50	30
	CMC	120	45

1.4.4. Manipulación de objetos

Los ejes de los dedos no tienen naturalmente un punto común de desviación, en casos como cuando los dedos son forzados uno contra el otro, su línea de acción es paralela, su punto de divergencia está a cierta distancia de la mano. Figura 4 A. En el caso de extensión de la mano y colocación de los dedos en la posición natural, el dedo meñique y el dedo anular tienen líneas paralelas, mientras que el pulgar, el dedo medio y el dedo índice indican el punto de divergencia. Figura 4 B. Cuando está cerrado, todas las falanges, excepto las correspondientes al pulgar, convergen en un punto del plano de la

palma Figura 4 C [1].

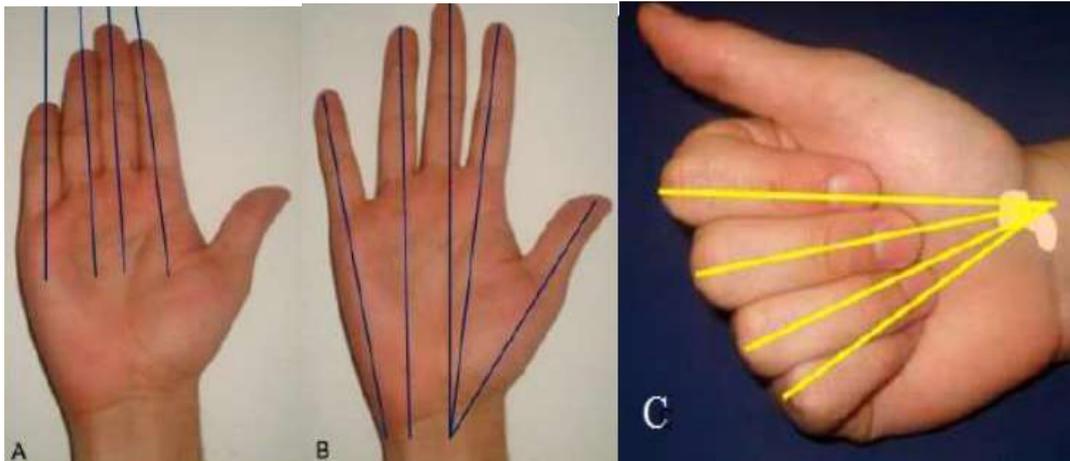


Figura 4: Líneas de acción de falanges en diferentes posiciones de la mano [12].

1.4.5. Sistema sensorial de la mano

El sistema sensorial entregado por la mano no difiere significativamente del de otras partes del cuerpo, en que el proceso involucra al sistema nervioso periférico el que está conformado por todos los nervios conectados al sistema nervioso central, que son las actividades que se realizan por el cuerpo.

Un sensor importante en el cuerpo es la capacidad de diferenciar entre temperatura y presión, todo lo que debe retroalimentarse al cerebro con la información necesaria para que las defensas del cuerpo puedan tomar la acción correcta y reaccionar rápidamente ante la amenaza que existe, [9] redacta lo siguiente:

“La piel contiene dos poblaciones de termorreceptores, que son los extremos dendríticos de las neuronas sensoriales sensibles a los cambios de temperatura. Los receptores de frío son estimulados por un descenso de temperatura e inhibidos por el calentamiento, mientras que los receptores de calor son estimulados por un aumento de temperatura”

Con respecto a la presión, que se utiliza para estimar la fuerza ejercida en el agarre, se puede explicar físicamente [9].

“En lo profundo de la piel, en una capa escalonada de tejido subcutáneo, hay receptores sensibles a la presión llamados corpúsculos de Pacini. Cada uno de estos receptores está compuesto por el extremo de un axón aferente, rodeado por una cápsula compuesta. Capas alternas de células de tejido conectivo y líquido extracelular. Cuando se aplica presión constante al anillo, la cápsula elástica absorbe demasiada presión y deja de producir impulsos axónicos. Por lo tanto, el corpúsculo de Pacini solo monitorea la aparición y desaparición de presión, como puede suceder repetidamente cuando se coloca un objeto que vibra contra la piel”

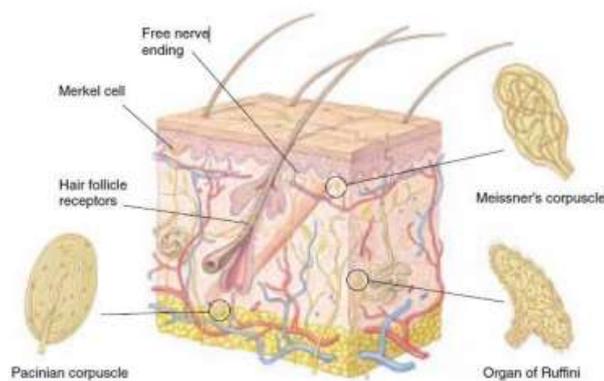
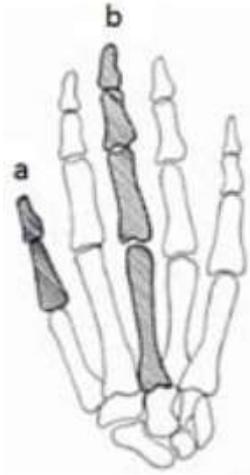


Figura 5:Receptores sensoriales en la piel [13].

1.4.6. Amputaciones a nivel de la mano

La mayoría de las amputaciones son causadas por traumatismos, ya sea en el trabajo - aplastamiento o tracción- o durante accidentes de tráfico, especialmente en motocicleta. Las amputaciones de mano se clasifican según la parte afectada; Las amputaciones se encuentran en varios niveles del pulgar, otros dedos y toda la mano [12].



*Figura 6: Amputación de la mano:
a) del pulgar, b) de los dedos trifalángicos [10].*

Amputación del pulgar

La funcionalidad de la mano está representada por el 40% del pulgar. Su protección es fundamental y si es necesaria una amputación, siempre debe ser lo más alejada posible. Las disecciones interfalángicas, particularmente las distales de la primera falange, son las que menos afectan la función del pulgar (Figura. 6a). Si se amputa el pulgar proximal o completo, se debe hacer un nuevo dedo opuesto [10].

Amputación de un dedo trifalángico

Las amputaciones de dedos se clasifican según el nivel. Las amputaciones de extremidades que dejan más de la mitad de la falange proximal pueden ser funcionales, mientras que la disección proximal de la porción medial de la falange proximal suele ser una disección no funcional (Figura. 6b) [7].

La amputación completa (amputación que incluye todas las falanges y los metacarpianos del dedo comprometido) da como resultado una mano más estética, con un cambio en la funcionalidad del dedo faltante al otro dedo. Sin embargo, el procedimiento encoge la palma de la mano entre un 20 y un 25 %, lo que reduce su capacidad para estabilizar objetos [9].

Amputaciones pluridigitales

Este tipo de amputación involucra múltiples dedos de la mano, los que pueden ser distales, interfalángicos o de todo el radio, reduciendo la funcionalidad de la mano dependiendo del número de dedos involucrados [8].

1.4.7. Prótesis de dedo

“El avance en el diseño de las prótesis ha estado ligado directamente con el avance en el manejo de los materiales empleados por el hombre, así como el desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano” [7].

Una prótesis tiene como finalidad la reparación artificial de un órgano o porción de este dado una presente ausencia o pericia. La Organización Mundial de la Salud la define como “Dispositivo de aplicación externa que se usa para reemplazar total o parcialmente una parte de un miembro ausente o deficiente”. Estas permiten a las personas con deficiencias físicas o limitaciones funcionales puedan tener una vida sana, productiva, independiente y digna, que puedan ser incluidas en la educación, mercado de trabajo y vida social. Sin el uso de estas, las personas que cuentan con una deficiencia física notoria, suelen quedar excluidas, aisladas y atrapadas en la pobreza, esto incrementa la carga de morbilidad y discapacidad.

Una prótesis es un dispositivo diseñado para reemplazar una parte del cuerpo humano, con el objetivo de mejorar la calidad de vida del usuario, brindándole apoyo al realizar tareas que requieran el miembro faltante o como accesorio estético. [9] Señalan que al momento de la selección del tipo prótesis, existen diversos factores a considerar como el grado de amputación, la funcionalidad y el factor económico del dispositivo.

Las prótesis para amputaciones distal falángicas tienen como finalidad el proporcionar algunas (la mayor cantidad posible) de las funciones perdidas, mas no reemplazar el miembro faltante, teniendo como principal objetivo mejorar la calidad de vida de los pacientes que han sufrido de alguna amputación.

El desarrollo y fabricación de prótesis parciales de la mano no es algo reciente, por hechos históricos se puede registrar que el primer equipo que se ha categorizado como prótesis

de mano se desarrolló en el año 2000 A.C. En el año 1912, el médico inventor Dorrance fabricó el garfio, este lograba abrir y cerrar activamente mediante movimientos de la cintura, ello con la finalidad de lograr que su paciente amputado pudiese retomar sus labores. Ya en la actualidad, se tienen diversos tipos de prótesis, cada uno más sofisticado que el anterior, brindando cada vez más posibilidades y semejanza al miembro perdido. Los países con mayor desarrollo tecnológico en el campo de las prótesis para amputaciones parciales o totales de la mano son Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Japón.

Hasta la actualidad, no se ha logrado inventar una mano prostética que cumpla con los 21 grados de libertad con las que cuenta la mano humana. Las más avanzadas diseñadas en toda América y en Japón han logrado desarrollar prótesis con rangos de 7 a 11 grados de libertad como máximo. En adición, la mayoría de las prótesis comerciales existentes en el mercado únicamente cuentan con 3 grados de libertad como mucho, las que únicamente logran completar 4 de los movimientos más comunes.

Prótesis estéticas

Se denominan prótesis pasivas porque no tienen movimiento y no son funcionales, como se muestra en la Figura 7.

Para su fabricación se utilizan materiales como el PVC rígido, el látex flexible o la silicona, son ligeros y requieren poco mantenimiento.



Figura 7. Prótesis estéticas [13].

Prótesis funcionales o activas

Las prótesis o implantes funcionales, a diferencia de las anteriores, aportan cierta movilidad en un intento de suplir las funciones del miembro natural amputado. En cuanto a las prótesis funcionales, estas se pueden clasificar en mecánicas o eléctricas, siendo estas últimas las que mejor solución ofrecen en cuanto a número y fuerza de agarre, aunque son más pesadas y caras.

Sabiendo que el peso promedio de la mano, desde la falange distal hasta la muñeca, es aproximadamente 400 gramos, se desarrollaron prótesis con pesos similares; sin embargo, estas han sido rechazadas dado que los usuarios las han catalogado como “muy pesadas”. Esto se debe básicamente a que los métodos de fijación entre la prótesis y el usuario agravan los efectos del peso. El tener una prótesis muy pesada genera malestar, incomodidad y fatiga en el usuario y consigo su futuro rechazo. En un estudio donde se buscaba hallar qué tan crucial era esta característica en las prótesis, se pudo hallar que en la escala del 0 al 100 donde 0 es “menos importante”, y 100 “lo más importante”, el peso de la prótesis terminó en el número 70.

No se tiene un valor exacto para el peso máximo de una prótesis, pues este depende del tamaño requerido de la prótesis y las capacidades restantes en la mano del usuario. Se puede marcar como límite el peso promedio de la mano ya mencionado anteriormente; no obstante, este a pesar de aproximarse a un número teórico ideal, no termina siéndolo, es así que los investigadores Kay y Rakic marcaron el límite en 370 gramos como máximo.

Por otro lado, otro factor importante a considerar en las prótesis activas es la semejanza con los accionamientos de la mano humana, uno de estos es el tiempo de cerrado y apertura de la mano, un estudio sugiere que el tiempo recomendable es aproximadamente 0.8 segundos y en movimientos relativamente lentos valores de 1.0 a 1.5 segundos es adecuado

a. Prótesis mecánica

Las prótesis de accionamiento mecánico, o también llamado “body powered” en inglés, obtienen su señal mecánica del movimiento de un miembro del cuerpo y es por ello que

únicamente cumplen funciones básicas de la mano humana, como la apertura y cerrado (flexión y extensión) y en cuestiones de la función principal de la mano, la de agarre, se encuentran limitadas a objetos relativamente grandes y de preferencia no tan pesados, obteniendo ciertos movimientos imprecisos.

En el caso del movimiento de los dedos, el principio de accionamiento más usado en las prótesis de accionamiento mecánico se da a través del uso de cables y poleas. Las poleas actúan como punto de apoyo y son ubicadas en las articulaciones, sobre ellas pasa un cable, el que por uno de sus extremos debe estar fijo a la falange distal, mientras que el otro extremo del cable se encuentra conectado a la salida del sistema de actuación [40]. De esta manera, cuando una carga es aplicada, producto de un movimiento corporal, el cable tensará y jalará la falange distal, teniendo la polea como punto de apoyo, el dedo procederá a realizar una flexión. Cuando la carga es retirada, este vuelve a su posición extendida.

Las prótesis mecánicas son dispositivos que se utilizan con la función de apertura o cierre voluntario por medio de un arnés fijado alrededor del hombro, parte del pecho y parte de la mano controlada por el usuario. Su función se basa en la extensión de un lazo a través del arnés para abrir o cerrar, y la apertura o el cierre es únicamente por medio de un resorte, respectivamente, relajando los músculos. Estos elementos están cubiertos con un guante para una apariencia más estética, pero esto se limita al agarre de objetos relativamente grandes y redondos ya que el guante interfiere con el agarre de objetos más pequeños. El tamaño de la prótesis y el número de gomas necesarias varía según las necesidades del individuo, según el material necesario para fabricarla. La prótesis que se muestra en la Figura 8 por ejemplo es una prótesis mecánica con cable y doble gancho cuyo funcionamiento es relativamente sencillo. El cable va desde la prótesis hasta el muñón y por detrás de la espalda hasta un arnés en el otro hombro. A medida que lleva los hombros hacia adelante, la distancia entre los omóplatos se amplía y el cable se extiende varias pulgadas, abriendo el gancho contra los resortes o la banda elástica. Cuando relajas los hombros, el cable se afloja y el resorte o banda elástica cierra el dispositivo.

En cuestión de mantenimiento, las prótesis de accionamiento mecánico podrían llegar a

ser unas de las más sencillas y económicas, dado que la mayoría de las reparaciones requeridas consisten únicamente en el cambio de los cables y realineación de los dispositivos terminales. No obstante, su principal desventaja viene a ser la posible presencia de incomodidad por los cables o el movimiento ligeramente restringido, así como el espacio funcional.



Figura 8. Prótesis mecánicas [13].

Los mecanismos más utilizados en el desarrollo de prótesis mecánicas son 3, estos son descritos a continuación:

Mecanismo de cables y poleas:

Este mecanismo es uno de los más utilizados dado que es uno de los más antiguos en el campo de las prótesis. Los cables buscan reemplazar los tendones y ligamentos mientras que las poleas las articulaciones. Los cables pasan a lo largo de lo que vendrían a ser las falanges (puede ser tanto por el interior como por el exterior), de tal manera que cuando la acción de flexión es realizada, estos se vean tensionados provocando la flexión de las falanges. Estos cables deben ser lo suficientemente resistentes para soportar la fuerza ejercida por la acción de flexión y a su vez a la fatiga. Para que la posición de flexión regrese a su posición estable, la carga debe retirarse; en otras palabras, si fueron accionadas con la flexión de la muñeca, esta debe retirar dicha posición.

Mecanismo de barras:

Este mecanismo de transmisión cuenta con piezas rígidas (barras), el que se encuentran conectadas en puntos de pivoteo, de esta manera a través de un conjunto de mecanismos de barras se consigue el movimiento de un dedo. Al ser una sola estructura, la flexión se da en las 3 articulaciones al mismo momento, esto hace que las conexiones entre la falange media y distal se encuentren totalmente flexionadas antes que la conexión entre la media y la proximal. En la Figura 9 por ejemplo se puede visualizar el mecanismo de barras más utilizado.

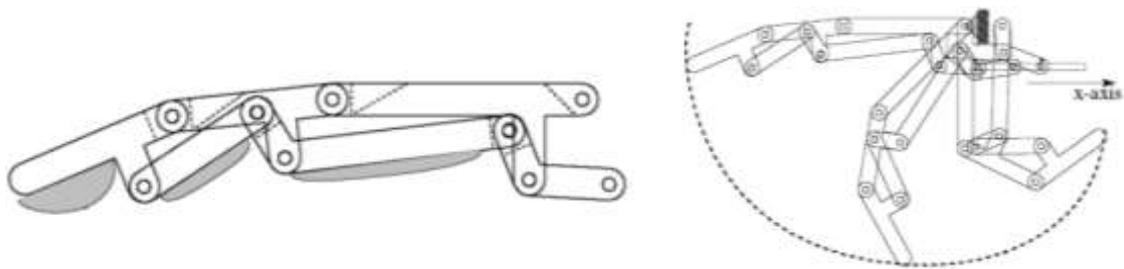


Figura 9. Mecanismo de accionamiento de barras [13].

Mecanismo de engranajes:

Este mecanismo es más utilizado en prótesis donde la posición se mantiene fija, pues requieren de mayor fuerza prensora por parte de los dedos. Se tiene un mecanismo articulado por engranajes con una única dirección de avance, una vez movida su posición no retroceden por más que la carga aplicada ya no se encuentre presente. Se requiere de otro mecanismo de alivio, donde el enganche al engranaje (el que provoca la detención) es liberado, regresando las falanges a su posición original.

TITAN Finger

Las prótesis TITAN finger vienen en dos presentaciones, las “full fingers” y las “partial finger”, donde su principal diferencia es el número de falanges que proporcionan. Estas están realizadas de acero inoxidable con piezas de titanio. Su principal característica es la cantidad de fuerza que puede resistir dado su principio de operación, dado que para que estos dedos puedan ser flexionados requieren de una fuerza exterior, una vez retirada la

fuerza, la posición se mantendrá. Para regresarla a su posición natural (extendida), únicamente se debe jalar el accionador. Son ideales para trabajos donde la posición de los dedos no debe variar, como el operar ciertas maquinarias, como se puede visualizar en la Figura 10.

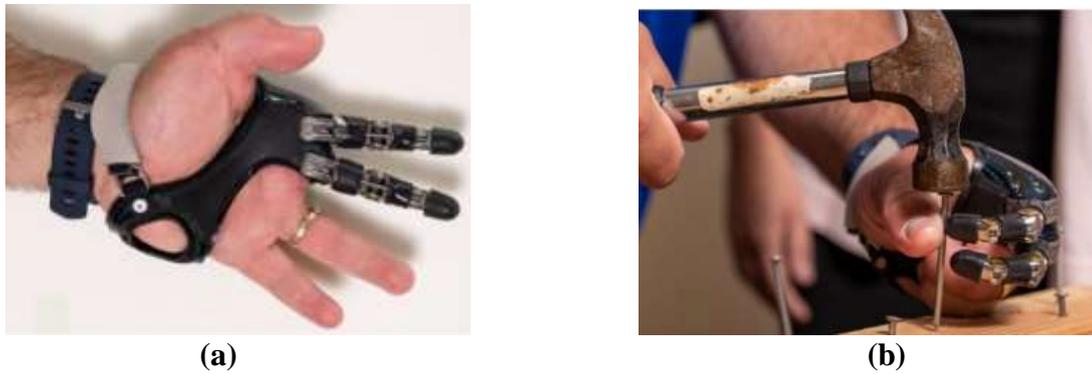


Figura 10. (a) Mecanismo de accionamiento. (b) Prueba de accionamiento [13].

X – Tips

Dan Didrick patentó su diseño de prótesis mecánica “X-Finger” este evolucionó hasta el diseño que se puede visualizar en la Figura 11 en el que únicamente se presenta el modelo de X- Tips. Esta prótesis es adaptable a las necesidades del usuario y hasta puedes seleccionar el color de esta, además tiene la posibilidad de adquirir un cobertor de silicona el que asemeja una apariencia humana. Está fabricada de acero inoxidable y su accionamiento puede llegar a ser casi tan rápido como el de los dedos humanos, es por ello que los militares británicos y de Estados Unidos son los que más han utilizado estas prótesis.

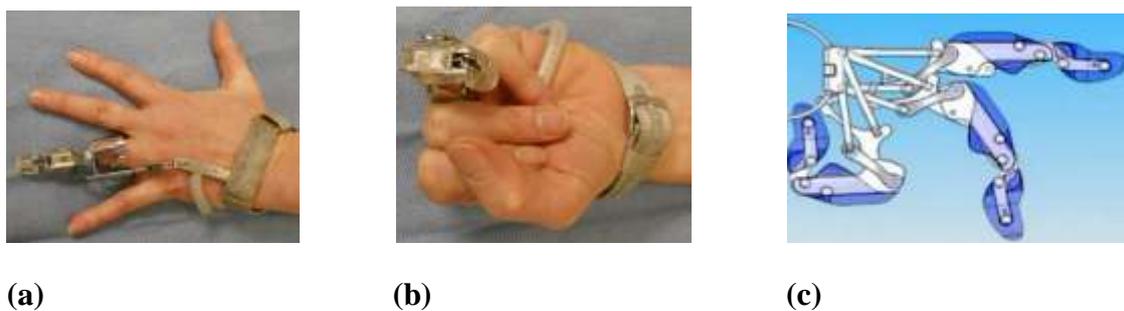


Figura 11. X-Tips de Dan Dridrick (a) Vista dorsal del X-Tips en el dedo anular. (b) Flexión de la prótesis. (c) Mecanismo de funcionamiento de la prótesis [13].

K1 hand

El diseñador Evan Kueste en colaboración de 3D Systems desarrolló la prótesis K-1 hand, esta es reconocida por poseer un diseño tanto elegante como antropomórfico, como se puede apreciar en la Figura 12, el que canaliza los movimientos de la muñeca (a) (b) y antebrazo a unos cables que recorren cada dedo accionando su movimiento. Este equipo se encuentra fabricado de un material liviano derivado del PVC y en su diseño a comparación de la M - Finger, todos los cables se encuentran empotrados y protegidos tanto para fines estéticos como para también brindar una mejor experiencia al usuario, dando la opción de usar un guante sobre la prótesis.



(a)

(b)

Figura 12. Prótesis K1 Hand (a) Piezas 3D ensamble prótesis. (b) Vista dorsal uso de prótesis haciendo flexión [13].

Knick Finger

La prótesis más económica, su diseño simple es fabricado con impresión 3D, su accionamiento al igual que K1 hand, es con cable y poleas, en la Figura 13 por ejemplo se muestra diferentes modelos Knick Finger. Diseñado por Nick Brookins en el software OpenSCAD, el código cuenta de 1400 líneas y se encuentra disponible en la web thingiverse. Ideal para amputaciones interfalángicas donde se conserva la falange proximal, ya que desde ahí se tiene el cabezal posicionador y es además la flexión de esta falange la que acciona su movimiento. Su principal desventaja es el encaje en la falange distal, ya que este para tener el encaje ideal pasa por un proceso de prueba y error modificando el código.

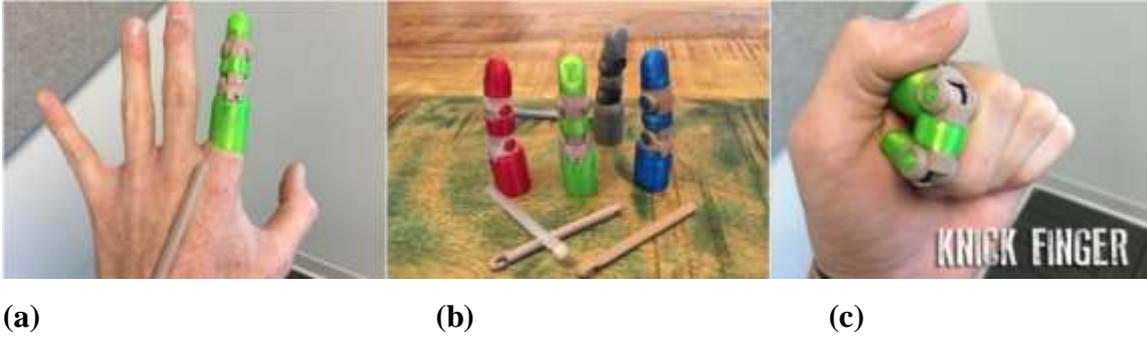


Figura 13. Prótesis KNICK FINGER. (a) Vista dorsal. (b) Impresos 3D extensión (c) Realizando flexión completa [13].

b. Prótesis biónicas

Estas prótesis utilizan un dispositivo terminal, un motor eléctrico en la muñeca o el codo, junto con una batería recargable. Se controlan de diferentes maneras, ya sea mediante servocontrol, mediante pulsadores o mediante interruptores de haz. A veces se agregan para una mejor funcionalidad. Se utiliza un encaje, que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón, para suspender el muñón por succión. Es costosa de comprar y reparar, y tiene otras desventajas obvias como la exposición a ambientes húmedos y el peso de la prótesis. La Figura 14 por ejemplo se muestra una prótesis biónica de la empresa Otto Bock.



Figura 14. Prótesis biónica [13].

c. Prótesis mioeléctricas

Se trata de prótesis electrónicas controladas por medio de un poder externo bioeléctrico.

Hoy en día son el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación, ya que sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación en la Figura 15 por ejemplo. El control mioeléctrico es probablemente el esquema de control más popular. Se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica (EMG) que es creada por la interacción química en el cuerpo.

Este tipo de prótesis tiene la ventaja de que sólo requieren que el usuario flexione sus músculos para operarlas, a diferencia de las prótesis accionadas por el cuerpo que requieren un movimiento general, además de que elimina el arnés de suspensión. Tienen como desventaja que usan un sistema de batería que requiere mantenimiento para su recarga y descarga, y que hay desecharla y reemplazarla eventualmente.



Figura 15. Mioeléctrica [13].

1.4.8. Impresión en 3D

La impresión 3D es un proceso en el que los objetos se producen agregando capas sucesivas, que luego se extruyen en un modelo digital tridimensional. Sus aplicaciones van desde piezas simples para cualquier tipo de máquina hasta implantes médicos, prótesis, entre otros [3].

Uno de los métodos de impresión 3D es la fabricación de filamentos fusionados (FFF). El material deseado se calienta y se cuece en la forma determinada en el modelo de computadora como se muestra en la Figura 16 [9].

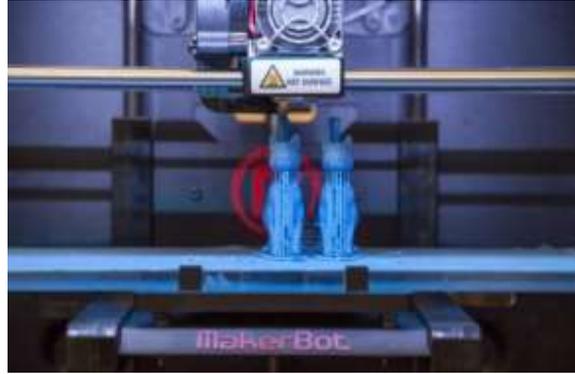


Figura 16. Impresora 3D [13].

En la actualidad el desarrollo de material protésico impreso en 3D, ha permitido el crecimiento de esta tecnología revolucionando la fabricación de prótesis de bajo costo y rápida producción, obteniendo así dispositivos funcionales más accesibles. Existen diversos proyectos que han desarrollado dispositivos protésicos impresos en 3D, a continuación, se muestran los prototipos más relevantes.

El Open Hand Project ha desarrollado una mano robótica, mostrada en la Figura 17 por ejemplo ofrece la funcionalidad de una mano humana. Gabbard menciona que “esta usa motores eléctricos como músculos y cables de acero como tendones, las piezas impresas en 3D actúan como huesos y la cubierta de caucho como piel” [9].



Figura 17. Dextrus Hand [13].

El grupo e-NABLE es una red global de voluntarios que han desarrollado varios dispositivos protésicos para impresión 3D, con la finalidad de suplir la necesidad protésica de usuarios alrededor del mundo, principalmente niños.

La Figura 18 muestra detalles de la impresión 3D, los mismos que se encuentran implementados para su construcción.



Figura 18. Flexy Hand [13].

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA

En este capítulo se habla de las consideraciones más importantes que se debe tomar en cuenta para realizar el diseño de una prótesis de la falange distal y los diferentes mecanismos de trabajo para posteriormente realizar la construcción de un prototipo que contenga materiales adecuados y eficientes, también se describió los métodos más adecuados para realizar el trabajo técnico de investigación.

La metodología proviene de la información bibliográfica recopilada, de revistas, libros, proyectos de investigación; analizándose además los diferentes tipos de prótesis, enfocado a la selección de alternativas como del tipo de mecanismo, el que nos podrá ayudar con movimientos de flexión y extensión, además el tipo de material el que nos ayudó con los parámetros de diseño

Existen varios tipos de prótesis de dedos cada uno con características y materiales diferentes, para cubrir la necesidad de un determinado usuario se debe considerar el mecanismo a utilizar y el material óptimo que cumpla con los parámetros mecánicos, y esencialmente que la prótesis sea fácil de maniobrar y que sea ergonómica.

2.1. Materiales

Los materiales empleados para la construcción del mecanismo en impresión 3D se detallan en la Tabla 4.

Tabla 4. Materiales impresión 3D.

Material	Durabilidad	Flexibilidad	Temperatura cama	Desechos
PLA (Ácido poliláctico)	Buena	Poca o nula	25°C – 60° C	Biodegradable Reciclable
ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno)	Alta	Poca o nula	90°C – 100°C	No biodegradable Reciclable
TPU (Poliuretano termoplástico)	Alta	Alta	25°C – 60° C	No biodegradable Reciclable
PETG (Tereftalato de polietileno)	Alta	Poca o nula	70°C – 80° C	No biodegradable
PC (Policarbonato)	Muy Alta	Nula	90°C – 105° C	No biodegradable Reciclable

Los softwares o programas de diseño y laminadores requeridos en la utilización de las impresiones 3D que en la actualidad se usan por sus características ya sean por aprendizaje, tipo o costos de licencias se muestran en la Tabla 5.

Tabla 5. Estudio comparativo de aplicaciones de diseño y laminadoras requeridas para uso de las impresoras 3D.

Software	Descripción	Dificultad de aprendizaje	Costo de Licencias
Tinkercad	Programa de modelado 3D en línea, popular por su simplicidad y facilidad de uso.	Poca o nula	Free
Blender	Dedicado al modelado, iluminación, animación y creación de gráficos tridimensionales.	Muy Alto	Free
Fusion 360	Modelos y diseño de productos CAD 3D, fabricación, electrónica e ingeniería mecánica.	Medio	\$495USD/year No Free
SketchUp	Permite realizar diseños, modelado en 3D para la realización de videojuegos o películas.	Medio	\$299USD/year No Free
Simplify 3D	Simulación de impresión, estructuras de soporte, optimización de múltiples extrusoras, generación de mallas.	Medio	\$149USD/Year No Free

Software	Descripción	Dificultad de aprendizaje	Costo de Licencias
Ultimaker Cura	Se pueden modificar los parámetros de impresión y después transformarlos a código G.	Fácil	Free
Matter Control	Permite diseñar, cortar, organizar y administrar sus impresiones 3D	Fácil	Free
Slic3r	Slic3r es un motor de corte 3D de software gratuito para impresoras 3D. Genera código G a partir de archivos CAD 3D.	Medio	Free

Las prótesis fabricadas con tecnologías en impresión 3D se ofertan muchas ventajas en todos los aspectos del ser humano, a diferencia de la prótesis estándar cuentan con algunas desventajas en cuanto a los siguientes factores: funcionalidad, precios altos y poco estéticas se muestran en la tabla 6.

Tabla 6. Estudio comparativo de aplicaciones de diseño y laminadoras requeridas para uso de las impresoras 3D.

	Prótesis impresas en 3D	Prótesis estándar
Tiempo de vida útil	Duran entre 7 a 10 años. No requiere un cambio completo de la prótesis, basta con cambiar la pieza que presente un mal funcionamiento o daño.	Se requiere cambiar toda la prótesis después de 2 a 3 años dependiendo de su actividad física.
Factor de disponibilidad	Se realiza el trabajo en conjunto con el doctor y especialista en el uso de la tecnología de impresión 3D. También se puede realizar pedidos a empresas especializadas en impresión 3D.	Solo bajo pedido
Acople	Se realiza a medida del paciente según las necesidades. Cada pieza es modelada según especificaciones del prototipo empleado.	Se realiza a la medida, es necesario terapia física
Precio	Desde \$500 a \$700 aprox.	Desde \$5.000 a \$10.000 dólares dependiendo de la amputación, material funcionalidad que requiera el paciente.

2.2. Métodos

Para el Presente Proyecto Técnico de investigación se utilizó los siguientes métodos:

2.2.1. Método Científico

La investigación se ejecutó en un carácter científico para cumplir, el objetivo principal diseñar y construir una prótesis de dedo. Se realizó comparaciones con otros modelos de prótesis con diferentes tipos de materiales y mecanismos, para encontrar las posibles ventajas y desventajas que ayudan a efectuar un diseño adecuado y mejorado para realizar la construcción.

2.2.2. Método Cuantitativo

Este método se utilizó para evaluar la gran cantidad de valores numéricos, que son necesarios para el diseño del mecanismo, los cuales permitieron significativamente para seleccionar el material adecuado para su construcción.

2.2.3. Método bibliográfico

Este método es muy importante para el desarrollo de la investigación porque en base a literaturas científicas previas y artículos técnicos enfocados al diseño de prótesis se realiza los cálculos adecuados, insertando los datos en un software orientado con el mismo fin, para determinar las resistencias mecánicas. Se realizó una minuciosa búsqueda de información proveniente de artículos técnicos, libros, trabajos de titulación, normas, entre otros. De donde se obtiene información muy valiosa para el cumplimiento de la investigación.

2.2.4. Método Descriptivo

La descripción correspondiente se basa principalmente en las normas para la selección del material y tipo de mecanismo de la prótesis, lo que ayuda para que el proyecto sea factible.

2.2.5. Método Exploratorio

La investigación exploratoria ofrece un primer acercamiento al problema que se pretende estudiar y conocer, ésta se realiza para conocer el tema que se abordará, lo que permite

familiarizarse con los diferentes tipos de prótesis, en base a normas técnicas obtener un panorama o conocimiento superficial del tema, pero es el primer paso inevitable para cualquier tipo de investigación posterior que se quiera llevar a cabo.

2.2.6. Método Explicativo

El dato obtenido en la simulación permite tener los parámetros de diseño y ayuda a establecer conclusiones y explicaciones para enriquecer o esclarecer las teorías iniciales y en este caso, el grado de factibilidad de la prótesis.

CAPÍTULO III

DISEÑO, ANTROPOMETRÍA Y MECANISMO

3.1. Especificaciones de diseño

Las particularidades del prototipo de la prótesis de dedo, están orientadas a tener que impactar positivamente para las necesidades del paciente, centrándose en las funciones de agarre que cumple la mano humana. Como no hubo pacientes involucrados en la realización de este proyecto, las especificaciones de diseño que se detallan a continuación se basaron en necesidades consideradas significativas de mejora (operación, costo y mantenimiento) en comparación con otros tipos de prótesis comercializadas en el país.

3.1.1. Funcionamiento

La prótesis de dedo tiene como objetivo simular la extensión y la flexión corta de dedos de la mano humana, trayendo como consecuencia la recuperación natural de agarre y la destreza fina. También se considera que este tipo de prótesis permitirá la restauración de agarres de pellizco, llave, fuerza y cilíndricos, además mejorando la estabilidad de agarre. El prototipo contará con un diseño a medida a milímetros que se ajuste a la antropometría única del usuario para copiar con éxito el complejo mecanismo de un dedo.

3.1.2. Mecanismo falange

El mecanismo de las falanges distales está conectado por pasadores y el movimiento de la falange se diseñará de acuerdo con los requisitos de los ángulos de rotación mencionados en la cinemática del diseño.

3.1.3. Mantenimiento

Como parte de las especificaciones de instalación, sin necesidad de herramientas o equipos especiales, se proporciona mantenimiento preventivo para los componentes del sistema mecánico, pasadores y eslabones. Se debe realizar un correcto mantenimiento cuando se requiera prótesis, es decir cuando sea necesario cambiar o reemplazar algún

elemento por uso o factores externos.

3.2. Cálculo de medidas antropométricas

3.2.1. Muestra para tomar las medidas antropométricas

El proyecto se centra en personas con discapacidades relacionadas con la disección de la falange distal; Sin embargo, algunas personas corren más riesgo debido a las actividades industriales que realizan. Por lo que la muestra se tomó de una población de 120 trabajador de la empresa Dico-Val ubicada en la ciudad de Ambato.

$$n = \frac{N^2 \sigma^2 Z^2}{(N - 1) \varepsilon^2 + \sigma^2 Z^2} \quad (1)$$

Donde:

n = Tamaño de la muestra (personas).

N = Tamaño de la población (personas).

Z = confiabilidad del 95% (1.96)

ε = Error del 9%

σ = 0.5 constante

$$n = \frac{120^2 (0.5)^2 (1.96)^2}{(120 - 1) (0.09)^2 + 0.5^2 * 1.96^2}$$

$n = 60$

La muestra se toma de 60 trabajadores de género masculino del área de producción de la empresa Dico-Val con el objetico de conocer las medidas ergonómicas de la mano derecha. Por otra parte, la colaboración de las personas fue negativa, ya que se excluyeron a las personas que estaban en horarios rotativos y personas que estaban de vacaciones, así que se tomó medidas a 26 personas que han trabajado más de 3 años en la empresa que colaboraron para el desarrollo de este proyecto.

Tabla 7. Datos recopilados de las medias antropométricas de la mano derecha humana.

N	Altura(m)	Longitud de la mano	Longitud de palma	Anchura de palma	Falange Distal (mm)														
					Distal (mm)					Medias (mm)					Proximal (mm)				
					Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique
1	1.62	189	108	102	28	26	28	27	24		32	32	26	26	40	46	52	48	41
2	1.65	170	100	95	25	24	25	25	22		30	30	25	25	41	44	50	46	39
3	1.71	167	98	93	22	23	23	23	22		32	32	26	26	40	46	52	48	41
4	1.68	180	102	96	24	23	24	24	22		25	30	28	22	34	42	48	44	36
5	1.71	185	105	98	27	26	28	27	24		32	32	26	26	40	46	52	48	41
6	1.69	178	107	97	25	24	25	25	22		31	31	25	25	41	44	50	46	39
7	1.72	180	104	98	28	26	28	27	24		32	32	26	26	40	46	52	48	41
8	1.74	180	103	99	25	24	25	25	22		31	31	25	25	41	44	50	46	39
9	1.68	180	102	98	22	23	23	23	22		32	32	26	26	40	46	52	48	41
10	1.69	179	101	98	24	23	24	24	22		25	30	28	22	34	42	48	44	36
11	1.63	164	98	92	28	26	28	27	24		32	32	26	26	40	46	52	48	41
12	1.68	180	101	91	27	26	28	27	24		32	32	26	26	40	46	52	48	41
13	1.72	179	100	92	25	24	25	25	22		31	31	25	25	41	44	50	46	39
14	1.78	183	105	97	22	23	23	23	22		32	32	26	26	40	46	52	48	41
15	1.65	181	105	97	28	26	28	27	24		32	32	26	26	40	46	52	48	41
16	1.69	182	106	98	28	26	28	27	24		32	32	26	26	40	46	52	48	41
17	1.70	185	103	97	25	24	25	25	22		31	31	25	25	41	44	50	46	39
18	1.71	175	100	92	23	23	23	23	22		32	32	26	26	40	46	52	48	41
19	1.68	179	101	93	24	23	24	24	22		25	30	28	22	34	42	48	44	36
20	1.69	175	98	92	28	26	28	27	24		32	32	26	26	40	46	52	48	41
21	1.65	176	100	98	25	24	25	25	22		31	31	25	25	41	44	50	46	39
22	1.71	174	100	96	28	26	28	27	24		32	32	26	26	40	46	52	48	41
23	1.72	175	100	97	25	24	25	25	22		31	31	25	25	41	44	50	46	39
24	1.69	178	105	100	22	24	24	22	22		32	32	26	26	40	46	52	48	41
25	1.75	175	99	94	24	23	24	24	22		25	30	28	22	34	42	48	44	36
26	1.74	179	101	98	28	26	28	27	24		32	32	26	26	40	46	52	48	41

3.2.2. Cálculo del rango, marca de clase y factor de intervalo

Antes de extraer el valor de los percentiles, es necesario obtener varios datos importantes como son: rango, marca de clase y factor de intervalo que son directamente proporcionales al valor del percentil. A continuación, se presentan las fórmulas y resultados de las medias antropométricas de la recopilación de los datos de la mano derecha humana, la población de 60 trabajadores del área de producción.

$$r = N_{\text{máximo}} - N_{\text{mínimo}} \quad (2)$$

Donde:

r = rango;

$N_{\text{máximo}}$ = Valor máximo de la tabla de datos

$N_{\text{mínimo}}$ = Valor mínimo de la tabla de datos

$$Mc = 1 + 3.3(\log xn) \quad (3)$$

Donde:

n = Cantidad de datos tomados

Mc = Marca de Clase

$$Fi = \frac{r}{Mc} \quad (4)$$

Donde:

Fi = Factor de intervalo

Mc = Marca de Clase

Tabla 8. Valores calculados de la marca de clase y factor de intervalo en (mm).

Medidas		Rango	Marc. De clase	Factor de intervalos	≈
	Longitud de mano	27	5	5.4	5
	Longitud de palma	29	5	5.8	6
	Anchura de palma	30	5	6	6
Falange distal	Pulgar	8	5	1.6	2
	Índice	9	5	1.8	2
	Medio	8	5	1.6	2
	Anular	6	5	1.2	1
	Meñique	8	5	1.6	2
Medias	Índice	10	5	2	2
	Medio	8	5	1.6	2
	Anular	8	5	1.6	2
	Meñique	8	5	1.6	2
Proximal	Pulgar	15	5	3	3
	Índice	10	5	2	2
	Medio	14	5	2.8	3
	Anular	9	5	1.8	2
	Meñique	15	5	3	3

3.2.3. Cálculo del percentil

$$P_k = L_i \frac{\frac{kxN}{100} Fi - 1}{fi} xa_i \quad (5)$$

L_i = Límite inferior del percentil.

N = Suma de frecuencias absolutas.

F_i-1 = Frecuencia acumulada.

Tabla 9. Resultados de las dimensiones de las falanges para el percentil 95 y 5.

Percentil	Falanges													
	Distal (mm)					Medias (mm)					Proximal (mm)			
	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique	Índice	Medio	Anular	Meñique	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique
95	27.36	26.82	28.8	27.88	25.88	29.2	33.89	33.8	24.7	42.65	48.75	50.29	40	25.6
5	20.5	21.42	22.9	22.91	19.93	24.32	26.95	26.95	19.5	29.92	39.92	43.1	26	19.4

3.3. Selección del mecanismo

3.3.1. Selección de proyecto óptimo

En el primer anteproyecto se asume un mecanismo al momento de flexionar la falange proximal, dos ejes tensores unidos a los lados restringen el movimiento de la barra detrás de esta falange, provocando su movimiento lineal en la dirección de la articulación, como se puede visualizar en la Figura 19, la barra está unida a una pieza en forma de "Y", que tiene una relación en forma de eje con la siguiente falange, la falange media, por lo tanto, con su movimiento de traslación, la rotación de la falange media. El mismo mecanismo se aplica a la falange distal.

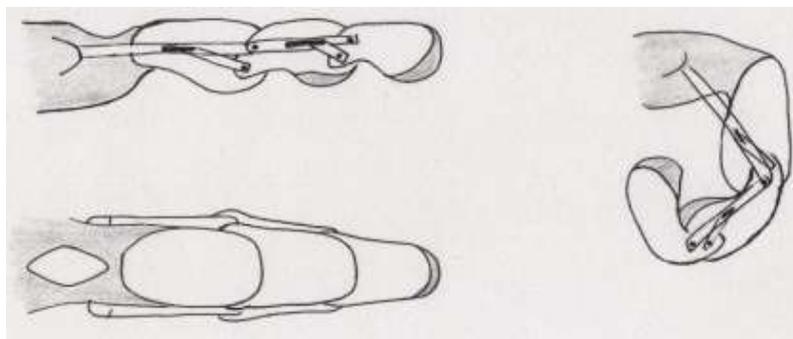


Figura 19. Diagrama de cuerpo libre para la falange distal.

En el segundo borrador, las barras ya no están a los lados sino en el dorso de la mano y

el dedo, creando una forma de araña en la vista en planta. Estas dos barras querrán mantener la posición inicial y al girar la falange proximal, deslizarán la pieza hacia la articulación generando movimiento de la falange media y de igual forma para la falange distal. Como puede verse en la Figura 20, esta parte se repite para ambos sistemas.

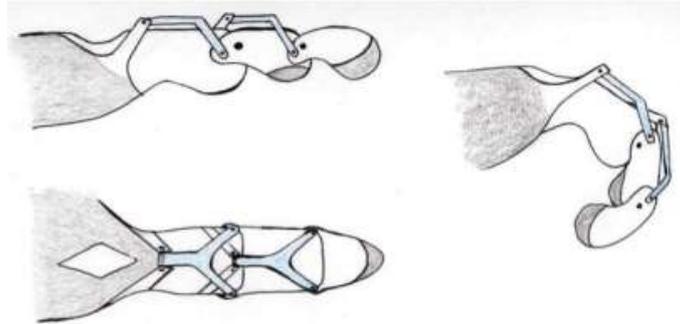


Figura 20. Esquema en conexiones en Y para la falange distal

En el tercer anteproyecto es la adecuación directamente de la persona que ha sufrido la pérdida de la falange distal mediante anillos de diferentes medidas que pueda utilizar la persona para que se sienta cómoda, el propósito fue de ayudar a comprender cómo se podía sentir el usuario al usar la prótesis. Al obtener las dimensiones adecuadas permite que el proyecto alcance un objetivo: obtener la posición adecuada de cada articulación, como se muestra en la Figura 21. Sin embargo, mantiene en su lugar mediante un pasador que sobresale para su funcionamiento. Cuando se golpea la falange medial, la barra generará el movimiento que se propagará a la falange distal.



Figura 21. Dimensiones adecuadas para la prótesis

Finalmente, la geometría de cada falange y el anclaje de la prótesis serán relativamente similares en cada opción como se muestra en la Figura 22. Se eligió esta geometría porque se asemeja a la forma de un dedo humano, y si el pasador fallara, es fácil de reemplazar, lo que mejora el mantenimiento de la prótesis y, por último, porque mejora el agarre.

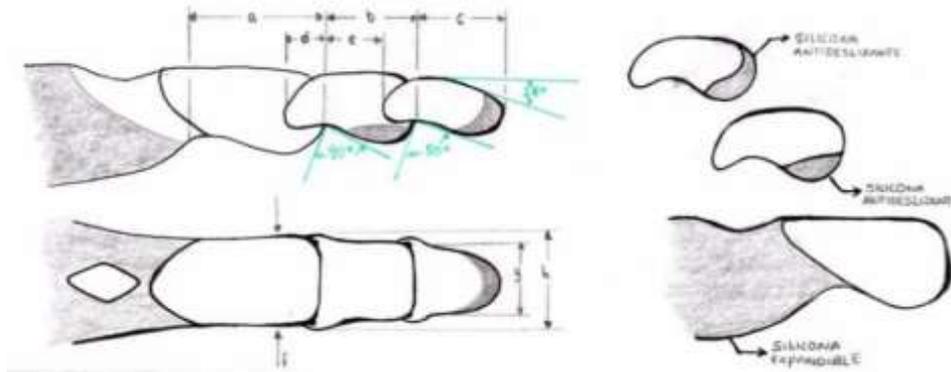


Figura 22. Esquema general de la prótesis

3.3.2. Cálculo de fuerzas para cada falange

El análisis se estableció mediante un diagrama de cuerpo libre simulando por las falanges como una viga con su concernediente al lugar de posición. La fuerza establecida es de 0,66 kgf o 6.47N que actúa perpendicular al elemento. En estas condiciones, se calculan las reacciones en los puntos indicados.

Falange Distal

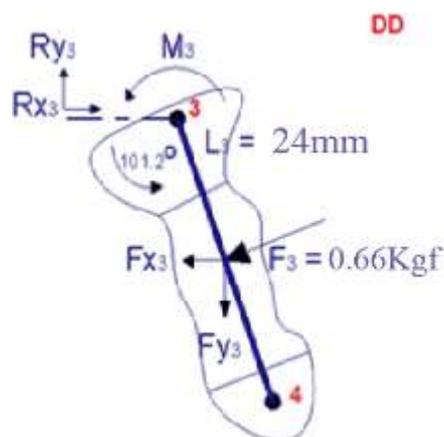


Figura 23. Diagrama de cuerpo libre para la falange distal.

$$\sum Fx = 0 \quad (6)$$

$$Rx_3 - F_3 \cos(\theta - 90) = 6.37N$$

$$Rx_3 = F_3 \cos(\theta - 90) = 6.37N$$

$$\sum Fy = 0 \quad (7)$$

$$Ry_3 - F_3 \cos(\theta - 90) = 0$$

$$Ry_3 = F_3 \cos(\theta - 90) = 1.14N$$

$$+\circlearrowleft \sum M_3 = 0 \quad (8)$$

$$M_3 - F_3 \frac{L_3}{2} = 0$$

$$M_3 = F_3 \frac{L_3}{2} = 0.07644Nm.$$

3.4. Análisis cinemático

El diseño propuesto consta de un mecanismo de 4 barras, el que es accionado por el movimiento de la matriz anterior y el segundo generado de forma continua. Esto significa que cuando la falange proximal rota, el primer mecanismo de 4 barras se activará, provocando la rotación de la falange media. De manera similar, con la rotación de la falange media, la rotación de la falange distal ocurrirá con el mecanismo de 4 barras.

El objetivo de este análisis cinemático es poder conformar correctamente el mecanismo de cuatro barras para respetar el rango de articulación propuesto. En este punto, cabe mencionar que solo se diseñará y moldeará el índice; Se eligió el medio porque es el dedo con mayor porcentaje de incidencia, así como el de mayor utilidad. Sin embargo, el diseño, la metodología y los cálculos realizados pueden reproducirse para cualquiera de los cuatro dedos de la mano.

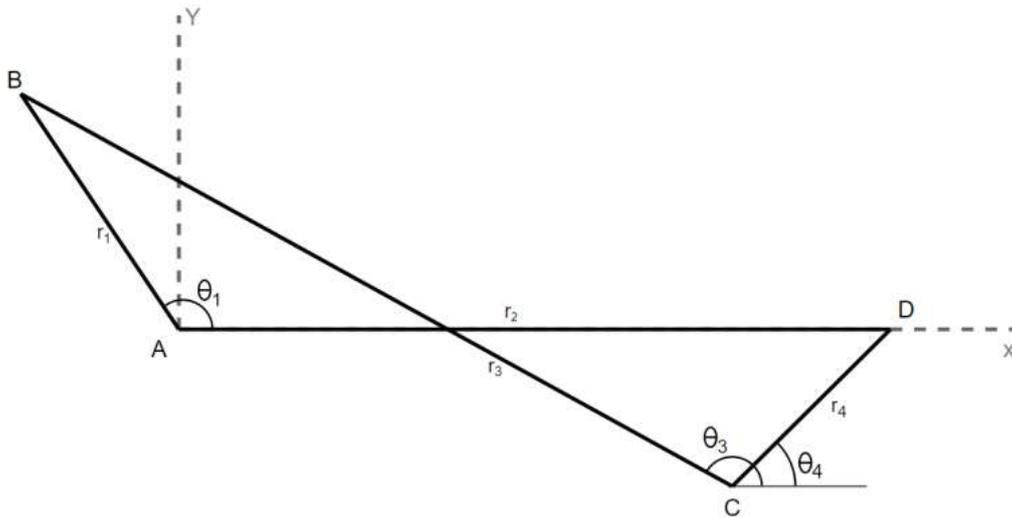


Figura 24. Esquematización de sistema de 4 barras

El sistema de 4 barras que se muestra en la Figura 24 por ejemplo se muestra una suposición de primer lugar para los puntos "B" y "C", ya que la distancia r_2 es la longitud de la matriz. Esta primera premisa se aplica a los dos sistemas presentes en el diseño de la prótesis, por lo que las ecuaciones que se describen a continuación se aplican a ambos sistemas. La variante que define la diferencia dimensional entre el sistema sería la distancia r_2 . Asimismo, cabe mencionar que los insumos para poder resolver el sistema de ecuaciones son los valores de r_2 y θ_2 . Este último es el rango angular que realizará el movimiento de las falanges.

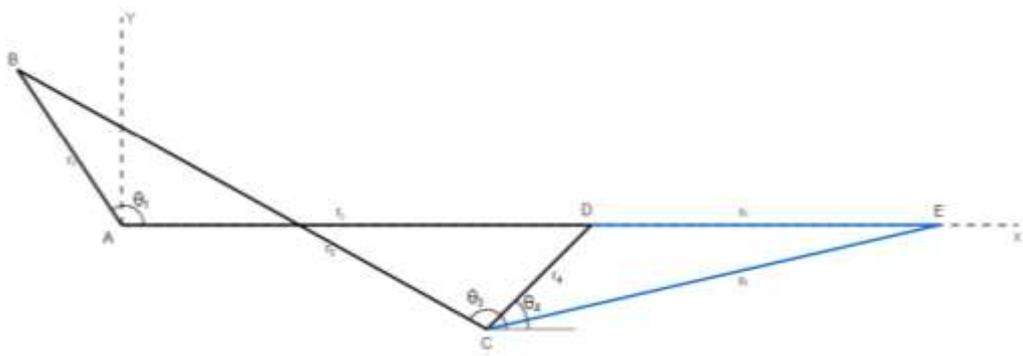


Figura 25. Esquematización de generación de movimiento

La Figura 25 muestra cómo el movimiento de la falange coincide con el movimiento del anterior, lo que confirma el movimiento completo de la articulación. Para este mecanismo de 4 barras, los puntos "A" y "B" son fijos, al rotar el primer arreglo, r_2 , el punto "D" se

moverá un ángulo θ_2 ; lo que producirá una rotación de la barra r_4 y es precisamente esta rotación la que hará que la barra r_5 ya no quede alineada con la r_2 , es decir, al mover la falange proximal tenemos un movimiento de la media y de la distal.

A continuación, se plantean las funciones de tanto los ángulos como las distancias, ello permitirá comprender las demás ecuaciones.

$$\theta_4 = f(Cy; Cx; dx) \quad (9)$$

$$\theta'_3 = f(cy; cx; by; bx) \quad (10)$$

$$\theta'_1 = f(by; bx) \quad (11)$$

$$r_4 = f(cy; cx; dx; dy) \quad (12)$$

$$r_1 = f(by; bx) \quad (13)$$

$$r_3 = f(cy; cx; by; bx) \quad (14)$$

Donde:

- bx y by : Representan las componentes en el eje $X - Y$ del punto B
- cx y cy : Representan las componentes en el eje $X - Y$ del punto C
- dx y dy : Representan las componentes en el eje $X - Y$ del punto D

Con ello planteado, describirán las ecuaciones para hallar la variación el ángulo θ_4 en función a la rotación de θ_2 . Estas ecuaciones han sido adaptadas de [69], [70], [71].

$$r_2 + r_3 + r_4 - r_1 = 0 \quad (15)$$

$$r_2 \cos(\theta_{2i}) + r_3 \cos(\theta_{3i}) + r_4 \cos(\theta_{4i}) - r_1 \cos(\theta_1) = 0 \quad (16)$$

$$r_2 \sin(\theta_{2i}) + r_3 \sin(\theta_{3i}) + r_4 \sin(\theta_{4i}) - r_1 \sin(\theta_1) = 0 \quad (17)$$

$$r_3 \cos(\theta_{3i}) = r_1 \cos(\theta_1) - r_2 \cos(\theta_{2i}) - r_4 \cos(\theta_{4i}) \quad (18)$$

$$r_3 \sin(\theta_{3i}) = r_1 \sin(\theta_1) - r_2 \sin(\theta_{2i}) - r_4 \sin(\theta_{4i}) \quad (19)$$

$$r_3^2 \cos^2(\theta_{3i}) = (r_1 \cos(\theta_1) - r_2 \cos(\theta_{2i}) - r_4 \cos(\theta_{4i}))^2 \quad (20)$$

$$r_3^2 \text{sen}^2(\theta_3i) = (r_1 \text{sen}(\theta_1) - r_2 \text{sen}(\theta_2i) - r_4 \text{sen}(\theta_4i))^2 \quad (21)$$

$$r_3^2 \cos^2(\theta_3i) + r_3^2 \text{sen}^2(\theta_3i) = (r_1 \cos(\theta_1) - a)^2 + (r_1 \text{sen}(\theta_1) - b)^2 \quad (22)$$

$$a = r_2 \cos(\theta_2i) - r_4 \cos(\theta_4i) \quad (23)$$

$$b = r_2 \text{sen}(\theta_2i) - r_4 \text{sen}(\theta_4i) \quad (24)$$

$$a^2 = r_2^2 \cos^2(\theta_2i) + 2(r_2 \cos(\theta_2i) r_4 \cos(\theta_4i)) + r_4^2 \cos^2(\theta_4i) \quad (25)$$

$$b^2 = r_2^2 \text{sen}^2(\theta_2i) + 2(r_2 \text{sen}(\theta_2i) r_4 \text{sen}(\theta_4i)) + r_4^2 \text{sen}^2(\theta_4i) \quad (26)$$

$$(r_1 \cos(\theta_1) - a)^2 = r_1^2 \cos^2(\theta_1) - 2a r_1 \cos(\theta_1) + a^2 \quad (27)$$

$$2a r_1 \cos(\theta_1) = -2r_1 \cos(\theta_1) r_2 \cos(\theta_2i) - 2r_1 \cos(\theta_1) r_4 \cos(\theta_4i) \quad (28)$$

$$(r_1 \text{sen}(\theta_1) - b)^2 = r_1^2 \text{sen}^2(\theta_1) - 2b r_1 \text{sen}(\theta_1) + b^2 \quad (29)$$

$$2b r_1 \text{sen}(\theta_1) = -2r_1 \text{sen}(\theta_1) r_2 \text{sen}(\theta_2i) - 2r_1 \text{sen}(\theta_1) r_4 \text{sen}(\theta_4i) \quad (30)$$

$$r_3^2 \cos^2(\theta_3i) + r_3^2 \text{sen}^2(\theta_3i) \quad (31)$$

$$\begin{aligned} &= r_1^2 \cos^2(\theta_1) - 2r_1 \cos(\theta_1) r_2 \cos(\theta_2i) \\ &\quad - 2r_1 \cos(\theta_1) r_4 \cos(\theta_4i) + r_2^2 \cos^2(\theta_2i) \\ &\quad + 2r_2 \cos(\theta_2i) r_4 \cos(\theta_4i) + r_4^2 \cos^2(\theta_4i) \\ &\quad + r_1^2 \text{sen}^2(\theta_1) - 2r_1 \text{sen}(\theta_1) r_2 \text{sen}(\theta_2i) \\ &\quad - 2r_1 \text{sen}(\theta_1) r_4 \text{sen}(\theta_4i) + r_2^2 \text{sen}^2(\theta_2i) \\ &\quad + 2r_2 \text{sen}(\theta_2i) r_4 \text{sen}(\theta_4i) + r_4^2 \text{sen}^2(\theta_4i) \end{aligned}$$

$$r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - 2r_1r_2 \cos(\theta_2 - \theta_1) - 2r_1r_4 \cos(\theta_4 - \theta_1) + 2r_2r_4 \cos(\theta_2 - \theta_4) \quad (32)$$

$$2r_2 \cos(\theta_2) r_4 \cos(\theta_4) = 2r_2r_4 \left(\frac{\cos(\theta_2 - \theta_4)}{2} + \frac{\cos(\theta_2 + \theta_4)}{2} \right) \quad (33)$$

$$2r_2 \sin(\theta_2) r_4 \sin(\theta_4) = 2r_2r_4 \left(\frac{\cos(\theta_2 - \theta_4)}{2} - \frac{\cos(\theta_2 + \theta_4)}{2} \right) \quad (34)$$

$$\begin{aligned} 2r_2 \sin(\theta_2) r_4 \sin(\theta_4) + 2r_2 \cos(\theta_2) r_4 \cos(\theta_4) \\ = 2r_2r_4 \cos(\theta_2 - \theta_4) \end{aligned} \quad (35)$$

$$\begin{aligned} r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - 2r_1 \cos(\theta_1) r_2 \cos(\theta_2) \\ - 2r_1 \cos(\theta_1) r_4 \cos(\theta_4) - 2r_1 \sin(\theta_1) r_2 \sin(\theta_2) \\ - 2r_1 \sin(\theta_1) r_4 \sin(\theta_4) + 2r_2r_4 \cos(\theta_2 - \theta_4) \end{aligned} \quad (36)$$

$$\begin{aligned} r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - 2r_1r_2 (\cos(\theta_1) \cos(\theta_2) + \sin(\theta_1) \sin(\theta_2)) \\ - 2r_1r_4 (\cos(\theta_1) \cos(\theta_4) + \sin(\theta_1) \sin(\theta_4)) \\ + 2r_2r_4 \cos(\theta_2 - \theta_4) \end{aligned} \quad (37)$$

$$\begin{aligned} r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - 2r_1r_2 \cos(\theta_2 - \theta_1) - 2r_1r_4 \cos(\theta_4 \\ - \theta_1) + 2r_2r_4 \cos(\theta_2 - \theta_4) \end{aligned} \quad (38)$$

$$\begin{aligned} \cos(\theta_2 - \theta_4) \\ = \frac{r_3^2 - r_1^2 - r_2^2 - r_4^2 + 2r_1r_2 \cos(\theta_2 - \theta_1) + 2r_1r_4 \cos(\theta_4 - \theta_1)}{2r_2r_4} \end{aligned} \quad (39)$$

$$\cos(\theta_2 - \theta_4) = k_1 \cos(\theta_2 - \theta_1) + k_2 \cos(\theta_4 - \theta_1) + k_3 \quad (40)$$

Donde:

$$k_1 = \frac{r_1}{r_4} \quad (41)$$

$$k_2 = \frac{r_1}{r_2} \quad (42)$$

$$k_3 = \frac{r_3^2 - r_1^2 - r_2^2 - r_4^2}{2r_2r_4} \quad (43)$$

$$\cos(\theta_{2i}) \cos(\theta_{4i}) + \sin(\theta_{2i}) \sin(\theta_{4i}) \quad (44)$$

$$= k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_2 \cos(\theta_{4i}) \cos(\theta_1)$$

$$+ \sin(\theta_{4i}) \sin(\theta_1) + k_3$$

$$k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_3 \quad (45)$$

$$= \cos(\theta_{2i}) \cos(\theta_{4i}) + \sin(\theta_{2i}) \sin(\theta_{4i})$$

$$- k_2 \cos(\theta_{4i}) \cos(\theta_1) - k_2 \sin(\theta_{4i}) \sin(\theta_1)$$

$$k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_3 \quad (46)$$

$$= \cos(\theta_{2i}) \cos(\theta_{4i}) + \sin(\theta_{2i}) \sin(\theta_{4i})$$

$$- k_2 \cos(\theta_{4i}) \cos(\theta_1) - k_2 \sin(\theta_{4i}) \sin(\theta_1)$$

$$k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_3 \quad (47)$$

$$= \cos(\theta_{4i}) (\cos(\theta_{2i}) - k_2 \cos(\theta_1))$$

$$+ \sin(\theta_{4i}) (\sin(\theta_{2i}) - k_2 \sin(\theta_1))$$

$$\cos(\theta_{4i}) = \frac{1 - \tan \frac{\theta_{2i}}{2}}{1 + \tan \frac{\theta_{4i}}{2}} \quad (48)$$

$$\sin(\theta_{4i}) = \frac{2 \tan \frac{\theta_{4i}}{2}}{1 + \tan \frac{\theta_{4i}}{2}} \quad (49)$$

$$\cos(\theta_{4i}) = 2 \arctan \frac{(-B - \sqrt{B^2 - 4AC})}{2A} \quad (50)$$

Donde:

$$A = \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_3 + \cos(\theta_{2i}) - k_2 \cos(\theta_1) \quad (51)$$

$$B = 2(-\sin(\theta_{2i}) + k_2 \cos(\theta_1)) \quad (52)$$

$$C = k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_3 - \cos(\theta_{2i}) + k_2 \cos(\theta_1) \quad (53)$$

En el análisis cinemático descrito anteriormente tiene más variables que las propias ecuaciones, por lo que es necesario conocer una primera aproximación de los valores iniciales del sistema. Siendo conocidos los valores de r_2 y θ_2 , es necesario tabular los posibles valores que se pueden obtener para las variaciones angulares al intercambiar las posiciones de los puntos "b" y "c" y así obtener la rotación deseada en las falanges. Para ello se definen las ecuaciones 23 a 27, que describen el estado inicial del sistema.

Ecuaciones para hallar los ángulos iniciales:

$$\theta'_{4i} = \arctan\left(\frac{Cy}{|dx \pm cx|}\right) \quad (54)$$

$$\theta_{4i} = 180 - \theta'_{4i} \quad (55)$$

$$\theta'_1 = \arctan \frac{by}{bx} \quad (56)$$

$$\theta_1 = 180 - \theta'_1 \quad (57)$$

$$\theta'_3 = \arctan\left(\frac{by - cy}{cx - bx}\right) \quad (58)$$

$$\theta_3 = 360 - \theta'_3 \quad (59)$$

Según la ecuación 54 hay un \pm en el denominador, porque en el caso de que el punto "C" se mueva a la derecha del punto D, debería tener el denominador $cx - dx$, mientras que si se mueve a la izquierda entonces Esto sería $dx - cx$. Por otro lado, la ecuación 54 se puede utilizar cuando el punto "C" se desplaza a la izquierda del punto "D"; Sin embargo, cuando se desplaza hacia la derecha, este valor se convierte en un número primo y se debe

usar la ecuación 56. En la elaboración de tablas paramétricas se tendrá en cuenta el cambio de signo en la ecuación 55 y, a su vez, al tabular los valores de la posición desplazada a la derecha se utilizará la ecuación 56 para obtener el valor adecuado. (Este valor debe ser siempre positivo).

Tabla 10. Datos utilizados para la parametrización de la síntesis de la falange proximal datos en mm.

Punto A		Punto B		Punto C		Punto D	
x	y	x	y	x	y	x	y
0	0	0	4	27	-2	30	0
0	0	-1	4	28	-2	30	0
0	0	-2	4	30	-2	30	0
0	0	-3	4	31	-2	30	0
0	0	-4	4	33	-2	30	0
0	0	-5	4	25	-2	30	0
0	0	-6	4	27	-3	30	0
0	0	-7	4	28	-3	30	0
0	0	0	5	30	-3	30	0
0	0	-1	5	31	-3	30	0
0	0	-2	5	33	-3	30	0
0	0	-3	5	25	-3	30	0
0	0	-4	5	27	-4	30	0
0	0	-5	5	28	-4	30	0
0	0	-6	5	30	-4	30	0
0	0	-7	5	31	-4	30	0
0	0	0	6	33	-4	30	0
0	0	-1	6	25	-4	30	0
0	0	-2	6	27	-5	30	0
0	0	-3	6	28	-5	30	0
0	0	-4	6	30	-5	30	0
0	0	-5	6	31	-5	30	0
0	0	-6	6	33	-5	30	0
0	0	-7	6	25	-5	30	0

Los parámetros descritos para el punto “D” en la Tabla 10 se obtuvieron de los valores medios de la longitud de las falanges tomados de la Tabla 7, mientras que los valores para los puntos “B” y “C ” son el máximo para la posición de estos puntos, y de la Figura 24 se toman valores mínimos. La decisión de estos valores máximos y mínimos se rige por criterios ergonómicos y estructurales; Es decir, se eligen valores que sean factibles para la fabricación (que no superen una longitud inferior a 1 mm) y que no aumenten el tamaño del mecanismo en más de 12 mm fuera del molde sin perder la forma como se muestra

en la Figura 24. Finalmente, se ubicó el punto “A” en el origen de coordenadas.

La distribución de las falanges en la mano huma tienen una variedad de posiciones que tienen funciones para agarrar objetos, sin embargo, se supone que el tipo de trayectoria debe ser circular y que tea movimientos de extensión. La síntesis del aparato se presenta bajo dos condiciones, tres puntos que describen la trayectoria antes mencionada y dos puntos de apoyo ($Q1$ y $Q2$), con estas variables se pudo definir la forma del eslabón, lo que se comparó con medidas ergonómicas como se muestra en la Figura 19 donde se toman los valores.

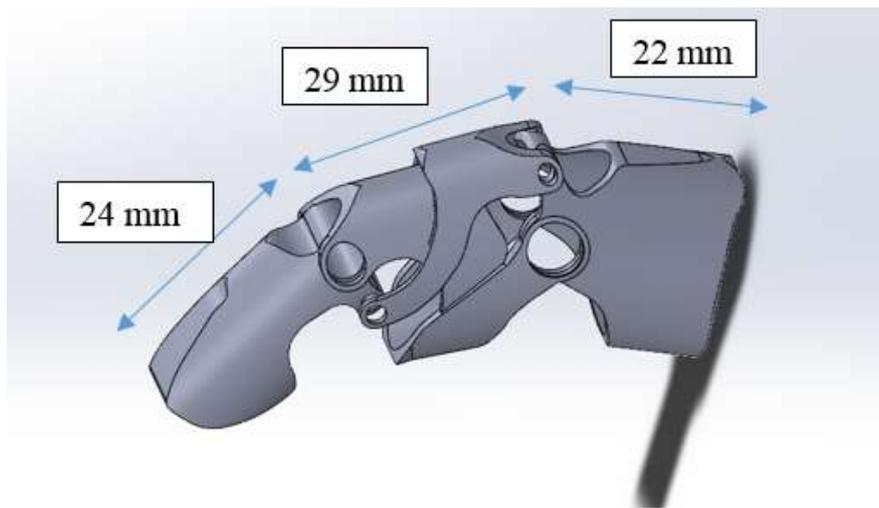


Figura 26. Mecanismo para la falange distal con medidas antropométricas.

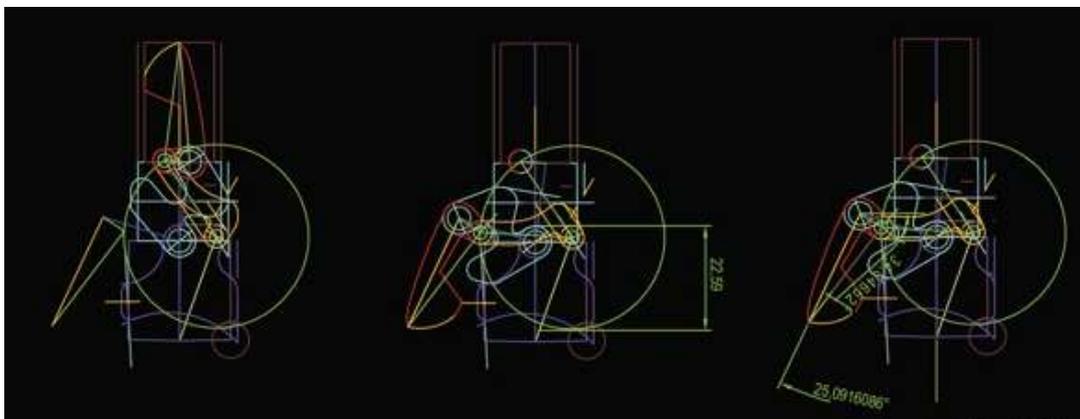


Figura 27. Movimiento del mecanismo de las falanges.

Establecido el mecanismo del eslabón que compone la trayectoria y su magnitud, se comprueba con medidas antropométricas de la falange proximal, ya que será sustituida por el mecanismo de cuatro barras transversales, la falange media y distal también forman parte del eslabón. Como acoplador de 3, como se muestra en la Figura 26, la unión entre la falange medial y la falange distal no es necesaria en la prótesis, ya que puede seleccionarse en el proceso de modelado manteniendo el ángulo de inclinación proporcionado a 7 grados con respecto al eje neutro.

3.5. Análisis de esfuerzos de los componentes

El análisis de esfuerzos se realiza en el software Solidworks, el que tuvo que analizarse parte por parte ya que, si se analizaba como ensamblaje, el software terminaba analizándolo como una sola pieza, otorgando de esta manera resultados equívocos. Los valores de las fuerzas ejercidas en cada punto de apoyo se tomaron de la Figura 21 se muestran los datos de un análisis estático anterior, en el que se utilizaron diámetros que van desde los 2 mm, que son orificios por donde pasan los pernos, hasta los 23 mm, por donde pasa el dedo meñique al ingresar. Las mayores respuestas se presentaron en el diámetro y que a su vez representó el caso más importante del estudio. Finalmente, se presentan los resultados para el esfuerzo equivalente de Von Mises, el desplazamiento y el factor de seguridad para cada arreglo. Cabe mencionar que en todas de las piezas se quitaron los pines y pernos para obtener mejores detalles en la imagen del gradiente de color dentro de estas regiones.

Inicialmente se presenta en la tabla 11 un informe en el cual se detalla el nivel de precisión del análisis de convergencia en el cual se aplicó el método h el mismo que consiste en el uso de elementos más diminutos en regiones en los cuales pueden producirse niveles altos de error.

Tabla 11. Convergencia mediante método Adaptativo-h

Nivel de precisión	98 %
Balace de precisión	50
Máximo n.º de bucles	5
Aplicación de grosor de malla	Desactivar

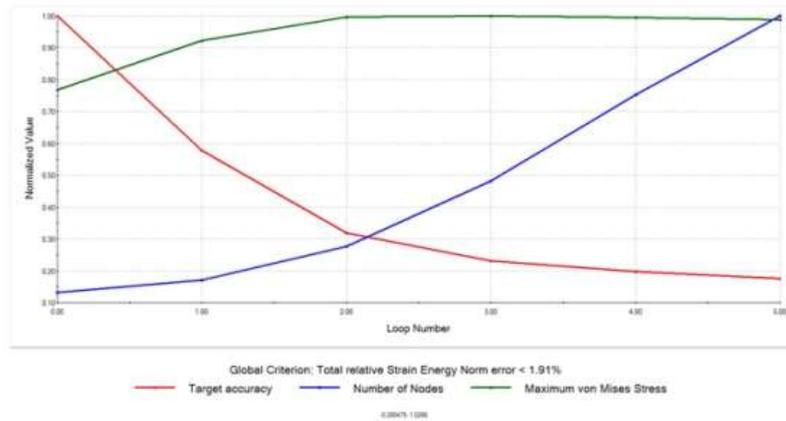
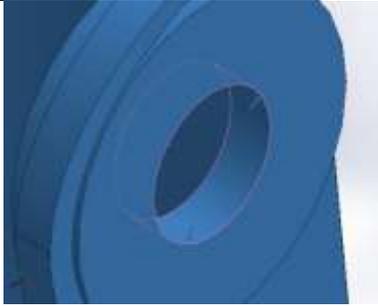


Figura 28. Resultados de convergencia de Resultados para el modelo de falange proximal.

Posteriormente en la tabla se presenta un informe de las cargas y las condiciones de contorno aplicadas al modelo de eslabón proximal para someterlo al análisis de elementos finitos con un nivel de precisión de 98%.

Tabla 12. Sujeciones y condiciones de contorno.

Nombre de sujeción	de	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-5			Entidades:	2 cara(s)	
			Tipo:	Geometría fija	
Fuerzas resultantes					
Componentes	X	Y	Z	Resultante	
Fuerza de reacción(N)	0,999932	-1,86656	-0,157467	2,12337	
Momento de reacción (N.m)	0	0	0	0	

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Torsión-3		Entidades: 2 cara(s) Tipo: Aplicar momento torsor Valor: 0,16 N.m
Fuerza-3		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza Valores: 0,068; ---; 1 N
Fuerza-4		Referencia: Cara< 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: 0,068; ---; --- N
Torsión-4		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar momento torsor Valor: 0,008 N.m

Fuerza-5		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza Valores: 0,043; ---; --- N
-----------------	---	--

Es necesario establecer parámetros de malla para que el análisis pueda llegar a una convergencia de resultados. En la tabla 13 se presenta la información de las propiedades de la malla establecida para el modelo de falange proximal.

Tabla 13. Información de malla - Detalles

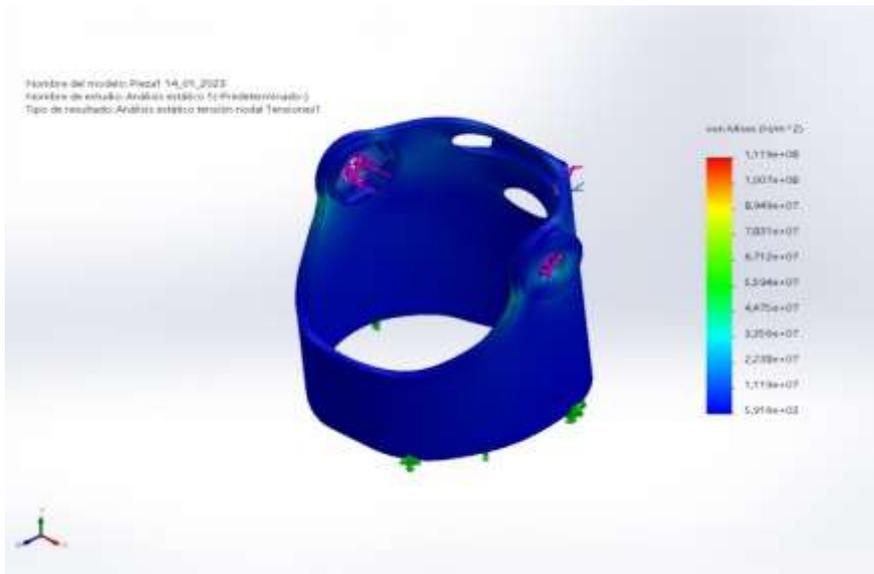
Número total de nodos	192286
Número total de elementos	122131
Cociente máximo de aspecto	17,331
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	94,4
El porcentaje de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0,118
Porcentaje de elementos distorsionados	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:02

Nombre de computadora:	CHRIS
------------------------	-------

Finalmente se obtienen los resultados del análisis de elementos finitos con las cargas y sujeciones establecidas sobre el modelo de falange proximal. En la tabla 14 se presentan los resultados de los análisis de tensiones de Von Mises, desplazamientos y deformaciones.

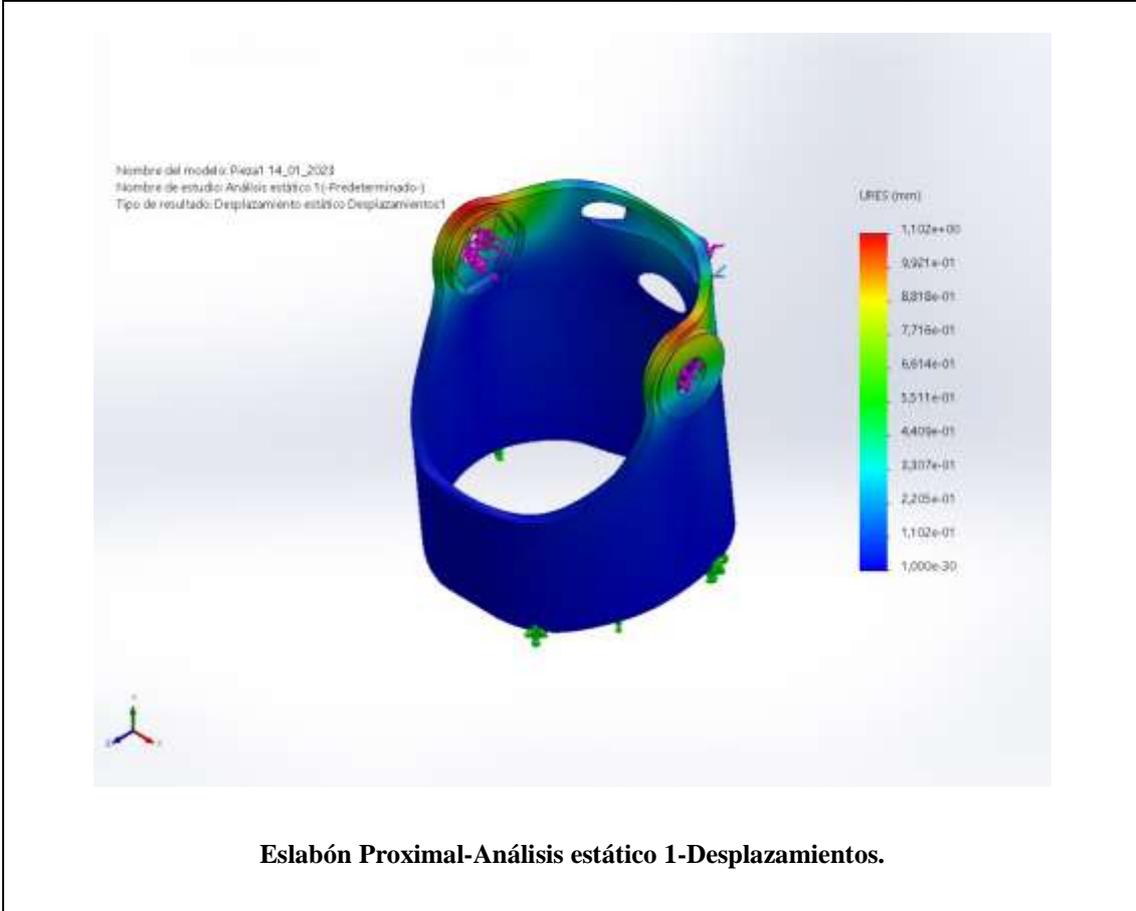
Tabla 14. Resultados de Análisis para la pieza de falange proximal.

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones	Tensión de Von Mises	5,916e+03N/m ² Nodo: 58395	1,119e+08N/m ² Nodo: 2013

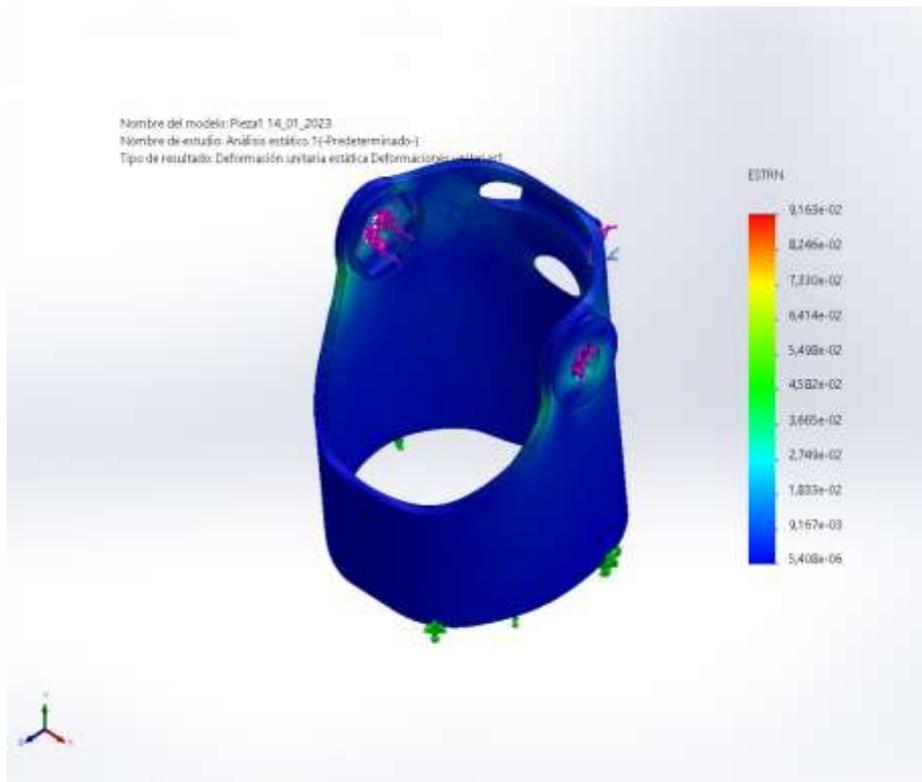


Eslabón Proximal-Análisis estático 1-Tensiones de Von Mises.

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos	URES: Desplazamientos resultantes	0,000e+00mm Nodo: 58	1,102e+00mm Nodo: 29963

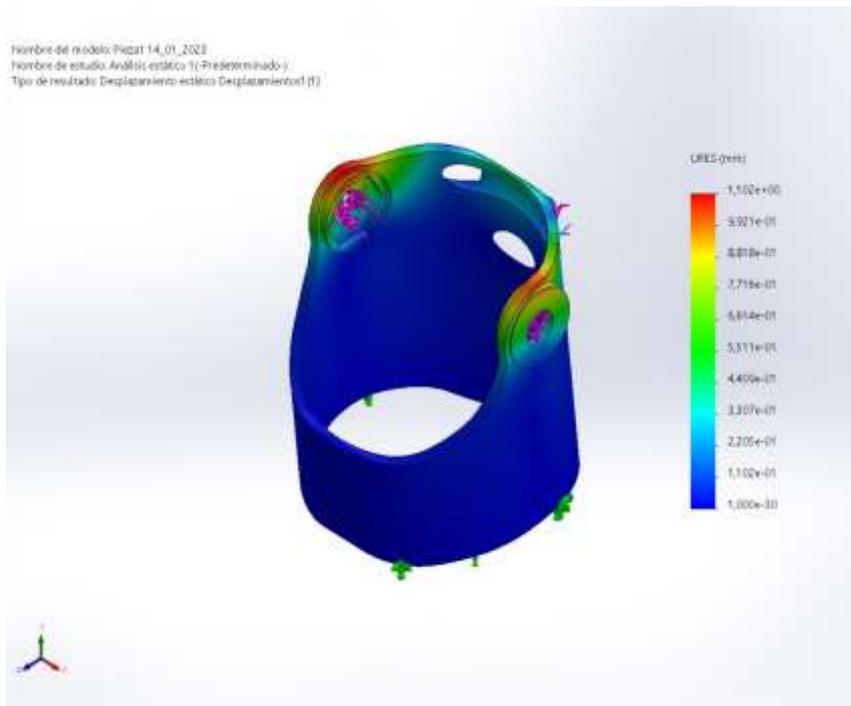


Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	5,408e-06 Elemento: 8735	9,163e-02 Elemento: 45240



Eslabón Proximal-Análisis estático 1-Deformaciones unitarias.

Nombre	Tipo
Desplazamientos	URES: Desplazamientos resultantes

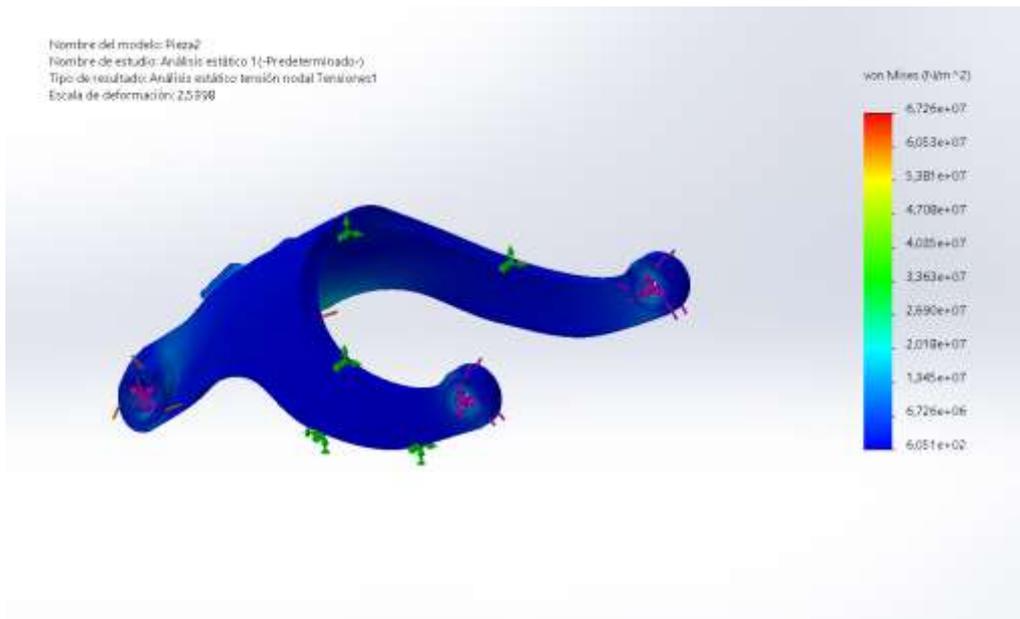


Eslabón Proximal-Análisis estático 1-Desplazamientos.

Se realiza el mismo tipo de análisis, con los mismos criterios de convergencia y el establecimiento de las cargas para la pieza de unión de las tres falanges. En la tabla 15 se presentan los resultados de análisis de elementos finitos para la pieza de unión.

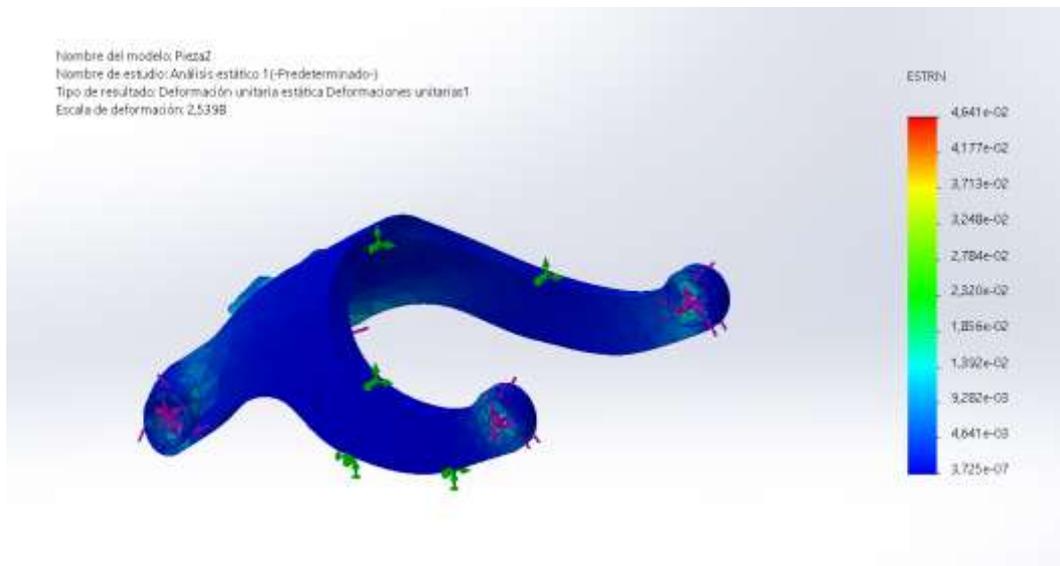
Tabla 15. Resultados de Análisis para la pieza de unión.

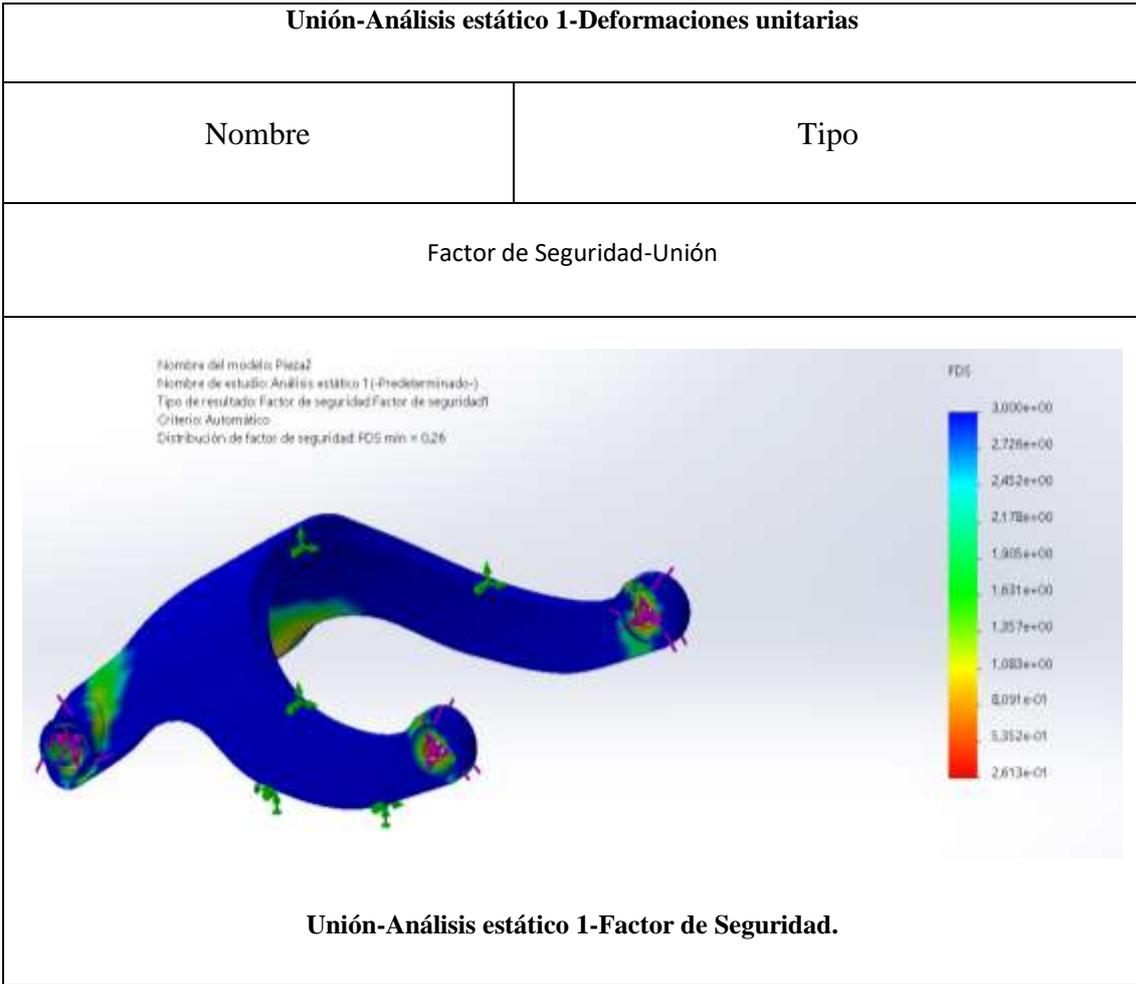
Nombre	Tipo	Mín.	Máy.
Tensiones	Tensión de Von Mises	6,051e+03N/m ² Nodo: 9538	6,726e+07N/m ² Nodo: 43



Unión-Análisis estático 1-Tensiones

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	3,725e-07 Elemento: 8563	4,641e-02 Elemento: 46293



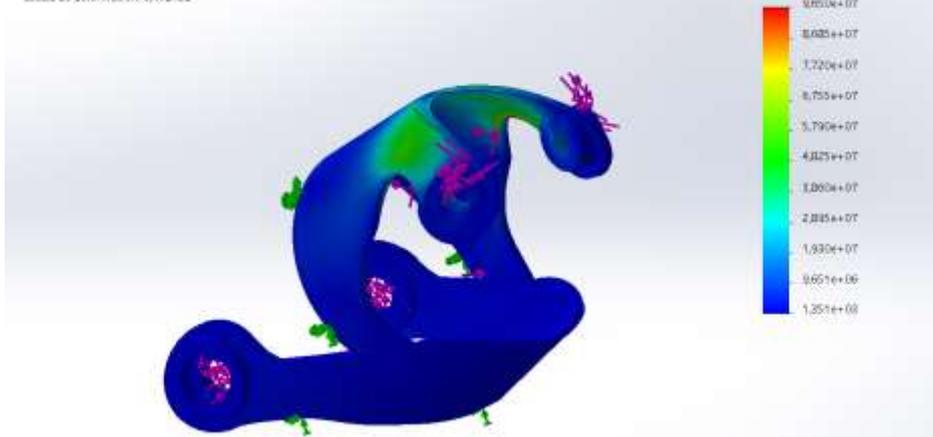


Se somete al mismo análisis, con los mismos criterios de convergencia y el establecimiento de las cargas para la pieza de eslabón medial. En la tabla 16 se presentan los resultados de análisis de elementos finitos para la pieza de eslabón medial.

Tabla 16. Resultados de Análisis para la pieza de eslabón medial.

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones	Tensión de Von Mises	1,351e+03N/m ² Nodo: 73564	9,650e+07N/m ² Nodo: 478

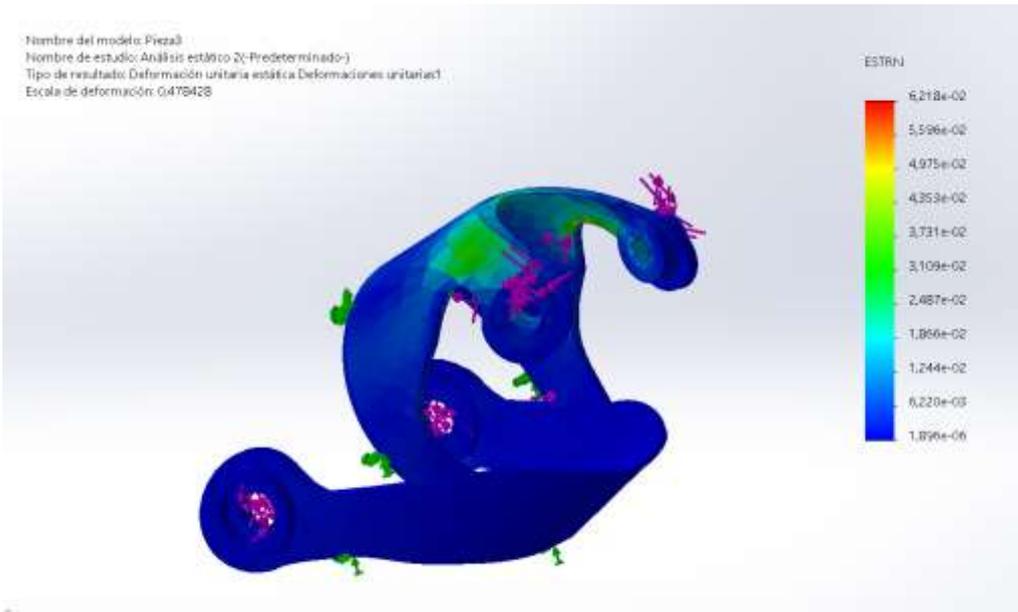
Nombre del modelo: Pieza3
 Nombre de estudio: Análisis estático 2(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Análisis estático: tensión nodal: Tensiones1
 Escala de deformación: 0,478428



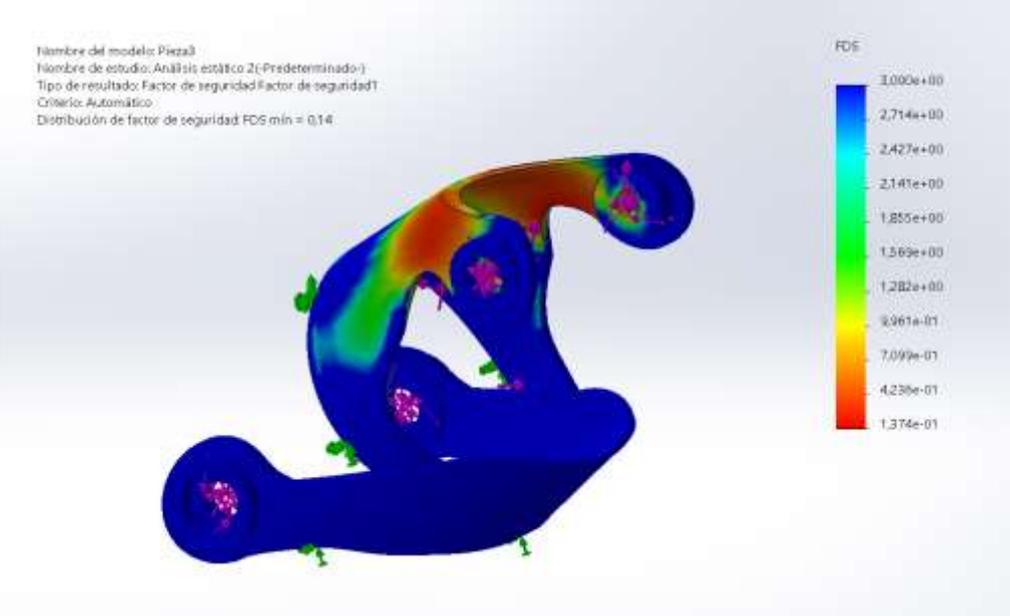
Eslabón medial-Análisis estático 1-Tensiones

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	1,896e-06 Elemento: 62	6,218e-02 Elemento: 83654

Nombre del modelo: Pieza3
 Nombre de estudio: Análisis estático 2(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Deformación unitaria estática: Deformaciones unitarias1
 Escala de deformación: 0,478428



Eslabón medial-Análisis estático 1-Deformaciones unitarias

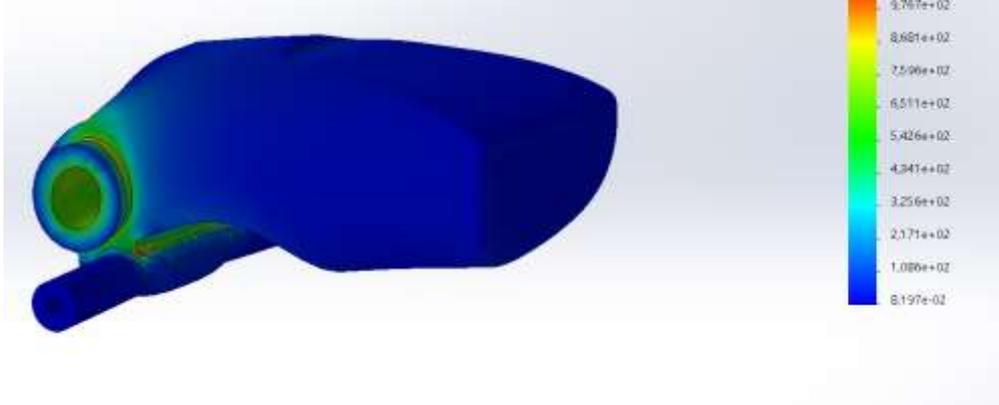
Nombre	Tipo
Factor de Seguridad-Unión	
<div style="display: flex; align-items: center;"> <div style="flex: 1;"> <p>Nombre del modelo: Pieza3 Nombre de estudio: Análisis estático 2 (Predeterminado) Tipo de resultado: Factor de seguridad Factor de seguridad1 Criterio: Automático Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 0,14</p> </div> <div style="flex: 2;">  </div> </div> <p style="text-align: center;">Eslabón medial -Análisis estático 1-Factor de Seguridad.</p>	

Finalmente, se realiza el mismo análisis con los mismos criterios de convergencia y el establecimiento de las cargas para la pieza de eslabón distal. En la tabla 17 se presentan los resultados de análisis de elementos finitos para la pieza de eslabón distal.

Tabla 17. Resultados de Análisis para la pieza de eslabón distal.

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones	Tensión de Von Mises	8,197e+02N/m ² Nodo: 74638	1,085e+0N/m ² Nodo: 273

Nombre del modelo: Piza05
 Nombre de estudio: Análisis estático 1 (Predeterminado)
 Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal (Tensiones)
 Escala de deformación: 514301



Eslabón distal-Análisis estático 1-Tensiones

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	1,000e-10	9,915e-07
		Elemento: 62	Elemento: 3562

Nombre del modelo: Piza05
 Nombre de estudio: Análisis estático 1 (Predeterminado)
 Tipo de resultado: Deformación unitaria estática (Deformaciones unitarias)
 Escala de deformación: 514301



Eslabón distal-Análisis estático 1-Deformaciones unitarias

Nombre	Tipo
Factor de Seguridad-Unión	
<div style="display: flex; align-items: center;"> <div style="flex: 1;"> <p style="font-size: small;">Nombre del modelo: Pieza06 Nombre de estudio: Análisis estático 1 (Predeterminado) Tipo de resultado: Factor de seguridad Factor de seguridad1 Criterio: Automático Distribución de factor de seguridad: FOS mín = 3</p> </div> <div style="flex: 2;"> </div> </div> <p style="text-align: center;">Eslabón distal -Análisis estático 1-Factor de Seguridad.</p>	

Los informes de las tablas 14, 15, 16, 17 muestran los resultados más favorables obtenidos para cada material (desplazamiento, Von Mises y factor de seguridad). Los resultados de la simulación de desplazamiento para las matrices proximal y medial respectivamente, la escala de colores utilizada tuvo que reajustarse para mostrar algún cambio, ya que su desplazamiento máximo es de 0 a 1 mm. Se puede concluir que el desplazamiento de estas falanges será despreciable; En el caso de la falange distal, se toman los valores máximos de desplazamiento es de 0,009 mm, lo que hace que este desplazamiento también sea despreciable en comparación con el falange medio y proximal. Por otro lado, analizando el esfuerzo de Von Mises, las falanges mediales y proximales son las de mayor valor con 0,99 MPa y 8,92 MPa, respectivamente.

Se puede observar que los valores obtenidos en la simulación representan menos del 1% del límite elástico. Sin embargo, el análisis se realizó con una carga de 6.47N que representa 200 g como se describe en el análisis estático, esta carga generó reacciones

que no superaron los 12N; Es por tanto lógico que los resultados obtenidos sean valores bajos, así como dar valores superiores a 3 para el factor de seguridad. Para conocer la resistencia máxima por análisis de tensión, es necesario analizar con carga alta. En conclusión, se puede decir que es un rango coherente para exhibir tales valores, ya que presenta cambios abruptos en la sección transversal con altas concentraciones de esfuerzos y es una de las paredes más delgadas donde se presentan cargas de reacción de anclaje. Para reducir aún más este valor, se considerará aumentar el espesor del diseño presentado.

Posteriormente, a partir de las Figura 28 y 29 se toman los valores para elaborar la Tabla 11 donde se muestra la comparación de los valores resultantes para cada pieza con el material PLA.

Tabla 18. Resultados estáticos generados en el software Solidworks para el PLA.

Falange	Von Mises Max. (MPa)			Desplazamiento (mm)			Factor de seguridad Min.		
	Distal	Media	Proximal	Distal	Media	Proximal	Distal	Media	Proximal
PLA	0.001	0.965	8.92	0.99	0.000062	0.000647	3	3	3

Los resultados descritos anteriormente pertenecen a una carga máxima de 6,47N como se muestra en la Figura 21 donde se toman los valores en cada falange. Efectivamente, los valores generados para el esfuerzo de Von Mises sean valores de menor magnitud.

3.6. Estimación de costos

La fabricación de las piezas se utilizó un proceso iterativo en el ingreso de los parámetros a la impresora 3D, ya que piezas con pequeñas geometrías (agujeros de 2 mm de diámetro) y complejas de soportar, podrían resultar en falla de la impresión en la falange distal se encuentra con la falange proximal. Dado que las piezas tienen una longitud máxima de unos 25 mm y un espesor de unos 2 a 3 mm, la elección de minimizar el porcentaje de densidad de relleno iba a afectar negativamente a su resistencia mecánica.

Adicionalmente, el peso de cada pieza y prótesis está por debajo del umbral de 121; En otras palabras, no existe ninguna restricción que exija comprimir la densidad de relleno.

Información de factibilidad del proyecto es importante en la impresión por el tiempo necesario para imprimir cada pieza y el peso final de la pieza, ya que con estos dos valores es posible calcular el costo de impresión de la prótesis y por ende estimar el costo total de su elaboración. En la Tabla 19 se muestra los valores del costo estimado de cada pieza y prótesis para un dedo distal.

Tabla 19. Costo estimado de prótesis del dedo por pieza en dólares.

Pieza	Costo de impresión*	Tiempo de impresión (h)	Costos de filamento**	Peso de la pieza (gr)	Total, por pieza***
Proximal	5.54	0.82	13.99	0.95	0.74
Medial		0.79		1.14	0.88
Distal		1.6		4.32	3.36
Unión		0.56		0.7	0.54
<p>*El costo de impresión en una impresora Stratasys Mojo se calculó en USD por hora de uso de la impresora.</p> <p>**El costo del filamento se evaluó en USD por gramo.</p> <p>***Obtención del costo por pieza = costo de impresión x tiempo de impresión + costo del filamento x peso de la pieza</p>					

La Tabla 20 se muestran los datos del costo de imprimir una prótesis para un adulto.

Tabla 20. Costo final de producción prótesis de la falange distal.

Costos de producción	
Impresión 3D	5.54\$
Pasador y tornillo	1.74\$

Silicona antideslizante	1.00\$
Mano de obra	50% de recargo al valor total
Total	16.56\$

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1. CONCLUSIONES

- El objetivo principal de esta investigación fue alcanzado satisfactoriamente, este dispositivo es idóneo al efectuar movimientos de flexión y extensión con una amplitud angular de 32° para la falange media con relación a la falange proximal y de 30° para la falange distal con respecto a la falange media, siendo este el resultado de producto de 60° de rotación en un agarre cilíndrico matriz proximal para estos valores están en el rango óptimo entre 15° a 90° para la falange distal y 25° a 90° para la falange media. La prótesis realiza estos movimientos sin necesidad de una fuente de energía externa al cuerpo humano, sino con movimiento de flexión y extensión de la falange proximal o muñón, lo que hace que el mecanismo sea netamente mecánico.
- El mecanismo de cuatro barras puede considerarse influyente para el diseño de falanges protésicas mecánicas, dado que su trayectoria responde a las características de prehensión, el mismo movimiento que utilizamos los humanos para realizar ciertas actividades durante el día.
- Los resultados de esfuerzos se obtuvieron de la verificación computacional; llegando a conclusión que el material de impresión 3D seleccionado (PLA) proporcionó la resistencia suficiente para que la prótesis pudiera obtener un agarre cilíndrico con pesos de hasta 1 kg. Se obtuvieron resultados para un estrés máximo de Von Mises de 9 MPa para el caso PLA+, valor que representa un factor de seguridad de 3.
- Se concluye que gracias a este avance tecnológico como es la impresión 3D, los pacientes a los que se les ha amputado una extremidad o algún miembro del cuerpo pueden beneficiarse enormemente. Esta investigación proporcionó información sobre el diseño y la fabricación de prótesis impresas en 3D para pacientes con daño en la falange distal que ocurre por accidentes en el trabajo.

Gracias a este tipo de tecnología se podrá crear una prótesis funcional y estética de bajo costo, con la que el paciente se sienta seguro, mejore su apariencia física y se sienta bien consigo mismo.

4.2.RECOMENDACIONES

- Al momento de la fabricación de la prótesis hay que tomar en cuenta la retracción del material la que es una propiedad de los polímeros. Por tanto, al fabricar los componentes de la falange, sus dimensiones se ven afectadas, se debe tener en cuenta un porcentaje de tolerancia dimensional de $\pm 2\%$ para contrarrestar este efecto.
- Establecer otro tipo de materiales, ya que existen diversas empresas que generan polímeros resistentes similares al cuerpo humano sin afectar la salud del usuario.
- Para futuras investigaciones se recomienda medir la fuerza de agarre cilíndrico y comparar los valores, realizar la verificación experimental con la prótesis fabricada y un usuario.

Bibliografía

- [1] M. Monar y L. Murillo , «Diseño y construcción de una prótesis biónica de mano de 7 grados de libertad utilizando materiales inteligentes y control mioeléctrico adaptada para varios patrones de sujeción.,» ESPE, Latacunga, 2015.
- [2] O. Navas y W. Romero, «Diseño y construcción de una prótesis transtibial de bajo costo con movilidad en los planos sagital y frontal,» Universidad industrial de Santander, Bucaramanga, 2016.
- [3] M. J. López, «Diseño de prótesis de mano servoactuada y fabricación de prototipo con técnicas de impresión 3D,» Instituto Balseiro, Buenos Aires, 2018.
- [4] G.-C. Jeong, K. Yeo Eun, G. Gangyong, L. Hyun-Joo y M. B. Hong, «On the Design of a Novel Underactuated Robotic Finger Prosthesis for Partial Hand Amputation,» de *International Conference on Rehabilitation Robotics*, Toronto, 2019.
- [5] C. Quinayás, M. Muños, Ó. Vivas y C. Gaviria, «Diseño y construcción de la prótesis robótica de mano UC-1,» *Univ. Bogotá*, vol. 14, nº 2, pp. 223-238, 2010.
- [6] C. Silva, J. Muñoz, D. Garzón , N. Landínez y O. Silva, «Diseño mecánico y cosmético de una prótesis parcial de mano,» *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, vol. XXX, nº 1, pp. 15-41, 2011.
- [7] B. Gámez , «Diseño de una prótesis biomecánica para niños,» *INGENIERÍA UC*, vol. 23, nº 1, pp. 58-66, 2016.
- [8] K. Young, «Evaluación de prótesis de dedo parciales impresas en 3D con potencia corporal: un estudio de caso,» *3D Printing in Medicine* , vol. x, nº 7, pp. 1-8, 2019.
- [9] J. Dote, P. Nahuelhual, R. Cubillos, G. Fuentes y J. Zuñiga, «3D-printed hand prostheses function in adolescents with congenital hand amputation: a case series,» *Rev Chil Pediatr*, vol. III, nº 91, pp. 410-417, 2020.
- [10] J. Brito, M. Quinde y J. Cuzco, «Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha,» UPS, Cuenca, 2013.
- [11] R. Galáns y M. J. Vergara, «Prótesis impresa en 3D para la rehabilitación de,» *Ciplastica*, vol. 25, nº 2, pp. 32-39, 2019.

- [12] A. Lantada, «Diseño orientado a impresión 3D de mano protésis con articulaciones flexibles,» Industriales, Madrid, 2019.
- [13] S. Abayasiri, «An Under-Actuated Hand Prosthesis with Finger Abduction and Adduction for Human Like Grasps,» *Universidad de Moratuwa*, vol. II, n° 6, pp. 574-580, 2020.
- [14] K. Hyeonjun, P. Yeongyu y J. Bae, «Optimized design of a body-powered finger prosthesis using fingertip trajectories on polar coordinate analysis,» de *Journal of Mechanical Science and Technology*, Ulsan, 2020.

ANEXOS

Anexo 1. Propiedades mecánicas de diferentes filamentos para impresión 3D.

3D PRINTING FILAMENT		3D PRINTING PHOTOPOLYMER RESIN SERIES								
		[Filament Specification: 1.75mm / 2.85mm]							[Specification of Resin: 500ML / 1000ML]	
Filament Type	Print Temp (°C)	Bed Temp (°C)	Density (g/cm³)	Heat Distortion Temp (°C) @ 0.45MPa	Melt Flow Index (g/10min)	Tensile Strength MPa	Elongation at Break (%)	Flexural Strength MPa	Flexural Modulus MPa	100% Impact Strength kJ/m²
PLA	190-210	No Heat/80-90	1.25	58	5(180°C)/10kg	85	8	87	3630	4
PLA+	205-225	No Heat/90-95	1.25	52	4(180°C)/10kg	85	12	75	2100	5.5
ABS	220-240	90-110	1.04	73	12(200°C)/10kg	70	22	66	2340	19
ABS	200-220	90-110	1.06	73	16(200°C)/10kg	65	30	68	2440	42
ABS Odorless	200-240	100-110	-	-	-	40.4	34	67	2377	12.2
eABS MAX	205-240	90-110	1.05	85	16(200°C)/10kg	45	31	66	2400	46
eASA	220-240	90-110	1.00	54	10(180°C)/10kg	50	30	35	4300	18
HPF3	205-240	90-110	1.00	60	30(200°C)/10kg	27	53	39	2210	11
PETG	230-250	No Heat/80-90	1.27	64	20(200°C)/10kg	49	205	68	1800	7.8
PVA	180-210	No Heat/80-90	1.25	-	-	31	360	-	-	-
ePVA+	190-210	No Heat/80-90	1.14	-	-	26	190	-	-	-
eSmooth	130-220	No Heat/80-90	-	63.5	4(180°C)/10kg	46	273	71	2790	4
Wood	190-220	No Heat/80-90	0.7	45	17(180°C)/10kg	-	-	-	-	-
Color Change	190-220	No Heat/80-90	1.24	58	13(180°C)/10kg	65	5	97	3600	4
eClean	160-200	-	0.95	45	-	23	580	-	-	28
Brass	180-210	No Heat/80-90	1.27	90	6(180°C)/10kg	66	18	106	4440	4
eCopper	200-220	No Heat/80-90	2.46	52	20(180°C)/10kg	40	4	64	4054	8
Alu-99	200-220	No Heat/80-90	1.48	52	6(180°C)/10kg	45	5	74	4865	4
eSteel	200-220	No Heat/80-90	2.46	52	14(180°C)/10kg	45	5	61	4102	5
ePA Hybrid	230-260	80-90	1.12	90	10(200°C)/10kg	57	196	57	1890	15
ePA-CF	240-260	80-90	1.24	120	10(200°C)/10kg	80	28	122	5160	13.3

Anexo 2. Impresión 3D de la prótesis del falange distal.



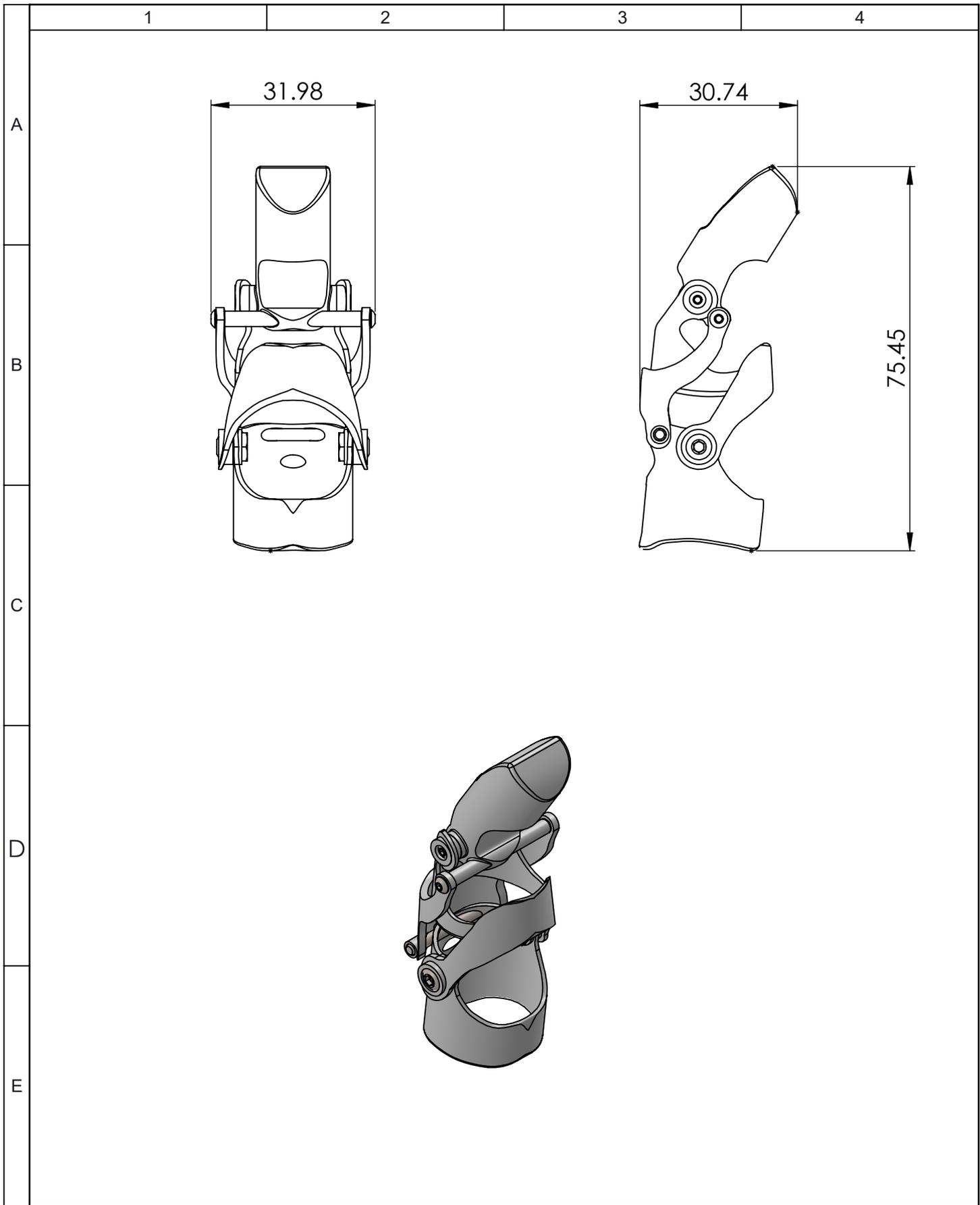
Anexo 3. Entrega de la prótesis al trabajador de la empresa Dico-Val



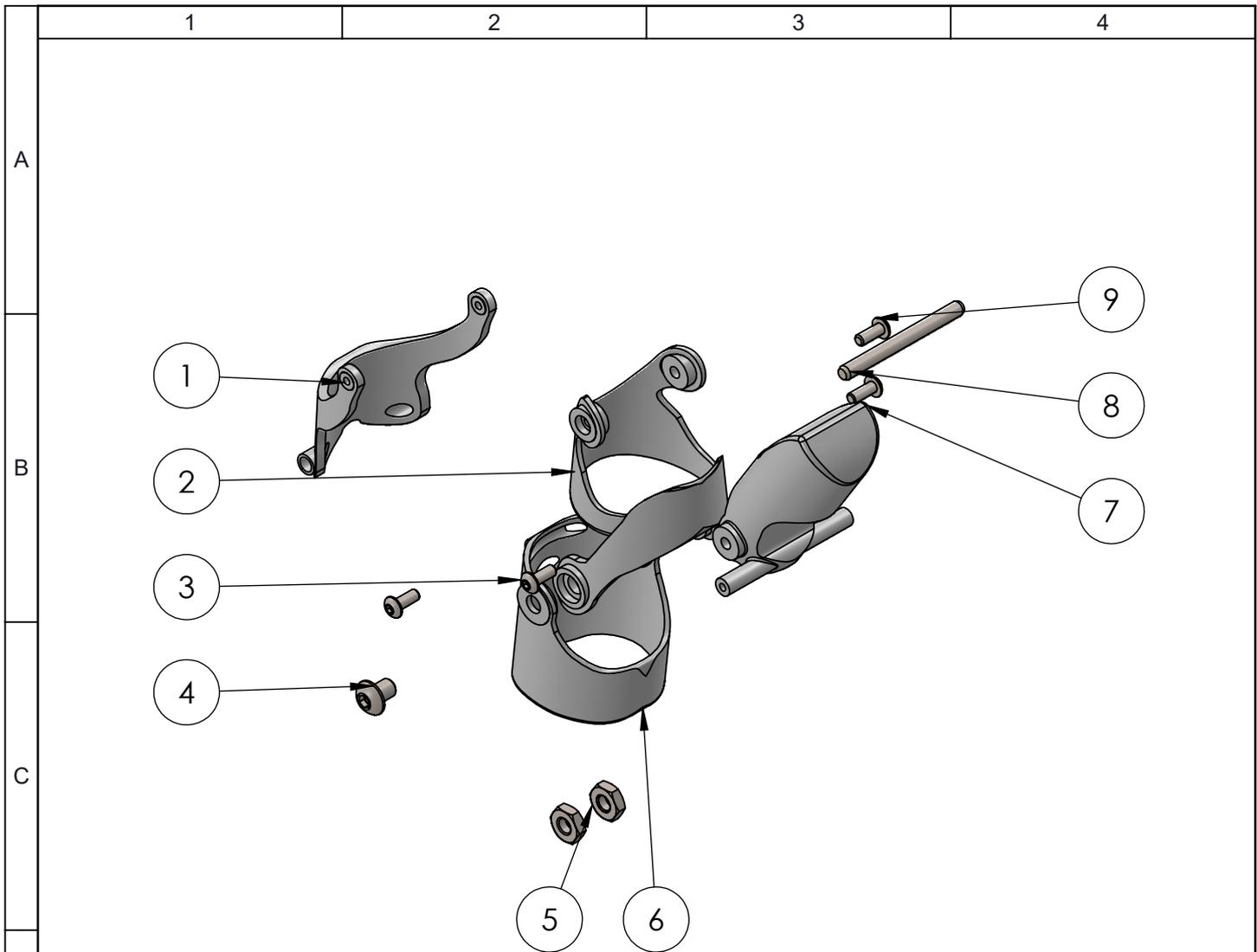
Anexo 4. Accionamiento de la prótesis



PLANOS



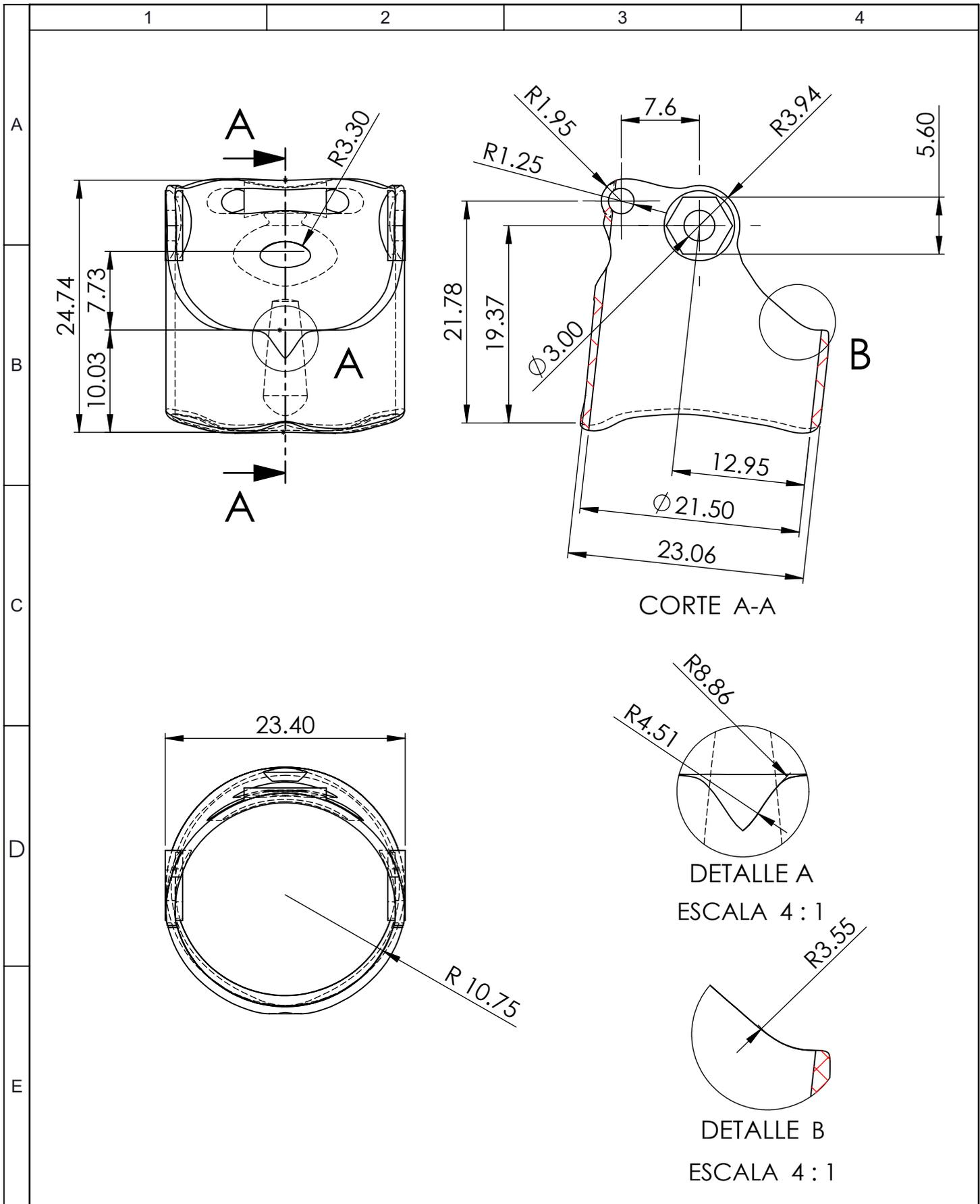
				Tolerancia	(Peso)	Materiales:		
				± 0.5	7.11 gr	Varios		
				Fecha	Nombre	Denominación:		Escala:
				Dibujó: 14/7/2022	Guevara C.	Ensamble Protesis		1:1
				Revisó: 20/2/2023	Ing. Segundo Espin			
				Aprobó: 20/2/2023	Ing. Segundo Espin			
				U.T.A.		Número del dibujo: 1 de 6		
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	INGENIERÍA MECÁNICA		(Sustitución)		



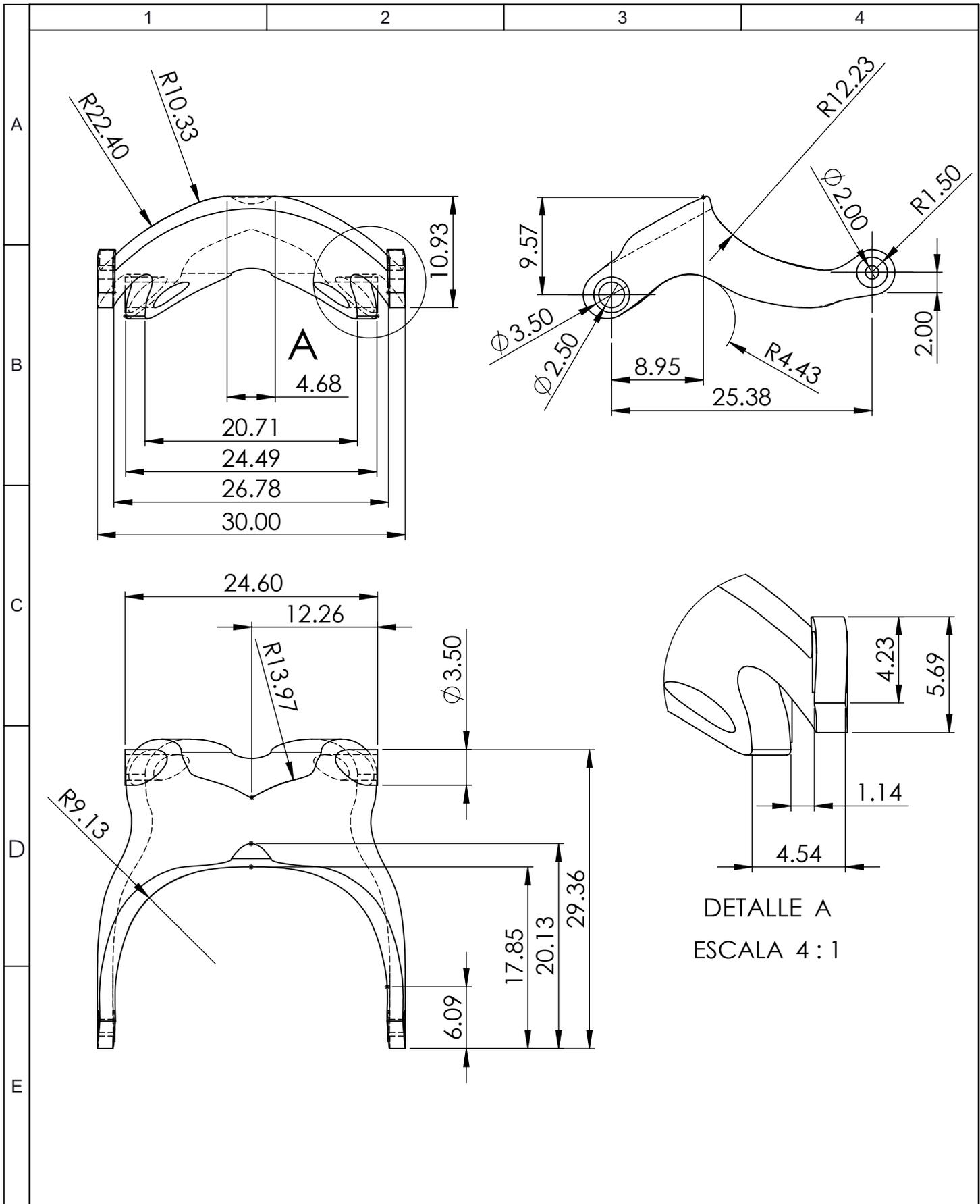
A				
B				
C				
D				

E	1	Unión	PLA	1	
	2	Eslabón medial	PLA	1	
	3	SBHCSCREW 0.073-72x0.188-HX-N	AISI 1020	2	Adquirido
	4	B18.3.4M - 3 x 0.5 x 4 SBHCS --N	AISI 1020	2	Adquirido
	5	AS 1112.4 AB- M3-N	AISI 1020	2	Adquirido
	6	Anillo	PLA	1	
	7	Prótesis distal	PLA	1	
	8	ASME B18.8.2 - 0.0937x1	AISI 1020	1	Adquirido
	9	SBHCSCREW 0.073-64x0.188-HX-N	AISI 1020	2	Adquirido
	N° de Orden	Denominación	Material	N° de Pieza	Observaciones

				Tolerancia	(Peso)	Materiales:					
				±0,5	7.11 gr	Varios					
				Fecha	Nombre	Denominación:				Escala:	
				Dibujó: 14/7/2022	Guevara C.	TÍTULO				1:1	
				Revisó: 20/2/2023	Ing. Segundo Espin	Número del dibujo: 2 de 6					
				Aprobó: 20/2/2023	Ing. Segundo Espin						
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	U.T.A.				(Sustitución)			
				INGENIERÍA MECÁNICA							

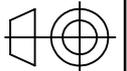


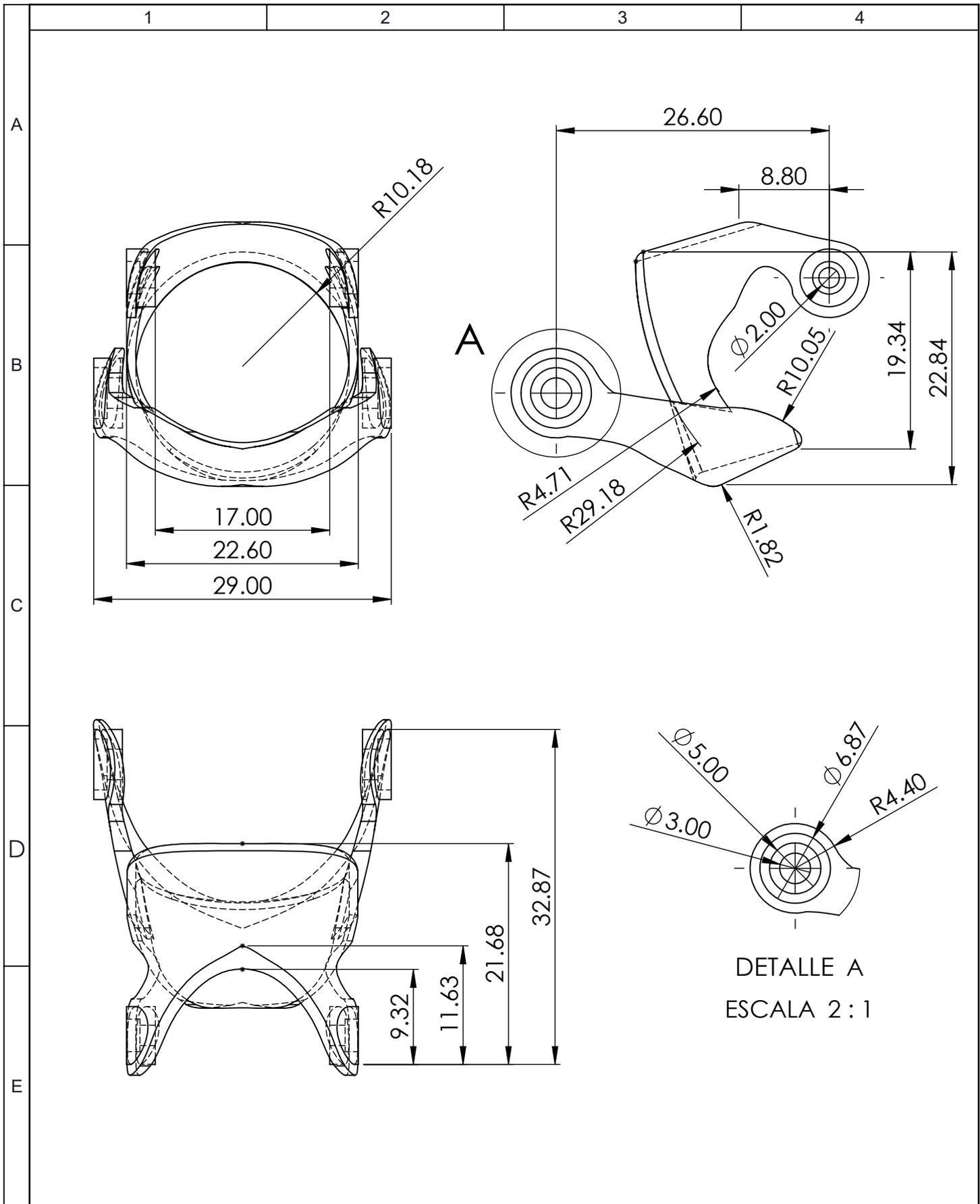
				Tolerancia	(Peso)	Materiales:	
				± 0.5	0.95 gr	PLA	
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
				Dibujó: 12/7/2022	Guevara C.		
				Revisó: 20/2/2023	Ing. Segundo Espin		
				Aprobó: 20/2/2023	Ing. Segundo Espin	Anillo	2:1
				U.T.A.			
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	INGENIERÍA MECÁNICA		(Sustitución)	



DETALLE A
ESCALA 4 : 1

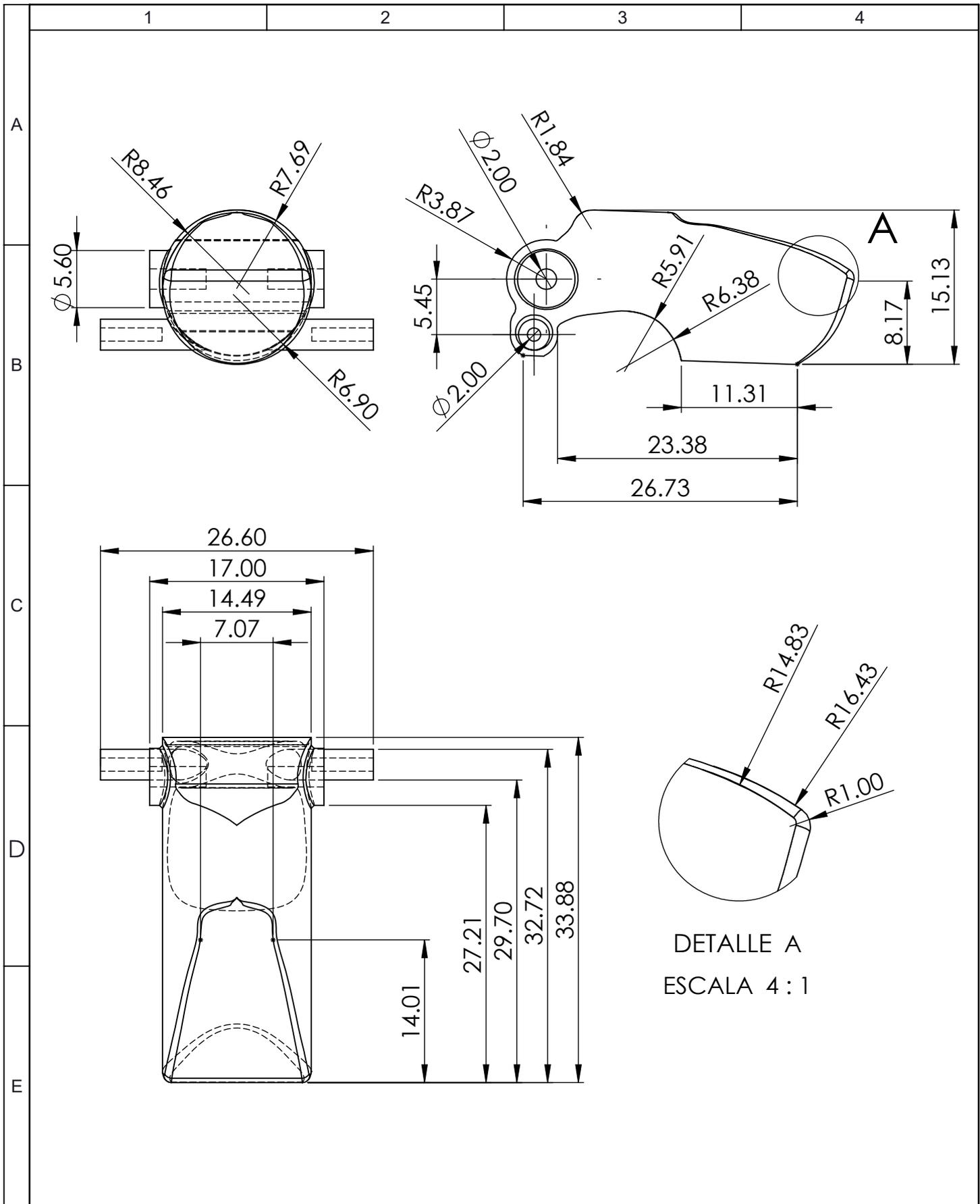
				Tolerancia	(Peso)	Materiales:	
				± 0.5	0.7 gr	PLA	
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
			Dibujó:	12/7/2022	Guevara C.		
			Revisó:	20/2/2023	Ing. Segundo Espin		
				Aprobó:	20/2/2023	Ing. Segundo Espin	2:1
				U.T.A.		Número del dibujo:	4 de 6
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	INGENIERÍA MECÁNICA		(Sustitución)	





DETALLE A
ESCALA 2 : 1

				Tolerancia	(Peso)	Materiales:			
				±0,5	1.14 gr	PLA			
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:		
			Dibujó:	12/7/2022	Guevara C.			Eslabón medial	2:1
			Revisó:	10/1/2023	Ing. Segundo Espin				
			Aprobó:	10/1/2023	Ing. Segundo Espin	Número del dibujo:	5 de 6		
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	U.T.A.		(Sustitución)			
				INGENIERÍA MECÁNICA					



DETALLE A
ESCALA 4 : 1

				Tolerancia	(Peso)	Materiales:	
				$\pm 0,5$	4.32 gr	PLA	
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
			Dibujó:	12/7/2022	Guevara C.		
			Revisó:	10/1/2023	Ing. Segundo Espin		
				Aprobó:	10/1/2023	Ing. Segundo Espin	2:1
				U.T.A.		Número del dibujo:	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	INGENIERÍA MECÁNICA		(Sustitución)	

