



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 DE UN MECANISMO PARA CONTROLAR EL
MOVIMIENTO DE FLEXIÓN - EXTENSIÓN CORTA PARA LOS
DEDOS DE UNA PROTESIS DE MANO”

AUTOR: Luis Alejandro Garcés Yancha.

TUTOR: Ing. Thalia San Antonio, PhD.

AMBATO – ECUADOR

2018

APROBACIÓN POR EL TUTOR

CERTIFICACIÓN

En mi calidad de Tutor del Trabajo de Investigación, Previo a la Obtención del Título de Ingeniero Mecánico, con el tema “DISEÑO DE UN MECANISMO PARA CONTROLAR EL MOVIMIENTO DE FLEXIÓN - EXTENSIÓN CORTA PARA LOS DEDOS DE UNA PROTESIS DE MANO”, elaborado por el Sr. Luis Alejandro Garcés Yancha, egresado de la Carrera de Ingeniería Civil y Mecánica de la Universidad Técnica de Ambato, CERTIFICO que el presente Trabajo de Investigación es original de su autor, la cual ha sido revisada en cada uno de sus capítulos y está concluida en forma total.

Ing. Thalia San Antonio, PhD

C.I. 1757223498

TUTOR DEL PROYECTO EXPERIMENTAL

AUTORÍA DEL PROYECTO TÉCNICO

El contenido del presente proyecto técnico bajo el tema: “DISEÑO DE UN MECANISMO PARA CONTROLAR EL MOVIMIENTO DE FLEXIÓN - EXTENSIÓN CORTA PARA LOS DEDOS DE UNA PROTESIS DE MANO”, sus ideas, así como los cálculos, resultados y análisis, son de autoría y responsabilidad exclusiva de su autor.

Ambato, Febrero del 2018

EL AUTOR

Luis Alejandro Garcés Yancha

C.I. 1803863180

DERECHOS DE AUTOR

Yo, Luis Alejandro Garcés Yancha, portador de la C.I. 1803863180, autorizo a la Universidad Técnica de Ambato, para que de este Proyecto Técnico o parte de él haga un documento disponible para su lectura, consulta y procesos de investigación, según las normas de la Institucionales, Cedo los derechos del Proyecto Técnico con fines de difusión pública, además apruebo la reproducción des mismo dentro de las regulaciones de la Universidad Técnica de Ambato, siempre que dicha reproducción no represente un aporte económico.

Ambato, Febrero del 2018

EL AUTOR

Luis Alejandro Garcés Yancha

C.I. 1803863180

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO

Los miembros del Tribunal de Grado aprueban el informe del proyecto experimental realizado por el señor Luis Alejandro Garcés Yancha de la carrera de Ingeniería Mecánica Bajo el tema: “DISEÑO DE UN MECANISMO PARA CONTROLAR EL MOVIMIENTO DE FLEXIÓN - EXTENSIÓN CORTA PARA LOS DEDOS DE UNA PROTESIS DE MANO”

Ambato, Abril del 2018

Para constancia firman:

Ing. Mg. Jorge Patricio Guamanquispe Toasa.

DOCENTE CALIFICADOR

Ing. Mg. Alex Mayorga

DOCENTE CALIFICADOR

DEDICATORIA

El presente trabajo está dedicado a mis padres José y Consuelo, por darme el apoyo en cada uno de mis proyectos para alcanzar mis metas y anhelos, por estar siempre a mi lado y darme las palabras de aliento cada vez que hay dificultades, por el amor que me han entregado a lo largo de mi existencia y ser mi ejemplo fundamental para cada día ser una mejor persona. A mis hermanos Samuel y Elizabeth a mi Sobrina Aylin y a sobretodo a Dios por haber procreado a las personas correctas en el transcurso de mi carrera.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios, ya que sin Él nada sería posible, me ha guiado por el buen camino, no me ha dejado rendir ante ningún obstáculo y me ha permitido alcanzar una meta más en mi vida. Doy gracias a mi familia que me ha apoyado en mi formación tanto personal como académica; y son mi pilar fundamental. A la Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica por acogerme como mi segunda casa a lo largo de estos años y a los docentes que me han impartido sus conocimientos para lograr formarme como profesional. A mi Tutora Ing. Thalía San Antonio, PhD por su apoyo a lo largo del desarrollo de este proyecto.

Índice

AUTORÍA DEL PROYECTO TÉCNICO	III
DERECHOS DE AUTOR	IV
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO	V
DEDICATORIA	VI
AGRADECIMIENTO	VII
Resumen ejecutivo	XIV
CAPÍTULO I.	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
CAPÍTULO II.	3
2.1. INVESTIGACIONES PREVIAS	3
2.1.1. TRABAJOS DE INVESTIGACIÓN DE PRÓTESIS MECÁNICAS.....	3
2.2. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA.....	6
2.2.1 Biomecánica de la mano	6
2.2.2 Anatomía de la Mano	7
2.2.3 Dedo Pulgar.....	7
2.2.4. Falanges	8
2.2.5. Medidas antropométricas	8
2.2.6. Percentiles	9
2.2.7. Funciones de la Mano	9
2.2.8. Grados de Libertas (GDL) de las articulaciones en los dedos	10
2.2.9. Mecanismos para mover los dedos	11
2.2.10. Diseño Mecánico.....	13
2.2.11. Mecanismos	15
2.2.12. Componentes de Transmisión.....	16
CAPÍTULO III.	18
3.1. ESPECIFICACIONES DE DISEÑO.....	18
3.1.1. Funcionamiento.....	18
3.1.2. Mantenimiento	20
3.2. CÁLCULO DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE LA MANO	20

3.2.1 Muestra para tomar las medidas antropométricas.....	20
3.2.2. Cálculo del rango, marca de clase y factor de intervalo	21
3.2.3. Cálculo del percentil	22
3.3. SELECCIÓN DEL MECANISMO.....	25
3.3.1 Síntesis del Mecanismo.....	25
3.4 ESFUERZOS TRANFERIDOS AL SISTEMA DE TRANSMISIÓN.....	27
3.4.1. Calculo de fuerzas para cada falange del dedo índice.....	28
3.4 CÁLCULO DE LA DINÁMICA DEL MECANISMO	33
3.4.1. Cálculo de los Grados de Libertad.....	33
3.3.2. Cálculo de la velocidad angular y lineal	34
3.3.3 Cálculo de velocidades y aceleraciones por notación compleja.	35
3.3.4 Cálculo de fuerzas.....	44
3.3.5. Cálculo de fuerzas en el tren de engrandes rectos	45
3.3.6. Diseño del tornillo de potencia	48
3.3.7. Cálculo de Fuerzas que actúan en los componentes de las falanges.....	50
3.3.8. Selección de material para la fabricación del prototipo.....	53
3.3.9. Análisis de los componentes por el método de los Elementos finitos (ME).....	56
3.3.10. Pruebas de funcionamiento	65
3.3.11. Factibilidad Económica.....	66
CAPÍTULO IV.....	70
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	70
CONCLUSIONES:	70
RECOMENDACIONES:.....	71
Bibliografía	72
ANEXOS.....	77

Índice De Figuras

Figura 1. Mano artificial con accionamiento a base de cables y resortes.	4
Figura 2. Brazo artificial accionado por eslabones metálicos [6].	4
Figura 3. Mecanismo de eslabones metálicos de la Mano artificial [6].	4
Figura 4. Mano artificial de tres dedos con movimiento independiente del dedo pulgar mediante un mecanismo de tornillo sin fin independiente. [7].	5
Figura 5. Prótesis de mano con accionamiento por un conjunto de engrandes [8]. ..	6
Figura 6. Ángulo de flexión respecto al eje neutro de la mano humana [9].	7
Figura 7. Plano yz rotación del dedo pulgar de 50° a 70° respecto al eje neutro. [10].	7
Figura 8. Plano xz traslado de 40° a 50° del dedo pulgar respecto al eje neutro [10].	8
Figura 9. Arquitectura básica de la mano [11].	8
Figura 10. Modos básicos de presión para el agarre de objetos [13].	10
Figura 11. Articulaciones silla de montar con 2GDL metacarpo-falange proximal [15].	11
Figura 12. Articulaciones de acoplamiento por cables para los cables [16].	12
Figura 13. Esquema de la Rueda de Génova en el accionar del dedo pulgar [18].	12
Figura 14. Figura 15. Esquema de la Rueda de otro mecanismo para mover el dedo pulgar [19].	13
Figura 15. Conjunto de engrandes para mover el movimiento de flexión y extensión para las falanges [23].	14
Figura 16. Engranajes compuestos que mueve las falanges mediante la conexión de tornillos sin fin [25].	15
Figura 17. Representación de los eslabones del mecanismo de barras cruzadas para las falanges.	16
Figura 18. Diagrama cinemático para activar el movimiento de traslación de la falange	17
Figura 19. Diagrama del sistema de transmisión de la prótesis para generar el movimiento a las falanges.	19
Figura 20. Diagrama del sistema de transmisión de la prótesis para generar el movimiento a las falanges.	19
Figura 21. Medidas Antropométricas de México ciudad de Guadalajara [31].	24

Figura 22. Medidas antropométricas de la mano derecha población de México vs Ecuador.	25
Figura 23. Mecanismo de 4 barras para ejecutar el movimiento de la falange.....	26
Figura 24. Mecanismo de 4 barras con medidas antropométricas para las falanges.	27
Figura 25. Contacto del elemento con los falanges de la prótesis.	27
Figura 26. Ángulos de posición de las falanges para calcular las fuerzas.	28
Figura 27. Diagrama de cuerpo libre para la falange distal.	28
Figura 28. Diagrama de cuerpo libre para la falange medial.	29
Figura 29. Diagrama de cuerpo libre para la falange proximal.	30
Figura 30. Diagrama de cuerpo libre, para calcular la fuerza en el punto C.....	31
Figura 31. Valor de la fuerza que actúa para cada falange.	31
Figura 32. Descripción de las características del micromotor.	32
Figura 33. Descripción de las características del micromotor que se utilizó.	33
Figura 34. Mecanismo de 4 barras para las falanges de la prótesis de mano.....	33
Figura 35. Tren de engrandes simples responsables de mover los eslabones del mecanismo.....	34
Figura 36. Eslabón acoplador para transmitir el movimiento y fuerza.	35
Figura 37. Indica el polígono cerrado con sus respectivos ángulos.....	38
Figura 38. Hoja de cálculo, para comprobar los resultados.	39
Figura 39. Valores de restricciones para aplicar al motor de la simulación del software Solidworks.....	41
Figura 40. Velocidad para el punto A.	41
Figura 41. Aceleración para el punto A	41
Figura 42 Velocidad angular en el punto B	42
Figura 43. Aceleración para el punto B.	42
Figura 44 Velocidad angular en el punto D.	43
Figura 45 Aceleración para el punto D	43
Figura 46. Diagrama de la prótesis mecánica completa, y lección del área de donde está ubicado los mecanismos.	45
Figura 47. Características del micromotor de corriente continua.	45
Figura 48. Diagrama de cuerpo libre del mecanismo de transmisión.....	45

Figura 49. Indica la pérdida de potencia en los engrande, pero la ganancia en la velocidad angula.....	47
Figura 50. Diagrama de cuerpo libre para el diseño del tornillo.	48
Figura 51. Diagrama de cuerpo libre de la falange.....	50
Figura 52. Representaciones de las fuerzas en el diagrama de cuerpo libre para la barra Q_1a F.....	51
Figura 53. Representaciones de las fuerzas en el diagrama de cuerpo libre para la barra Q_2a F.....	52
Figura 54. Representaciones de las fuerzas equivalentes en el diagrama de cuerpo libre para la barra O a E.	53
Figura 55. Representaciones de las fuerzas en el diagrama de cuerpo libre para la barra Q_2 a H.	54
Figura 56. Restricción de aplicación como empotramiento para el elemento 6. ...	57
Figura 57. Fuerzas que actúan para el elemento 6.	57
Figura 58. Mallado del elemento 6.	58
Figura 59. Curva de convergencia de mallado para el elemento 6.	58
Figura 60. Concentración de esfuerzos y von Mises para el elemento 6.	58
Figura 61. Interpretación de esfuerzos para el elemento 6.	59
Figura 62. Restricción de aplicación como empotramiento para el elemento 5. ...	60
Figura 63. Fuerzas que actúan en el elemento 5.	60
Figura 64. Fuerzas que actúan en el elemento 5.	61
Figura 65. Convergencia de análisis en el elemento 5.	61
Figura 66. Interpretación de esfuerzos para el elemento 5.	61
Figura 67. Relación de esfuerzos y von Mises para el elemento 5.	62
Figura 68. Restricción de apoyo para el elemento 3.....	63
Figura 69. Fuerzas que actúan en el elemento 3.	63
Figura 70. Fuerzas que actúan en el elemento 3.	64
Figura 71. Convergencia de análisis en el elemento 3.....	64
Figura 72. Interpretación de esfuerzos para el elemento 5.	64
Figura 73. Relación de esfuerzos y von Mises para el elemento 3	65
Figura 74. Trayectoria de la mano humano vs mano prótesis.....	66

Figura 75. Relación de precio del prototipo frente a proveedores de prótesis mecánicas.....69

Índice Tablas

Tabla 1. Medidas Antropométricas de la mano humana [12].	9
Tabla 2. Clasificación de las articulaciones en su función de la cantidad de ejes..	11
Tabla 3 .Datos recopilados de las medias antropométricas de la mano derecha humana.	21
Tabla 4. Valores calculados de la marca de clase y factor de intervalo en (mm). .	22
Tabla 5. Resultados de las dimensiones de la mano para los percentil 95 y 5	23
Tabla 6. Resultados de las dimensiones de los falanges para el percentil 95 y 5...	23
Tabla 7. Resultados de las velocidades y aceleraciones entre los dos micromotore	40
Tabla 8. Propiedades mecánicas del material. Fuente [33] - [35].	54
Tabla 9. Propiedades mecánicas del material a utilizar para la prótesis mecánica.	56
Tabla 10. Costo de la prótesis.....	67
Tabla 11. Proveedores de prótesis mecánicas	69

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

TEMA:

“DISEÑO DE UN MECANISMO PARA CONTROLAR LOS MOVIMIENTOS DE EXTENSIÓN – FLEXIÓN CORTA DE LOS DEDOS PARA UNA PROTESIS DE MANO”

AUTOR: Luis Alejandro Garcés Yancha.

TUTOR: Ing. Thalia San Antonio, PhD.

Resumen ejecutivo

Se trabajó dentro de este proyecto técnico el diseño de un mecanismo para mover las falanges de una prótesis de mano, los mismos que simulan el movimiento de agarre de presión y de pinzas, con la finalidad de ayudar a las personas que sufren un tipo de discapacidad de amputación de mano, y a su vez que sea de interés para los fabricantes nacionales de prótesis mecánicas que actualmente trabajan de forma empírica

Para el desarrollo, se utilizó varias alternativas de análisis que parten desde el estudio ergonómico de la mano derecha humana, llegando a varias identidades del sector metalmecánico para la toma de medidas antropométricas con el objetivo de estilizar el diseño de la prótesis. Además se consideró la alternativa de analizar el mecanismo de cuatro barras cruzadas mediante un software para interpretar su trayectoria, velocidad y aceleración es importante estos temas porque una prótesis debe ser delicada y sensible para el paciente como se interpreta en la norma ISO 13405-3.

La activación del mecanismo se logró por un micromotor de corriente continua, que se conecta de forma directa a una transmisión y esta pasa al mecanismo. La fabricación del prototipo se realizó mediante la tecnología de impresión 3D, con materiales de distribución local.

Palabras claves: prótesis mecánicas, mecanismo, medidas antropométricas, agarre de pinzas, agarre de presión, impresión 3D.

TECHNICAL UNIVERSITY OF AMBATO
FACULTY OF CIVIL ENGINEERING AND MECHANICS
MECHANICAL ENGINEERING CAREERS

TITLE:

“DESIGN OF A MECHANISM TO CONTROL THE MOVEMENTS OF SHORT EXTENSION-FLEXION OF THE FINGERS FOR A HAND PROSTHESIS.”

AUTHOR: Luis Alejandro Garcés Yancha

TUTOR: Ing. Thalia San Antonio, PhD.

Abstract (Summaty)

The main objective of this technical project was the designing of a mechanism to move the phalanges of a hand prosthesis, the same ones that simulate the grasping and forceps pressure movement to help people that suffer a type of hand amputation disability, at the same time to be of interest to local manufacturers of mechanic prosthesis that currently work empirically.

For the development, several analyses were used starting from the ergonomic study of the human right hand, reaching several entities from metal mechanic sector for taking the anthropometric measures with the objective of stylize the design of the prosthesis.

In addition, it was considered the alternative of analyzing the four crossed bars mechanism by using software to interpret their trajectory, speed and acceleration; these issues are important ought to the prosthesis must be sensitive and refined for the patient as interpreted by the standard ISO 13405-3.

The activation of the mechanism was achieved by a direct current micromotor, directly connected to a transmission and the mechanism. The prototype was manufactured by using 3D printing technology with local distribution material.

Keywords: mechanical prosthesis, mechanism, anthropometric measurements, grip of grippers, pressure grip, printer 3D

CAPÍTULO I

ANTECEDENTES

1.1 TEMA DE INVESTIGACIÓN

DISEÑO DE UN MECANISMO PARA CONTROLAR EL MOVIMIENTO DE FLEXIÓN - EXTENSIÓN CORTA PARA LOS DEDOS DE UNA PRÓTESIS DE MANO.

1.2 JUSTIFICACIÓN

El presente proyecto técnico tiene como finalidad buscar una alternativa mecánica para generar, por medio de un mecanismo, los movimientos básicos de trabajo de los dedos de la mano humana. Con la idea de ayudar a personas que tienen una discapacidad física de amputación transversal de mano que son aproximadamente 2.55% de la población ecuatoriana que tipo estadística es imprecisa, acorde a los datos estadísticos del CONADIS [1].

Estas personas son en su mayoría obreros que tiene como ingreso económico el sueldo básico unificado en el Ecuador, por lo cual no pueden acceder a las prótesis de mano funcionales que se comercializan en el país ya que sus precios parten desde 4 remuneraciones básicas unificadas [2].

Este proyecto se espera sea de interés para fabricantes nacionales de prótesis que actualmente trabajan de forma empírica, y se busca lograr una reducción de costos que permita al usuario su adquisición. Se plantea que la persona que adquiera la prótesis de mano pueda tener el control del mecanismo para el movimiento de flexión - extensión corta de los dedos. El estudio abarca ergonomía, antropometría y síntesis del mecanismo [3].

Lo novedoso de este proyecto es aportar con conocimientos técnicos al desarrollo de prótesis mecánicas, que se puedan fabricar y comercializar dentro del país con materiales de fácil adquisición local, con el propósito de mejorar la calidad de vida de las personas que sufren de amputación de mano, puesto que, mediante el modelo de cambio de la matriz productiva, se quiere evitar las importaciones y así fomentar la producción nacional en este caso de prótesis mecánicas de mano [4].

La importancia del proyecto es poder sugerir la aplicación de conocimientos, donde todos los componentes mecánicos a utilizar dentro diseño, son parte de un análisis y conceptos de la ingeniería mecánica, y así tener la posibilidad de ingresar al ámbito industrial de prótesis mecánicas de mano ya que en el Ecuador dicho sector no muy explotado.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1. Objetivo General

Diseñar un mecanismo para controlar el movimiento de flexión - extensión corta de los dedos de una prótesis de mano.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Estudiar el tipo de movimiento que tiene la mano para definir la trayectoria de flexión – extensión corta de los dedos para la sujeción de objetos.
- Diseñar una prótesis incluyendo la selección de materiales favoreciendo los de comercialización local.
- Construir un prototipo y realizar pruebas de funcionamiento.
- Realizar un estudio de factibilidad económica.

CAPÍTULO II

ANTECEDENTES

2.1. INVESTIGACIONES PREVIAS

Una prótesis de mano es un equipo artificial que suplanta la parte faltante con alternativas de prótesis pasivas o activas, la primera también se denomina como cosméticas, éstas no tienen movimiento y su función es ser estéticamente similares a una mano biológica, mientras que las activas si tienen movimiento y se clasifican, en cuatro categorías: mecánicas, eléctricas, neumáticas y mioeléctricas.

Se propone estudiar las prótesis mecánicas y eléctricas, mismas que iniciaron su desarrollo a mediados del siglo XIX con mecanismos innovadores para generar el movimiento de extensión – flexión de dedos. A continuación se mencionarán algunas investigaciones previas.

2.1.1. TRABAJOS DE INVESTIGACIÓN DE PRÓTESIS MECÁNICAS

La investigación de Pringle [5], trató sobre la implementación de dedos que se pueden flexionar mediante un cordón, esto ayudaba a tomar objetos con superficies irregulares ya que no cuentan con ninguna conexión de eslabones como se muestra en la Figura 1, el único dispositivo mecánico que permite la acción de extensión, es por medio de un resorte (A) que reemplaza a las falanges, se accionaba desde el brazo de manera que la mano está adaptada para abrirse y cerrarse con el fin de sujetar y sostener.

Lo más significativo de este trabajo, es sobre el accionamiento mecánico de dedos, está conectado, en su primer extremo, a una base o soporte (B), y a su vez a un muelle de conexión, donde comunica un movimiento axial desde el brazo hacia los dedos articulados. La desventaja de este diseño es la durabilidad de los componentes mecánicos, sobre todo reemplazar con frecuencia el resorte porque perdía sus propiedades mecánicas.

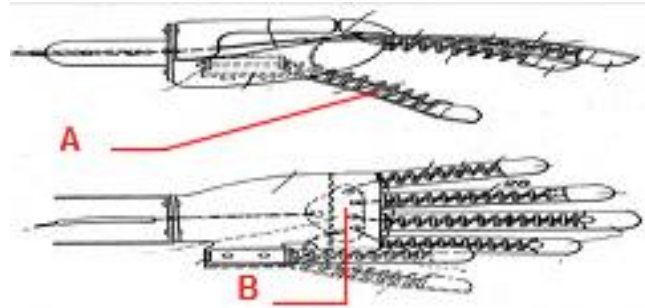


Figura 1. Mano artificial con accionamiento a base de cables y resortes.

El diseño propuesto por Spellerberg [6] tiene de novedad, es el método de accionar las falanges como se puede ver en la Figura 2, ya que se enfoca al diseño ergonómico para el trabajo de flexión – extensión de los dedos, lo habitual es, que el movimiento de apertura de la mano se logre, estirando el brazo del cuerpo y el hombro debe ejercer una fuerza hacia adelante siendo una posición incómoda y poco natural (A). Sin embargo, con esta propuesta, la apertura de la mano se deriva de la fuerza del ante- brazo contra el lado del pecho, mientras que la liberación de esta fuerza cierra la mano.

Otra característica importante consiste en el empleo de un dispositivo de desviación en la articulación del codo para transmitir los movimientos a la mano, cabe recalcar que se trasmite el movimiento a través de eslabones rígidos (B) interconectados.

La desventaja de la prótesis es su peso, ya que la mayoría de sus partes eran construidas en acero véase en la Figura 3.

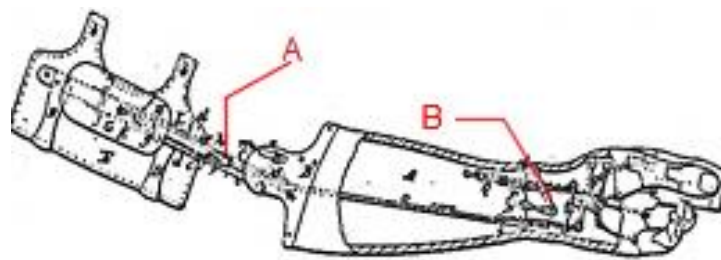


Figura 2. Brazo artificial accionado por eslabones metálicos [6].

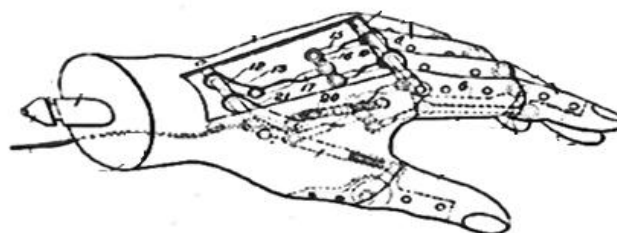


Figura 3. Mecanismo de eslabones metálicos de la Mano artificial [6].

El diseño de Gregor Puchhammer [7], propone un mecanismo independiente para generar el movimiento de traslación y rotación del pulgar, como muestra Figura 4. Dicho dispositivo comprende dos fases la primera, un tornillo sin fin conectado con un engranaje (A) la segunda fase, parte desde una base a la que está sujeta el dedo índice y contiene al menos un eje giratorio.

El accionamiento del dedo pulgar y los otros dedos se debe a la comunicación indirecta entre un eje, muelle y eslabones que conectan a un disco giratorio (B). El disco recibe la potencia del motor eléctrico. La prótesis elimina las correas incómodas de accionamiento y coloca un sistema de control básico para la apertura y cierre de la mano.

La desventaja más relevante del diseño es la limitación del mecanismo para transmitir el movimiento a todas las falanges, lo usual en este tipo de prótesis es solo utilizar tres dedos, dando un resultado poco estético para el usuario.

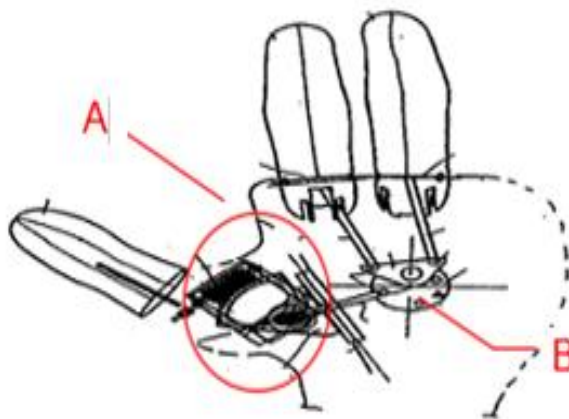


Figura 4. Mano artificial de tres dedos con movimiento independiente del dedo pulgar mediante un mecanismo de tornillo sin fin independiente. [7]

Otro diseño es el de M, Controzzi [8], que presenta una prótesis mecánica que tiene como objetivo ser idéntica a la mano humana, respecto a sus movimientos y dimensionamientos; para alcanzar lo propuesto se indica que la fabricación de todos los componentes mecánicos a utilizarse deben integrarse dentro del área de la palma, y también reducir el número de componentes, para otorgar al usuario una prótesis liviana que se mueva de forma natural como se muestra la Figura. 5.

Además el mecanismo abarca un movimiento independiente al dedo pulgar, que se controla a través de un conjunto de engranes, el diseño elimina todas las conexiones por eslabones, puesto que, la transmisión por engranajes tiende a mejorar la

cinemática de los falanges y cuenta con un enclavamiento mecánico para la sujeción de los objetos (A).

El accionamiento parte de un motor eléctrico que mueve el tornillo sin fin que integra a los otros componentes del mecanismo ya descritos, existe un control básico a la extensión y flexión de dedos sin tener que realizar ningún esfuerzo físico. La desventaja del diseño es su alto costo para la producción y comercialización a personas de bajos recursos económicos, además la prótesis necesita una fuente eléctrica que debe llevar el paciente para el funcionamiento por lo cual la aplicación de este prótesis es en el campo de la robótica.

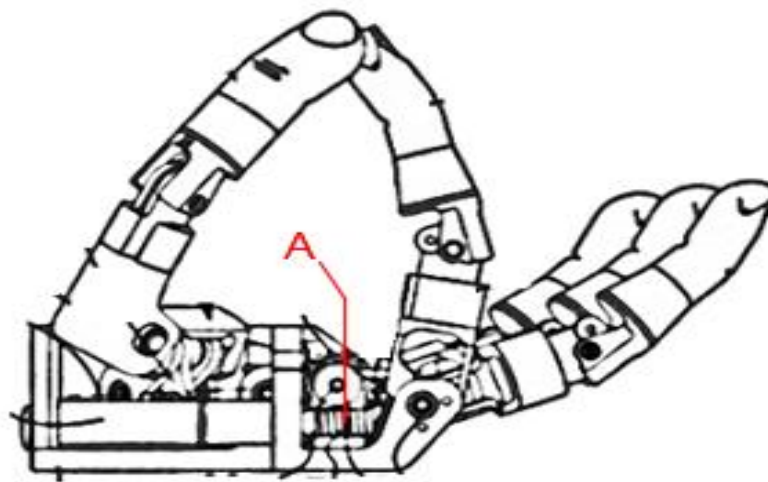


Figura 5. Prótesis de mano con accionamiento por un conjunto de engrandes [8].

2.2. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

2.2.1 Biomecánica de la mano

La mano humana se reconoce como un órgano sensorial y motor necesario para el trabajo, en la manipulación de objetos volumétricos, controlado desde la corteza cerebral.

- **Eje de los dedos**

Los componentes necesarios para la flexión – extensión, son las falanges que cuentan con una distancia de separación entre sí y su eje neutro como referencia que atraviesa por el dedo medio. Con esta teoría sobre el eje, se pueden interpretar los ángulos de flexión entre los 30 a 40 grados, esto depende de las variaciones individuales fisiológicas véase en la Figura 6. [9].

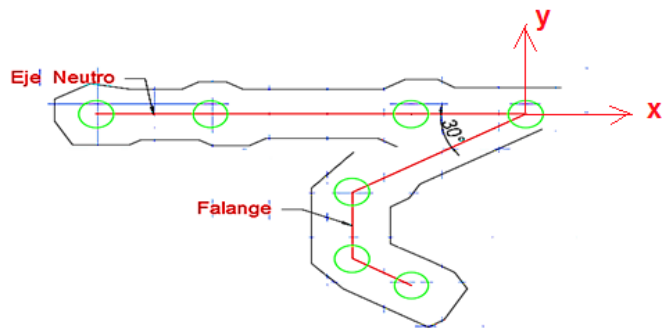


Figura 6. Ángulo de flexión respecto al eje neutro de la mano humana [9].

2.2.2 Anatomía de la Mano

Para la ejecución del proyecto es indispensable estudiar las partes básicas de la mano, que posee 27 huesos, que se clasifican en cuatro unidades, estas son:

- Catorce falanges.
- Ocho huesos del carpo.
- Cinco Metacarpianos.
- Antebrazo, cúbito y radia.

2.2.3 Dedo Pulgar

El pulgar tiene como función generar diferentes tipos de movimientos para flexión llegando a ser el más útil para, el movimiento de pinzas, debido a la localización estratégica que ocupa dentro de la mano humana, se mueve de forma independiente alcanzado ángulos de 50 a 90 grados en el plano YZ como muestra la Figura 7, y de 40 a 50 grados al plano XZ como se puede observar en la Figura 8, respecto al eje neutro, además la rotación en su propio eje. [10].

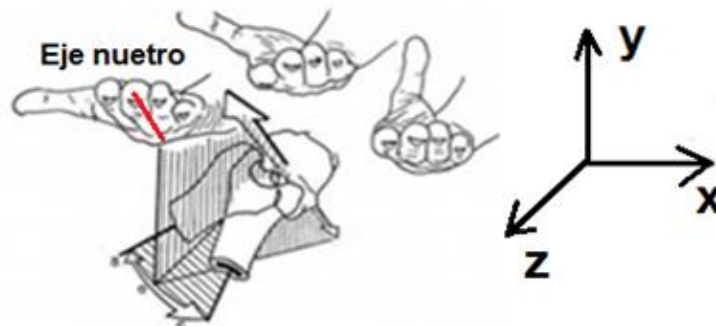


Figura 7. Plano yz rotación del dedo pulgar de 50° a 70° respecto al eje neutro. [10].

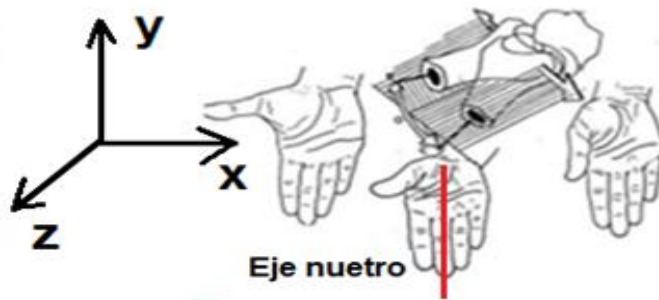


Figura 8. Plano xz trasladado de 40° a 50° del dedo pulgar respecto al eje neutro [10].

2.2.4. Falanges

Las falanges son fundamentales para el diseño del mecanismo de la prótesis, puesto que se utilizará como puntos de referencia para el estudio de fuerzas de flexión – extensión, dinámica y cinemática. La mano humana cuenta con tres tipos de falanges estas son distal, medial, proximal como se aprecia en la figura 9 [11].

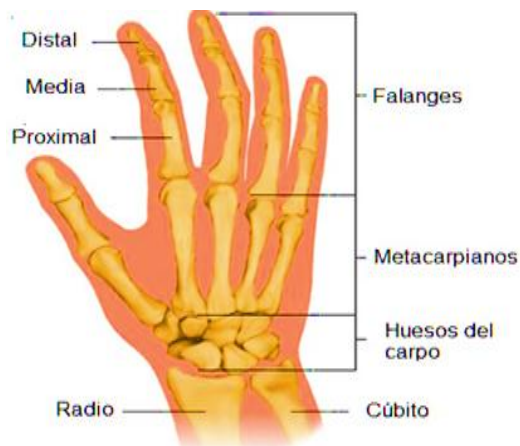
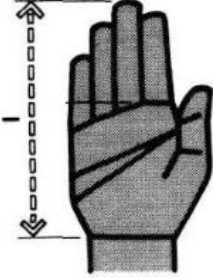
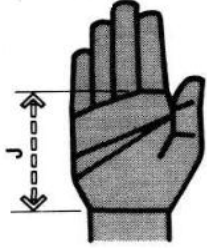



Figura 9. Arquitectura básica de la mano [11].

2.2.5. Medidas antropométricas

El estudio de las medidas antropométricas del cuerpo inicia desde el año de 1870, pero hubo que esperar hasta el año de 1940 para que tenga espacio en el ámbito industrial sobretodo en la aeronáutica. A medida que pasó el tiempo dichas medidas fueron necesarias para diseñar todo tipo de dispositivo que tiene contacto con el cuerpo. De esta forma se presenta en la Tabla 1 donde se indican como se debe tomar las medidas antropométricas de la mano, que es esencial para el proyecto de estudio.

Tabla 1. Medidas Antropométricas de la mano humana [12].

Nombre	Definición	Diagrama
Longitud de mano (I)	Distancia vertical desde la base de la mano, hasta la punta del tercer dedo.	
Longitud de la palma de mano. (J)	Distancia vertical desde la base de la mano, hasta la base del tercer dedo.	
Ancho de palma de mano (K)	Distancia horizontal desde borde externo lateral, sobre el quinto dedo, hasta el borde lateral del segundo dedo a nivel del nudillo.	

2.2.6. Percentiles

El percentil se conoce como un orden estadístico, para medir la dispersión de un conjunto de datos, respecto al total de una muestra, es decir de datos ordenados de menor a mayor. Su nomenclatura es la letra P_i , donde i toma valores de 1 a 99.

La aplicación de los percentiles para este proyecto es identificar una base estadística de la medida de la mano. Con el fin de lograr dimensionar el mecanismo que va ocupar el espacio dentro de la prótesis.

2.2.7. Funciones de la Mano

Un gran número de músculos y articulaciones se mueven cuando se toman artículos con las manos, la cual debe amoldarse a la forma del objeto. De ahí nacieron varias

investigaciones donde se estudia los modos básicos de presión y agarre. Schelesinger, [13], clasificó los tipos de agarres en, agarre cilíndrico, de precisión, de gancho, con las yemas, esféricos y laterales véase en la Figura 10.

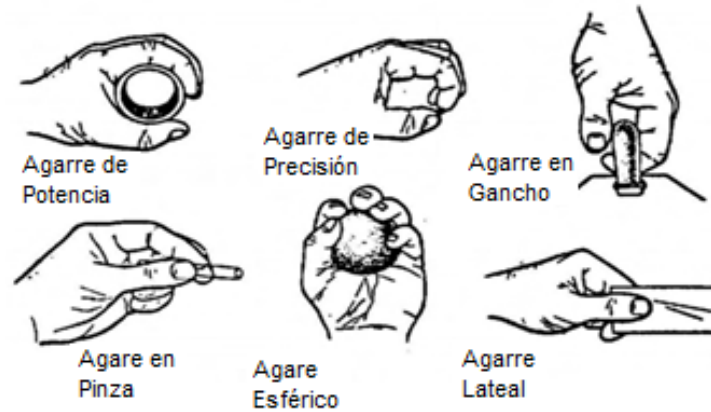


Figura 10. Modos básicos de presión para el agarre de objetos [13].

2.2.8. Grados de Libertas (GDL) de las articulaciones en los dedos

La mecánica ósea para el control de flexión - extensión corta de dedos crea un mecanismo de bisagra en cada articulación y dentro de la falange un eslabón rígido, siendo de interés la aplicación de GDL que nos permitirá comprender su funcionamiento.

Los GDL de las articulaciones tanto de los dedos o a cada articulación del cuerpo humano son definidos por Zatsiorsky [14], como las coordenadas independientes requeridas para un movimiento de traslación o rotación.

Zatsiorsky utiliza una ecuación modificada de Gruebler, para determinar los grados de libertad en las articulaciones. Véase en la tabla 2.

$$MCT = 6N - \sum_{i=3}^5 i * A_i \quad (1)$$

Dónde:

MCT= Movilidad total corporal; N= El número total de huesos móviles; i= es la clase de articulación (i=6-f, donde f es el número de GDL reales de la articulación); A_i = número de articulaciones de clase i.

Tabla 2. Clasificación de las articulaciones en su función de la cantidad de ejes.

Nombre	Grados de Libertad	Ejemplo
Uni-Axiales	1GDL	Articulaciones de Codo (Humero-ulnar)
Bi-axiales	2GDL	Articulaciones de la Muñeca
Tria Axiales	3GDL	Articulaciones Hombro, Cadera
No-axial	1GDL	Articulaciones de Tobillo, falanges distal

Es decir bajo este criterio cada uno de los dedos cuenta con 4 grados de libertad, 2 articulaciones entre falanges como se puede ver en la figura 11, cada uno tiene un grado de libertad y una articulación metacarpo con falange proximal con 2 Grados de libertad [15].

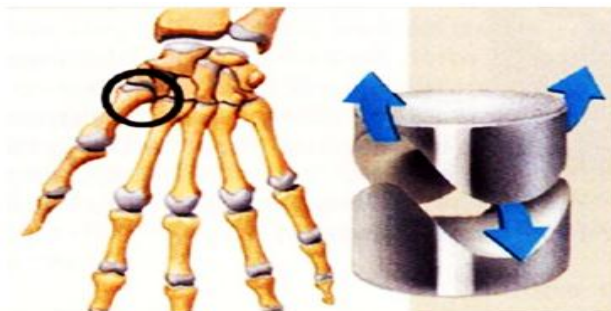


Figura 11. Articulaciones silla de montar con 2GDL metacarpo-falange proximal [15].

2.2.9. Mecanismos para mover los dedos

a) Moviente para la extensión y flexión corta de los falanges

Las prótesis mecánicas utilizan el mecanismo de poleas como se puede ver en la Figura 11, ya que el movimiento de extensión y flexión en los dedos actúan entre las poleas (A) y los cables que tensan (B). Es adecuado colocar las poleas en la posición de las articulaciones, sobre ellas atraviesa el cable, que en uno de sus extremos está fijo al falange, el otro extremo está conecta a la salida del sistema. Algunos diseños de prótesis optan por utilizar un solo cable en cada dedo con el objetivo de disminuir los componentes y que sean más ligeras para el usuario. Se

puede reemplazar dicho mecanismo de poleas con el uso de resortes para extensión del dedo solo trasmite cargas relativamente pequeñas además se debe revisar continuamente la tensión del cable ya que con el constante uso pierde las propiedades del material [16].

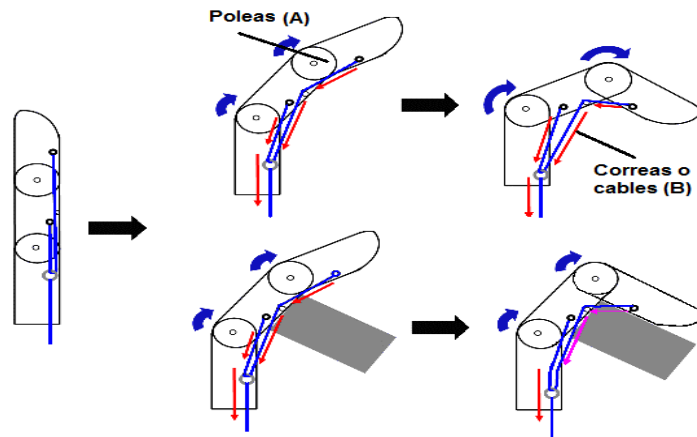


Figura 12. Articulaciones de acoplamiento por cables para los cables [16].

El mecanismo compuesto por barras también se puede utilizar para mover los dedos de hecho se usaron en varios proyectos de prótesis, este tipo es más sencillo en el análisis puesto que se toma como un mecanismo de 4 barras, los beneficios son la generación de una trayectoria específica en cada punto de las falanges, que aprovecha este mecanismo en la prótesis de “Goldfinger” [17].

b) Mecanismo para mover el dedo pulgar

Un actuador, que puede ser un motor eléctrico, acciona tres articulaciones y sus movimientos entre conectada por un mecanismo de Rueda de Génova o también se le conoce como la Cruz de Malta, la misma que hace que el pulgar se flexione y por el otro lado, se ponga en posición opuesta a los dedos véase en la Figura 13 [18].

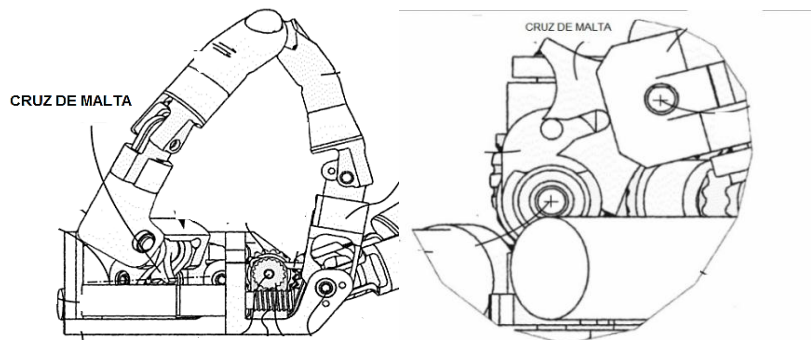


Figura 13. Esquema de la Rueda de Génova en el accionar del dedo pulgar [18].

Por la complejidad para generar el movimiento de rotación y traslación del dedo pulgar se opta por acudir a varios diseños de mecanismos que se encuentran presentes dentro de las prótesis mecánicas, esta acción puede simular llegando un conjunto de componentes que involucra engranes, poleas y una guía para ejecutar un movimiento similar como se puede ver en la Figura 14.

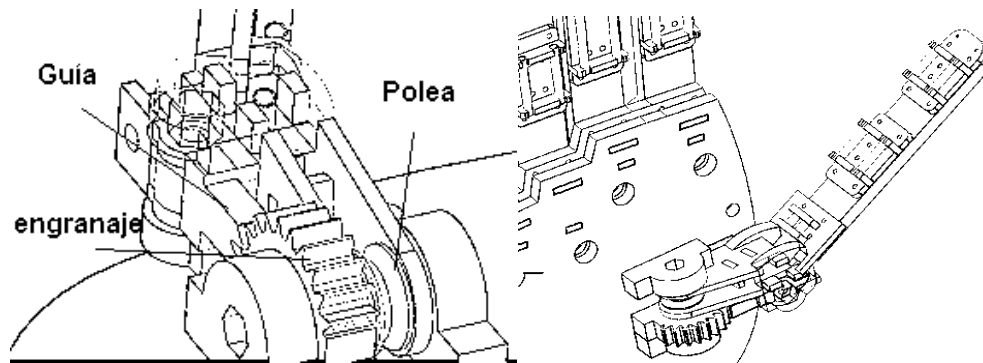


Figura 14. Esquema de la Rueda de otro mecanismo para mover el dedo pulgar [19].

2.2.10. Diseño Mecánico

La mayoría de componentes utilizados en el dispositivo de las prótesis mecánicas de mano, surgen de los principios técnicos de ingeniería, con el propósito de crear la funcionalidad, movilidad y fiabilidad, bajo este contexto se presentan los elementos mecánicos que se va a utilizar para el diseño.

a) Resortes

Dichos dispositivos mecánicos dentro de las prótesis mecánicas son parte de las falanges para actuar en la extensión de dichos, además permiten la aplicación de una fuerza capaz de almacenar y desprender la energía sin verse afectado en su geometría de forma permanente, los materiales de fabricación de estos dispositivos son de acero al carbono, acero inoxidable, acero al cromo-silicio, cromo-vanadio, bronce, plástico, entre otros.

La fuerza del resorte se calcula con la ley de Hooke, que manifiesta que es directamente proporcional a la extensión del resorte.

$$F = -k * x \quad (2)$$

Donde:

K, es la constante del resorte

X, es la diferencia del desplazamiento entre la posición de reposo respecto al que está actuando.

b) Engranés

Hay algunas normas o métodos, que se aplican a nivel mundial para el cálculo de engranes, las más habituales son: Norma AGMA 2001-B88 [22], Norma ISO 6336 [21].

Los trenes de engranes que son más comunes para el mecanismo de las prótesis mecánicas son los compuestos y simples a la activación de las falanges, mientras que los trenes planetarios se colocan para reemplazar la parte del muñón.

c) Trenes ordinarios simples

Se denomina a este tipo de trenes como aquéllos en los que los ejes de los engranajes están fijos a la bancada, además solo existe un eje que comunica a cada uno de los engranes montados sobre él. Los engranajes ubicados en el exterior, invierten el sentido de rotación. Si colocamos en el interior se mantiene el sentido Figura 15.

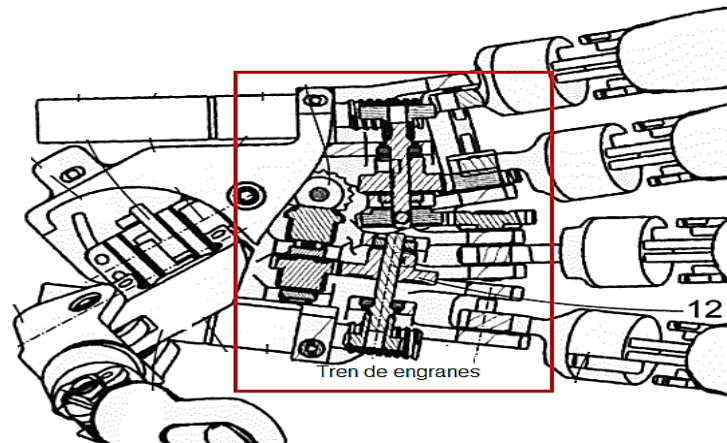


Figura 15. Conjunto de engranes para mover el movimiento de flexión y extensión para las falanges [23].

El cálculo de las relaciones de velocidades para los trenes simples depende solo del número de dientes de los engranes de entrada y de salida [24].

$$\frac{\omega_{salida}}{\omega_{entrada}} = \frac{\omega_s}{\omega_1} \frac{\omega_1}{\omega_e} = \left(-\frac{N_1}{N_s}\right) \left(-\frac{N_e}{N_1}\right) = -\frac{z_e}{z_s} \quad (3)$$

Donde:

ω_s = Velocidad angular de salida; ω_e = Velocidad angular de entrada; N_s = Número de dientes del engrande conducido; N_e = Número de dientes del engrande conductor.

d) Trenes Ordinarios Compuestos

Este tipo de trenes indica que existe dos engranes por eje fijo a la bancada, en el cálculo solo es necesario tener la velocidad angular del engrane adyacente para decir que el otro tienen el mismo valor numérico de velocidad porque tienen un eje en común [25].

Lo que cambia es la potencia que tramite dicho engranes con la velocidad angular del eje, por lo general se utiliza este tipo de trenes con el fin de reducir la velocidad y aumentar la potencia en cajas reductoras se ilustra en la Figura 16.

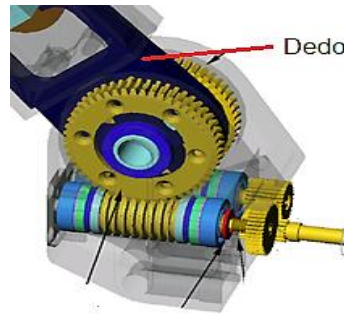


Figura 16. Engranes compuestos que mueve las falanges mediante la conexión de tornillos sin fin [25].

Para la calcular la relación de velocidad se emplea una ecuación similar a la de los trenes simples. De forma general, la formula se describe de la siguiente manera.

$$\frac{\omega_{salida}}{\omega_{entrada}} = \frac{\omega_s}{\omega_4} \frac{\omega_3}{\omega_2} \frac{\omega_1}{\omega_e} = \left(-\frac{N_4}{N_s}\right) \left(-\frac{N_2}{N_3}\right) \left(-\frac{N_e}{N_1}\right) = -\frac{N_e N_2 N_4}{N_1 N_3 N_s} = \pm \frac{\Pi N_{conductoras}}{\Pi N_{conducidas}} \quad (4)$$

Donde:

ω_s = Velocidad angular de salida; ω_e = Velocidad angular de entrada; N_s = Número de dientes del engrande conducido; N_e = Número de dientes del engrande conductor.

2.2.11. Mecanismos

Es un conjunto de elementos mecánicos rígidos, cuya función es transmitir el movimiento sincronizado en espacio y tiempo, para que realice la máquina un determinado trabajo mediante un proceso automatizado o mecánico [26].

Un mecanismo se conforma por lo menos de tres componentes.

- Componentes de transmisión
- Componente de unión
- Elemento fijo donde se ensamble el mecanismo.

Clasificación de mecanismos

- Mecanismos de barras articuladas
- Mecanismos de contacto directo.

2.2.12. Componentes de Transmisión

a) Eslabones

Los eslabones son partes rígidas que están sujeto a tensión y compresión, debido al movimiento producido por la rotación o traslación en el espacio, además contienen por lo menos dos nodos los mismo que son punto de unión con otros eslabones se ilustra en la Fig 17.

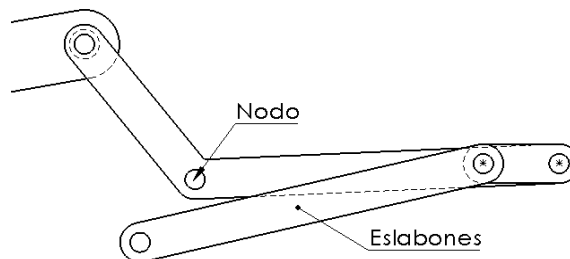


Figura 17. Representación de los eslabones del mecanismo de barras cruzadas para las falanges.

Existe dos tipos de clasificaciones de eslabones en mecanismos, la primera se enfoca al movimiento que procese el eslabón muy independiente de su composición geométrica estas son: Manivela, Biela y Corredera. La otra clasificación es según la cantidad de uniones que cuenta un eslabón y podemos darles nombres como por ejemplo binario, ternario y así sucesivamente como sea necesario [28].

b) Juntas Cinemáticas

Un eslabón para transmitir el movimiento hacia otro eslabón es indispensable contar con un dispositivo que ayude al ejecutar dicha acción. Por lo cual se conoce a este tipo de dispositivo como juntas cinemáticas o pares y se clasifican de dos categorías.

- Pares inferiores. Transmisión por medio de contacto superficial.
- Pares superiores. Transmisión sobre un eje

c) Diagrama Cinemático

Para facilitar el análisis de velocidades y aceleraciones de los eslabones que pertenecen al mecanismo, es ideal hacer un diagrama cinemático de forma gráfica con elementos o barras simples, colocando los puntos móviles y fijos en cada junta, acorde al mecanismo como se puede ver en la figura 18.

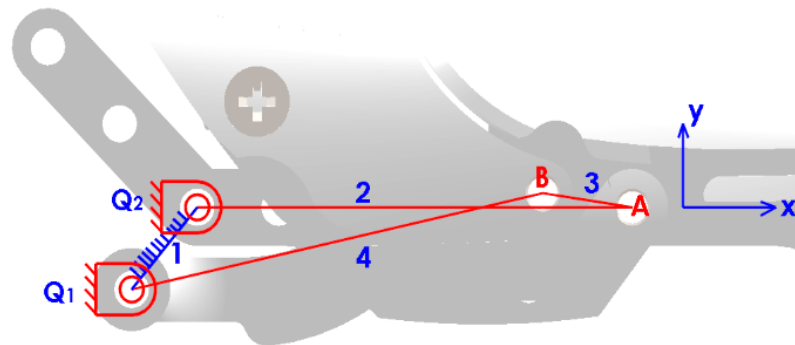


Figura 18. Diagrama cinemático para activar el movimiento de traslación de la falange

CAPÍTULO III

DISEÑO, ANTROMETRÍA Y MECANISMO

3.1. ESPECIFICACIONES DE DISEÑO

Las características del prototipo de la prótesis mecánica de mano, se orientan en tener un impacto positivo para las necesidades del paciente, enfocado en las tareas de agarre que cumple la mano humana. Debido a que para la realización de este proyecto no se contó con ningún paciente, entonces las especificaciones de diseño que se va a mencionar a continuación, se formó a partir de las necesidades que se creyeron significativas a mejorar, (funcionamiento, costo y mantenimiento), con respecto a otros tipos de prótesis que se comercializan dentro del país.

3.1.1. Funcionamiento

La prótesis de mano tiene como objetivo simular la flexión y extensión corta de dedos de la mano humana, trayendo como consecuencia la posición de agarre y de pinzas. También se considera que la prótesis reemplazara una mano derecha, esto se asume porque la mayoría de casos es el que más se utiliza. El prototipo contará con cinco dedos de las cuales cuatro funcionarán de forma dependiente por su actuador, mientras que el dedo pulgar cuenta con otro actuador dado como resultado un movimiento independiente con respecto a los otros dedos, Es decir el dedo índice, medio, anular, meñique podrán contar con la flexión - extensión y el dedo pulgar con la rotación respecto al eje neutro de la mano humana.

a) Actuador de las falanges

Es necesario desarrollar una transmisión, por lo cual se impone las características del sistema porque no existe una norma donde indique que tipo transmisión se debe implementar dentro de la prótesis. Por lo tanto cuenta con un tren de engranes los mismo que actúan mediante un motor,

además el tornillo sinfín está conectado al tren y genera un movimiento lineal para el mecanismo, como se indica en la figura 19.

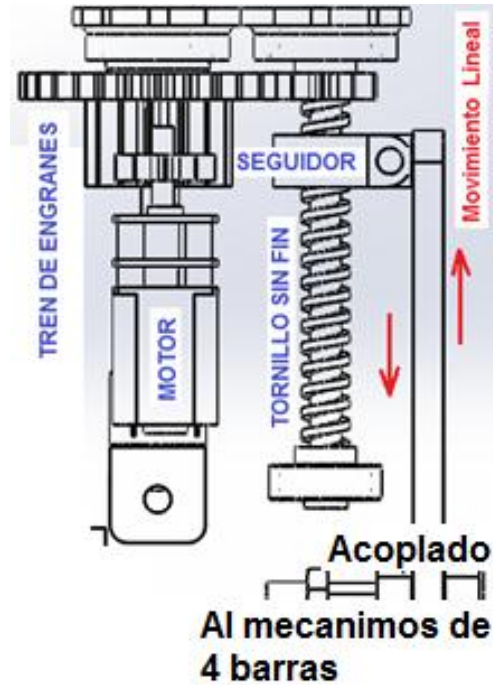


Figura 19. Diagrama del sistema de transmisión de la prótesis para generar el movimiento a las falanges.

b) Actuador del Pulgar

El dedo pulgar posee un motor independiente para la movilidad de rotación, como se puede ver en la figura 20, el mismo que está controlado desde la programación del arduino.

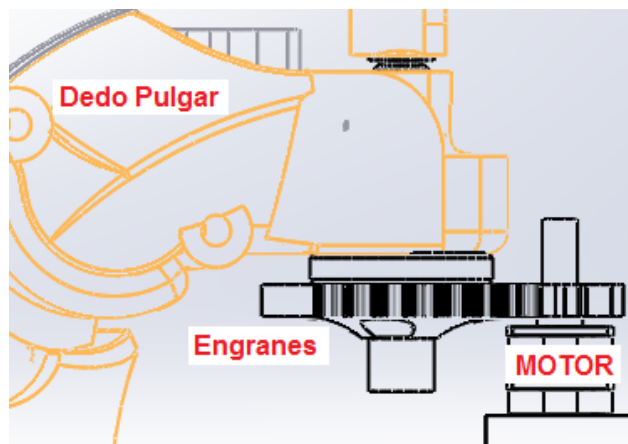


Figura 20. Diagrama del sistema de transmisión de la prótesis para generar el movimiento a las falanges.

3.1.2. Mantenimiento

Dentro de las especificaciones de instalación no se requerirán implementos o herramientas especiales, está previsto un mantenimiento preventivo los mismo que se realizarán para los componentes del sistema mecánico, eslabones y eléctrico.

Se realizará un mantenimiento correcto cuando la prótesis lo requiera, es decir cuando algún elemento por uso o factores externos se tenga que reemplazar.

3.2. CÁLCULO DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE LA MANO

3.2.1 Muestra para tomar las medidas antropométricas

El proyecto está enfocado a personas con discapacidad asociada a la amputación de mano, sin embargo ciertas personas adquieren mayor riesgos por las actividades laborales que desempeñan, por lo tanto se tomó la muestra de una población de 112 talleres metalmecánicos tomando datos del proyecto de vinculación de la Universidad Técnica de Ambato, de la Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica de la Carrera de Ingeniería Mecánica [30].

Donde:

n = Tamaño de la muestra; N = Tamaño de la población; $\sigma = 0.5$ constante;
 Z = confiabilidad del 95% (1.96); ε = Error del 9%.

$$n = \frac{N\sigma^2Z^2}{(N-1)\varepsilon^2 + \sigma^2Z^2} = \frac{(112)(0.5)^2(1.96)^2}{(112-1)(0.09)^2 + (0.5)^2(1.96)^2} = 57.8 \quad (5)$$

Se tomarán datos en 57 talleres metalmecánicos del cantón Ambato con el objetivo de conocer las medidas antropométricas de las manos derechas de los trabajadores varones. Por otra parte la colaboración de las personas no tuvo un impacto positivo, a pesar de la explicación correspondiente, así que se tomó a 21 personas que colaboraron para el desarrollo de este proyecto. A cada persona que participó se tomó 17 medidas respectivamente, las mismas que se detallan en la Tabla 3, que son parte fundamental para el dimensionamiento de la prótesis mecánica de mano.

Tabla 3. Datos recopilados de las medias antropométricas de la mano derecha humana.

Personas	Altura (m)	Longitud de Mano (mm)	Longitud de Palma (mm)	Anchura de Palma (mm)	Falanges														
					Distal (mm)					Medias (mm)					Proximal (mm)				
					Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique
1	1.6	189	108	102	28	26	28	27	24		27	32	32	26	40	46	52	48	41
2	1.6	190	110	105	28	27	28	27	24		28	32	32	26	40	48	53	49	41
3	1.6	190	116	105	28	28	28	27	25		28	33	33	26	42	48	53	50	42
4	1.61	185	107	98	27	26	28	26	24		27	32	32	26	38	45	52	48	40
5	1.66	185	106	94	27	26	27	25	24		27	32	31	25	38	45	52	47	40
6	1.67	182	105	92	26	25	26	25	23		26	31	30	24	37	44	51	47	39
7	1.67	182	105	92	26	26	26	25	23		26	32	31	24	38	44	51	47	39
8	1.67	182	106	92	26	26	27	25	23		26	32	31	24	38	44	52	47	39
9	1.68	180	104	89	25	25	25	24	22		26	30	30	23	36	43	50	46	38
10	1.68	182	105	90	26	25	26	25	23		26	30	30	23	37	43	50	46	39
11	1.7	172	100	80	22	23	23	23	22		24	28	27	21	32	41	48	44	35
12	1.7	175	100	81	24	23	24	24	22		24	30	27	22	32	42	48	44	35
13	1.7	180	101	84	24	23	24	24	22		25	30	28	22	34	42	48	44	36
14	1.7	180	101	85	24	24	24	24	22		25	30	28	23	35	42	48	45	37
15	1.7	180	102	86	24	25	25	24	22		25	30	28	23	36	42	49	46	37
16	1.7	180	104	89	25	25	25	24	22		25	30	28	23	36	43	49	46	38
17	1.71	171	100	80	22	22	23	23	21		23	28	26	21	31	41	47	43	34
18	1.74	170	100	80	21	22	23	23	21		21	28	26	19	30	41	46	43	33
19	1.75	170	97	75	20	21	23	23	20		19	27	26	19	30	40	45	42	33
20	1.87	162	90	74	20	21	21	22	18		18	26	26	19	27	39	40	41	30
21	1.87	190	120	105	28	30	29	28	26		28	34	34	27	43	49	54	50	45

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 58 talleres metalmecánicos.

$$r = N_{\text{máximo}} - N_{\text{Mínimo}} \quad (6)$$

Donde:

r = rango; $N_{\text{máximo}}$ =Valor máximo de la tabla de datos; $N_{\text{mínimo}}$ = Valor mínimo de la tabla de datos.

$$M_c = 1 + 3.3(\log xn) \quad (7)$$

Donde

M_c = Marca de Clase; n = Cantidad de datos tomados;

$$F_i = \frac{r}{M_c} \quad (8)$$

Donde: F_i = Factor de intervalo; M_c = Marca de Clase.

Tabla 4. Valores calculados de la marca de clase y factor de intervalo en (mm).

		RANGO	Marc. De clase	Factor de intervalos	Factor de intervalos
Longitud de Mano		28	5	5.221	5
Longitud de Palma		30	5	5.594	6
Anchura de Palma		31	5	5.780	6
FALANGE DISTAL	Pulgar	8	5	1.492	2
	Índice	9	5	1.678	2
	Medio	8	5	1.492	2
	Anular	6	5	1.119	1
	Meñique	8	5	1.492	2
Medias	Índice	10	5	1.865	2
	Medio	8	5	1.492	2
	Anular	8	5	1.492	2
	Meñique	8	5	1.492	2
Proximal	Pulgar	16	5	2.983	3
	Índice	10	5	1.865	2
	Medio	14	5	2.610	3
	Anular	9	5	1.678	2
	Meñique	15	5	2.797	3

3.2.3. Cálculo del percentil

$$P_k = L_i + \frac{\frac{kxN}{100} - F_{i-1}}{f_i} \times a_i \quad (9)$$

L_i = Límite inferior del percentil.

N = Suma de frecuencias Absolutas.

F_{i-1} = Frecuencia acumulada.

Tabla 5. Resultados de las dimensiones de la mano para los percentil 95 y 5

Percentil	Longitud de Mano (mm)	Longitud de Palma (mm)	Anchura de Palma (mm)
95	190.6	119.6	107.8
5	167	95.94	77.05

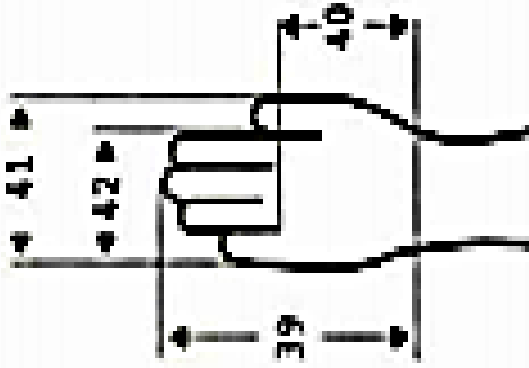
En el Ecuador no hay un registró sobre los patrones antropométricos del cuerpo humano, así que dentro del desarrollo del proyecto fue necesario investigar y recolectar información, con el fin de sustentar el diseño de la prótesis mecánica de mano.

Se divide en dos categorías de resultados de medidas generales que corresponde a la morfología de la mano resumidos en las Tabla 5 y 6, para las falanges distal, medial y proximal que son los componentes de la mano.

Tabla 6. Resultados de las dimensiones de los 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	27.38	26.85	28.88	27.88	25.88	29.2	33.89	33.8	24.8	42.75	48.75	50.3	40	25.7	
5	20.6	21.43	22.91	22.91	19.93	24.32	26.95	26.25	19.6	29.93	39.95	43.1	27	19.5	

A causa de que no existen datos reales sobre las medidas antropométricas de la mano humana dentro del Ecuador, es necesario realizar una previa investigación para este proyecto que país latinoamericano cuenta con dicha información, dando como resultado la ciudad de Guadalajara – México, las medidas se indican en la figura 21.



		60 - 90 años		
Dimensiones (mm)		Percentil		
		5	50	95
39	Longitud. Mano	165 mm	184 mm	200 mm
40	Longitud. Palma Mano	95 mm	104 mm	114 mm
41	Anchura mano	94 mm	104 mm	116 mm
42	Anchura Palma Mano	79 mm	86 mm	94 mm
38	Diámetro Interpupilar	59 mm	64 mm	72 mm

Figura 21. Medidas Antropométricas de México ciudad de Guadalajara [31].

Para interpretar los resultados de las Tablas 5 y 6, se elaboró un cuadro de comparación entre, México y Ecuador, como se indica en la figura 22, la importancia de este análisis es, tener mayor confiabilidad en el tema de dimensionamiento al diseño de las falanges de la prótesis de mano, y partir bajo conocimientos técnicos para el desarrollo del mecanismo, partiendo de la trayectoria circular, por medio de la síntesis se conocerá los puntos de apoyos, lo mencionado está directamente relacionado con las dimensiones de eslabones.

La relación numérica de las medidas antropométricas de la mano humana respecto entre los países México y Ecuador son: Longitud de mano 4.9% es mayor en México, Longitud de palma 3% es mayor en Ecuador, Ancho de palma 12.8% es mayor en Ecuador, por lo cual los datos recopilados se apegan a la realidad y además se podrá seguir trabajando con mayor seguridad.

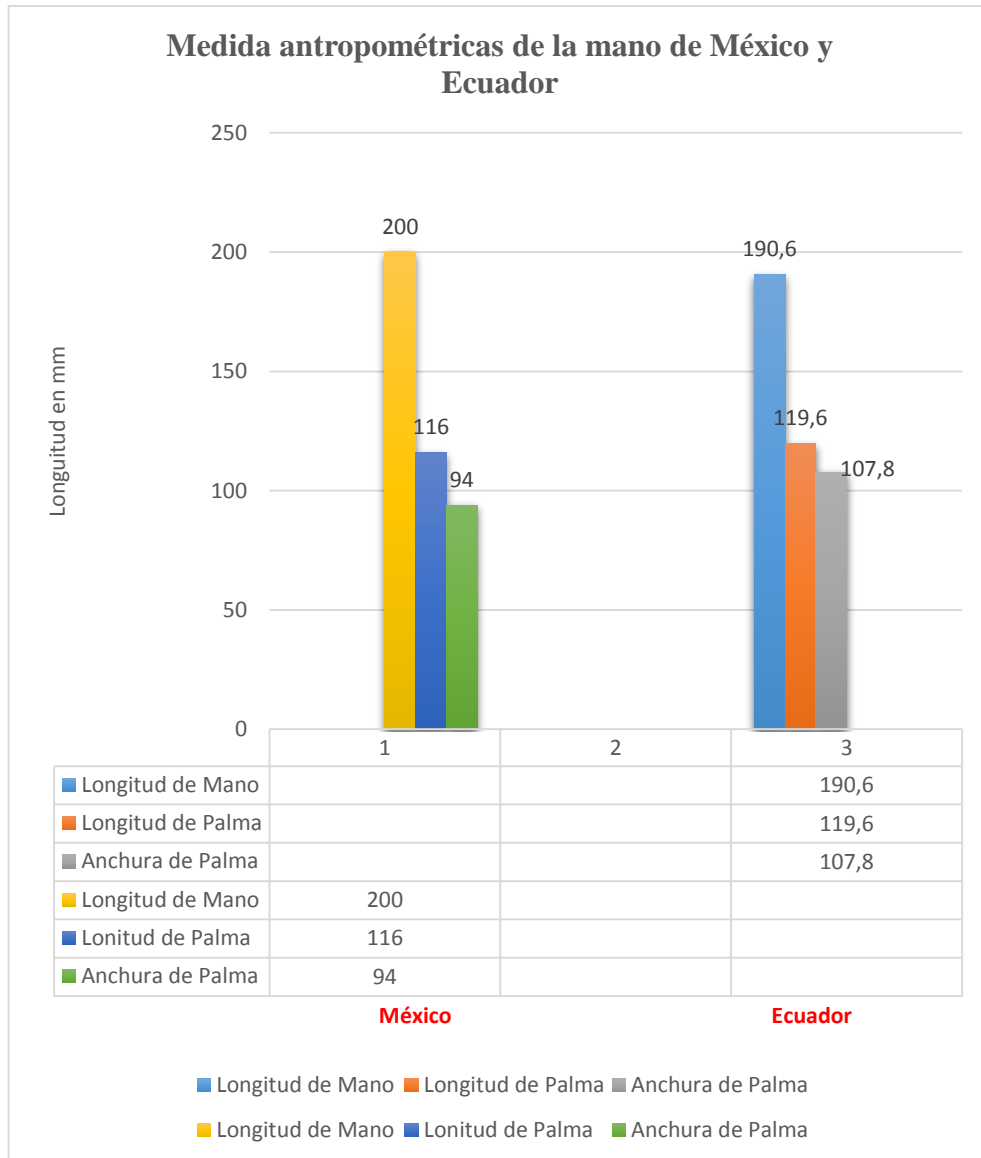


Figura 22. Medidas antropométricas de la mano derecha población de México vs Ecuador.

3.3. SELECCIÓN DEL MECANISMO

3.3.1 Síntesis del Mecanismo

Las falanges de la mano humana cuentan con diferentes tipos de posiciones que adoptan para la toma de objetos, sin embargo se asume que el tipo de trayectoria debe ser circular. La síntesis del mecanismo se presenta bajo dos condiciones, tres puntos que describe la trayectoria ya mencionada y dos puntos de apoyo (Q_1 y Q_2), con estas variables se logró definir el tamaño de los eslabones los mismos se comparan con las medidas ergonómicas, como se muestra en la figura 23.

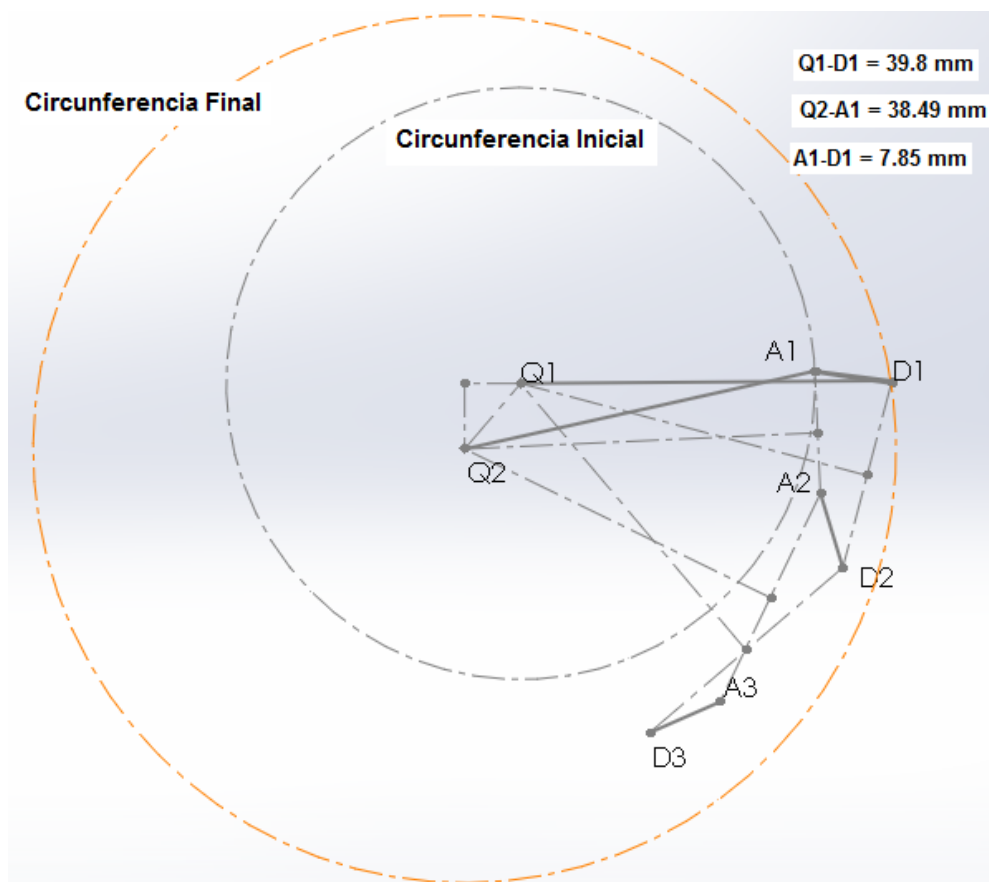
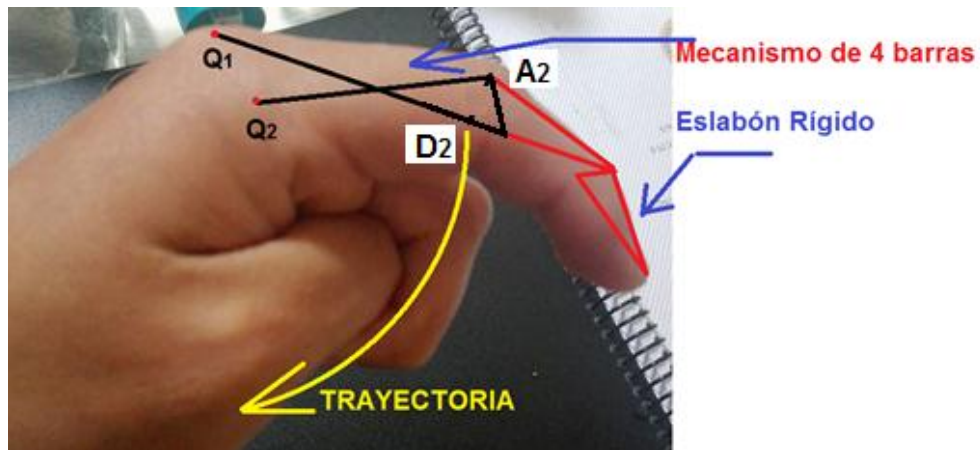


Figura 23. Mecanismo de 4 barras para ejecutar el movimiento de la falange.

Una vez determinado el mecanismo y sus magnitudes de los eslabones que escriben la trayectoria, se comprueba con la medida antropométrica de la falange proximal, porque se reemplazará por el mecanismo de cuatro barras cruzadas, además la falange medial y distal forman parte del acoplador del eslabón 3, como se indica en la figura 24, la articulación entre la falange medial y distal no es necesario dentro de la prótesis, ya que se podría optar en el proceso de modelado, colocando el ángulo de inclinación que corresponde de 5 a 10 grados respecto al eje neutro.

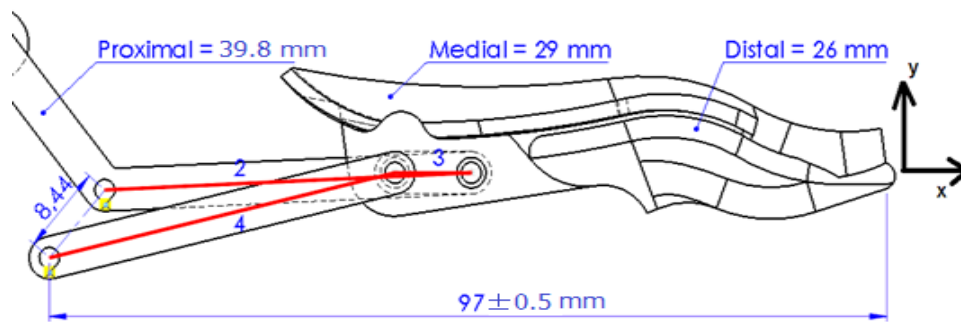


Figura 24. Mecanismo de 4 barras con medidas antropométricas para las falanges.

3.4 ESFUERZOS TRANFERIDOS AL SISTEMA DE TRANSMISIÓN

Es importante conocer la magnitud de fuerza que debe actuar el dedo porque bajo ese parámetro se podrá seleccionar un motor o a su vez cambiar el sistema de tren de engranes por lo tanto, para Agudo, P. Santos-García and D. Sánchez-Belizón [32], la fuerza muscular de agarre entre mano y objeto como mínimo es de 2 Kgf, para sujetar 800 gr, dicho valor se toma en consideración para calcular las reacciones en cada falange y a su vez calcular la fuerza que debe contar el mecanismo, la prótesis cumplirá esta necesidad dentro del diseño.

El objeto entra en contacto en tres partes estas son: Dedo Proximal (DP), Dedo Medio (DM) y Dedo Distal (DD), como se indica en la figura 25.

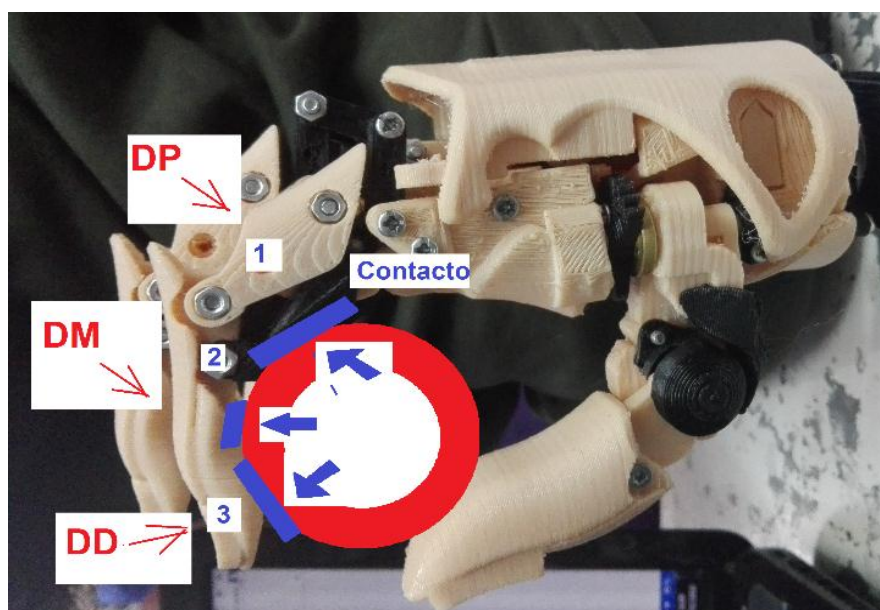


Figura 25. Contacto del elemento con los falanges de la prótesis.

Se asume que el valor de carga que actúa en cada falange es de 0.66 kgf, porque se divide la fuerza resultante de 2 kgf para los tres contactos existentes entre el dedo y el objeto.

Los ángulos $\theta = 35.7^\circ$, $\beta = 71.8^\circ$ y $\alpha = 101.2^\circ$, son adquiridos por el método gráfico, en referencia al eje neutro de la mano humana, una vez ya realizado el modelado de los dedos, como se indica en la figura 26.

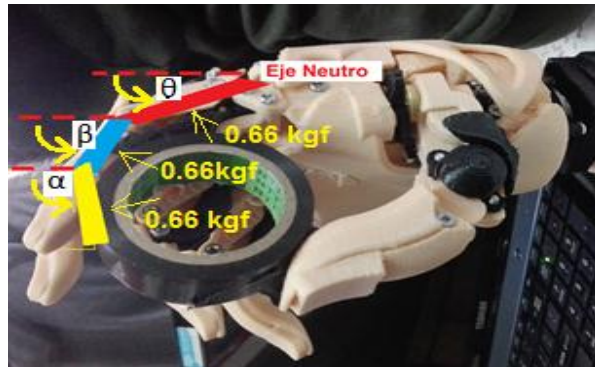


Figura 26. Ángulos de posición de las falanges para calcular las fuerzas.

3.4.1. Cálculo de fuerzas para cada falange del dedo índice

El análisis se determinó por un diagrama de cuerpo libre simulando cada falange como una viga con su respectiva posición. La fuerza es de 0.66 kgf que actúa de forma perpendicular al elemento. Bajo esas condiciones se calcula las reacciones en los puntos señalados.

Falange Distal

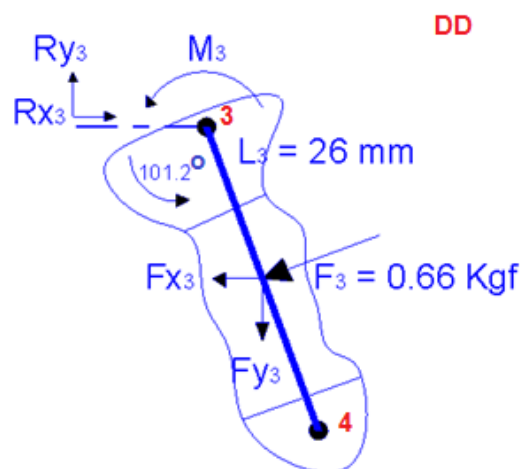


Figura 27. Diagrama de cuerpo libre para la falange distal.

$$\sum F_x = 0$$

$$R_{x_3} - F_3 \cos(\theta - 90) = 0 \quad (10)$$

$$R_{x_3} = F_3 \cos(\theta - 90) = 6.37 \text{ N.}$$

$$\sum F_y = 0$$

$$R_{y_3} - F_3 \text{sen}(\theta - 90) = 0 \quad (11)$$

$$R_{y_3} = F_3 \text{sen}(\theta - 90) = 1.13 \text{ N}$$

$$+\odot \sum M_3 = 0$$

$$M_3 - F_3 \frac{L_3}{2} = 0 \quad (12)$$

$$M_3 = F_3 \frac{L_3}{2} = 0.0744 \text{ Nm.}$$

Falange Medial

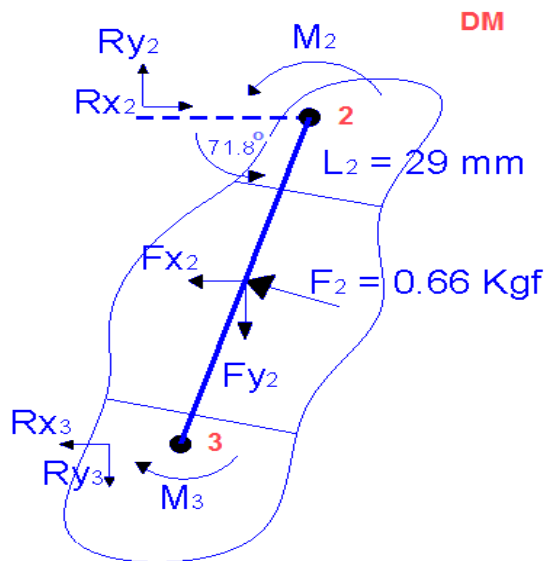


Figura 28. Diagrama de cuerpo libre para la falange medial.

$$\sum F_x = 0$$

$$R_{x_2} - R_{x_3} - F_2 \cos(90 - \beta) = 0 \quad (13)$$

$$R_{x_2} = F_2 \cos(90 - \beta) + R_{x_3} = 12.58 \text{ N.}$$

$$\sum F_y = 0$$

$$R_{y_2} - R_{y_3} - F_2 \text{sen}(90 - \beta) = 0 \quad (14)$$

$$R_{y_2} = F_2 \text{sen}(90 - \beta) + R_{y_3} = 2.33 \text{ N.}$$

$$+\circlearrowleft \sum M_2 = 0$$

$$M_2 - M_3 - F_2 \frac{L_2}{2} = 0 \quad (15)$$

$$M_2 = F_2 \frac{L_2}{2} + M_3 = 0.1682 \text{ Nm.}$$

Falange Proximal

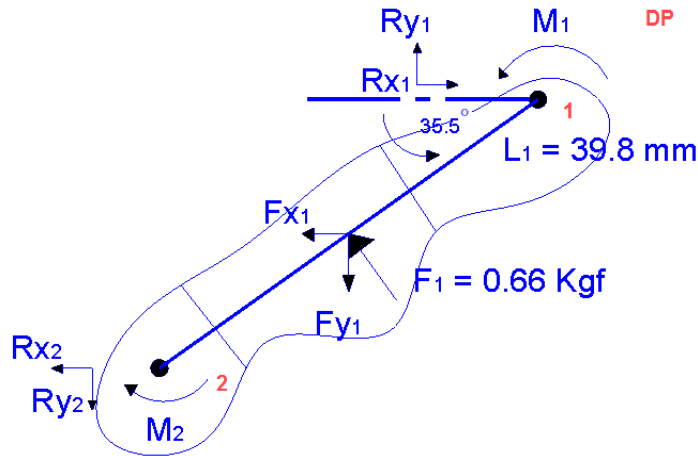


Figura 29. Diagrama de cuerpo libre para la falange proximal.

$$\sum F_x = 0$$

$$R_{x_1} - R_{x_2} - F_1 \cos(90 - \alpha) = 0 \quad (16)$$

$$R_{x_1} = F_1 \cos(90 - \alpha) + R_{x_2} = 16.82 \text{ N.}$$

$$\sum F_y = 0$$

$$R_{y_1} - R_{y_2} - F_1 \text{sen}(90 - \alpha) = 0 \quad (17)$$

$$R_{y_1} = F_1 \text{sen}(90 - \alpha) + R_{y_2} = 7.22 \text{ N.}$$

$$+\circlearrowleft \sum M_1 = 0$$

$$M_1 - M_2 - F_1 \frac{L_1}{2} = 0 \quad (18)$$

$$M_1 = F_1 \frac{L_1}{2} + M_2 = 0.297 \text{ Nm.}$$

Una vez calculado las fuerzas y momentos a cada falange, se llega al punto 1, donde se procede a calcular la fuerza al punto C, como se ve en la figura 30, porque es la requerida para activar el mecanismo, a través de la transmisión.

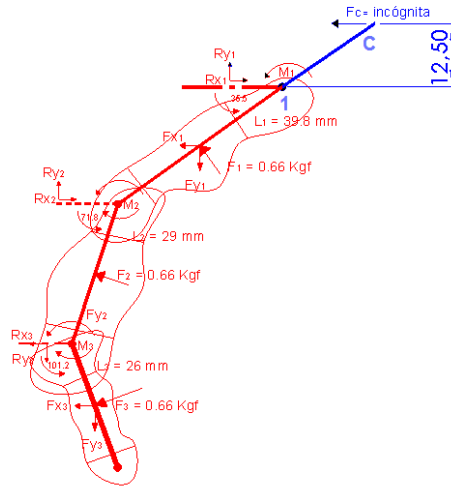


Figura 30. Diagrama de cuerpo libre, para calcular la fuerza en el punto C.

$$+\circlearrowleft \sum M_c = 0$$

$$M_1 - F_c \cdot 0.0125m = 0 \quad (19)$$

$$F_c = \frac{M_1}{0.0125} = 23.76 \text{ N.}$$

Utilizando la ecuación de torque para tornillos sin fin se procederá a calcular el torque en el engrane 5, porque está en la misma línea de acción.

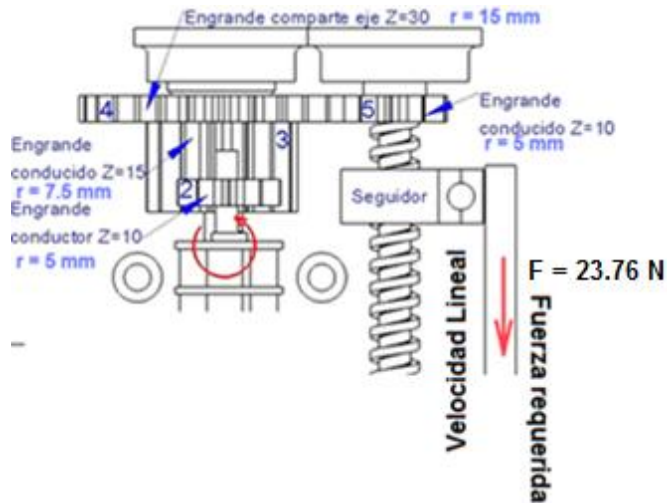


Figura 31. Valor de la fuerza que actúa para cada falange.

$$T_R = \frac{F d_m}{2} \left(\frac{l + \pi f d_m}{\pi d_m - f l} \right) + \frac{F f_c d_c}{2} \quad (20)$$

Dónde: $F = 23.76 \text{ N}$; $d_m =$ diámetro medio 4.5 mm ; $l = 1.5 \text{ mm}$; $f = 0.2$ fuerza de rozamiento del bronce, los valores del tornillo sin fin se asumen, y su justificación es por el empaquetamiento mecánico dentro de la prótesis.

Reemplazando los valores en la ecuación (20).

$$T_R = 0.0322 \text{ Nm} = T_5$$

$$\frac{T_5}{r_4} = \frac{T_4}{r_5} \quad (21)$$

Donde: T_5 = Torque del engrane 5, 0.0322 Nm; r_5 = 5 mm; r_4 = 15 mm; T_4 = incógnita

Reemplazando los valores en la ecuación (21)

$$T_4 = \frac{T_5 * r_5}{r_4} = 0.0928 \text{ Nm} = T_3$$

$$\frac{T_2}{r_3} = \frac{T_3}{r_2} \quad (22)$$

Donde: T_3 = 0.0928 Nm; r_3 = 7.5 mm; r_2 =5 mm; T_2 = incógnita

Reemplazando los valores en la ecuación (22)

$$T_2 = 0.142 \text{ Nm}$$

Análisis de resultados

Se requiere un micromotor que tenga un torque mayor o igual a 0.142 Nm, para que pueda sujetar un objeto de 800 gr con una apertura de 50 mm entre la falange. Sin embargo este tipo de motor no se comercializa en Ecuador, considerando otra alternativa que ofrecen es un micromotor de 0.423 Nm con una velocidad angular de 80 rpm, como se puede apreciar en la figura 32, por lo tanto el motor a seleccionar es 33% superior.



Figura 32. Descripción de las características del micromotor.

Micromotor Metálico

Características:

- Motorreductor metálico con relación de engranaje 150:1.
- Rango de voltaje de operación: 3 a 9Vdc.

Especificaciones:

- A 6Vdc:
- Velocidad: 60RPM.
- Corriente sin carga: 70mA
- Corriente máxima: 1.6A
- Torque máximo: 0.423 Nm
- Dimensiones: 24 x 10 x 12 mm
- Peso: 10gramos Largo del eje: 9.27mm en forma de "D".

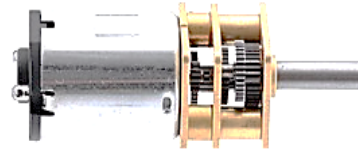


Figura 33. Descripción de las características del micromotor que se utilizó.

3.4 CÁLCULO DE LA DINÁMICA DEL MECANISMO

3.4.1. Cálculo de los Grados de Libertad

Con el criterio de la ecuación de Grubler, obtenemos el grado de libertad del mecanismo de 4 barras, como se indica en la figura 34.

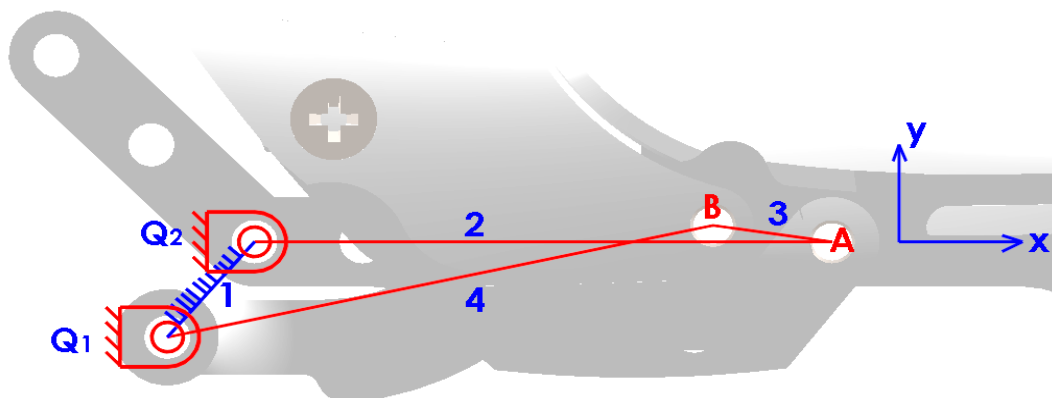


Figura 34. Mecanismo de 4 barras para las falanges de la prótesis de mano.

$$GDL = 3 \times (n - 1) - 2j_1 - j_2 \quad (23)$$

Donde:

n = Número de Eslabones; j_1 = Número de pares con un grado de Libertad; j_2 = Número de pares con dos grados de Libertad;

Entonces:

$N=4$, cuenta con 4 miembros (eslabones); j_1 = Estos forman por los pares 1-4, 1-2, 2-3, 3-4, es decir que contamos con 4; j_2 = Es igual a 0 ya que no hay elementos con más de dos grados de libertad.

Por lo tanto:

$$GDL = 1.$$

3.3.2. Cálculo de la velocidad angular y lineal

Teniendo en cuenta que el mecanismo de cuatro barras cruza recibe el movimiento a través de un tren de engranajes simples, es necesario calcular la velocidad angular que entrega el sistema de engranajes, mismos que están conectados con un micromotor de corriente continua 6 voltios a 80 rpm. Como se indica en la figura 35.

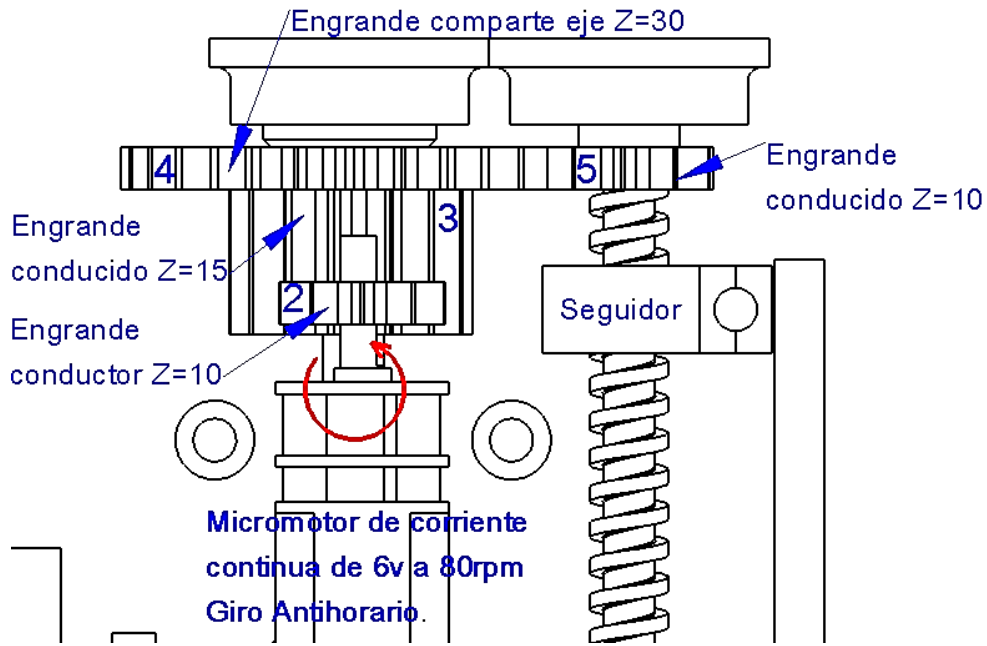


Figura 35. Tren de engranajes simples responsables de mover los eslabones del mecanismo.

$$W_{motor} \times r_2 = W_3 \times r_3 \quad (24)$$

$$W_3 = \frac{W_{motor} \times r_2}{r_3} = 5.585 \frac{rad}{s}$$

Donde:

W_{motor} = velocidad angular del motor; $8.3775 \frac{rad}{s}$; r_2 =

radio de paso; 5 mm ;

r_3 = radio de paso; 7.5 mm ; W_3 = incognita

Por lo tanto.

$W_3 = W_4$ = por estar en la misma línea de acción

$$W_4 \times r_4 = W_5 \times r_5 \quad (25)$$

$$W_5 = \frac{W_4 \times r_4}{r_5} = 16.755 \frac{rad}{s} = 160 \text{ rpm}$$

$W_5 = W_{tornillo}$ = por estar en la misma línea de acción

Donde:

$W_4 = \text{velocidad angular} ; 5.585 \frac{\text{rad}}{\text{s}} ; r_4 = \text{radio de paso} ; 15 \text{ mm} ;$

$r_5 = \text{radio de paso} ; 5 \text{ mm} ; W_5 = \text{incógnita}$

Por lo tanto.

$W_5 = W_{\text{tornillo}} = \text{por estar en la misma línea de acción}$

Velocidad lineal.

$$V_{\text{lineal}} = \frac{p \times n}{60} = \frac{3 \text{ mm} \times 160 \text{ rpm}}{60} = 8 \frac{\text{mm}}{\text{s}} \quad (26)$$

Donde:

$p = \text{paso} ; 3 \text{ mm} ; n = \text{velocidad angular} ; 160 \text{ rpm} ; V_{\text{Lineal}} = \text{incógnita}.$

3.3.3 Cálculo de velocidades y aceleraciones por notación compleja

Dentro del diseño para el mecanismo es necesario implementar un acoplador, desde ahí debe partir el análisis como indica la figura 36.

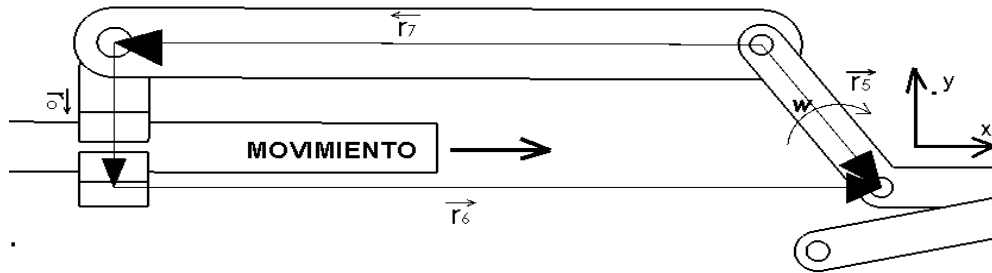


Figura 36. Eslabón acoplador para transmitir el movimiento y fuerza.

Velocidad

$$\vec{r}_5 = \vec{r}_7 + \vec{r}_0 + \vec{r}_6 \quad (27)$$

$$\vec{r}_n = r_n e^{J\theta_n}$$

$$0 = r_7 e^{J\theta_7} + r_0 e^{J\theta_0} + r_6 e^{J\theta_6} - r_5 e^{J\theta_5} \quad (28)$$

$$\omega = \frac{dr}{dt} \quad (29)$$

Derivando de la ecuación (28):

$$\frac{d\phi}{dt} = \frac{dr}{dt} (r_7 e^{J\theta_7} + r_0 e^{J\theta_0} + r_6 e^{J\theta_6} - r_5 e^{J\theta_5})$$

Donde: $r_5, r_7, r_0, \theta_0, \theta_6 = \text{Constantes} ; r_6, \theta_5 \text{ y } \theta_7 = \text{Variables} ;$

$$0 = \dot{r}_6 e^{J\theta_6} + r_7 e^{J(\theta_7+90)} \dot{\theta}_7 - r_5 e^{J(\theta_5+90)} \dot{\theta}_5$$

$$0 = \dot{r}_6 \cos \theta_6 + r_7 \cos(\theta_7 + 90) \dot{\theta}_7 - r_5 \cos(\theta_5 + 90) \dot{\theta}_5 \quad (30)$$

$$0 = \dot{r}_6 \sin \theta_6 + r_7 \sin(\theta_7 + 90) \dot{\theta}_7 - r_5 \sin(\theta_5 + 90) \dot{\theta}_5 \quad (31)$$

Despejar ($\dot{\theta}_5$), de la ecuación (30) y (31).

$$\dot{\theta}_5 = \frac{\dot{r}_6 \cos \theta_6 + r_7 \cos(\theta_7 + 90) \dot{\theta}_7}{r_5 \cos(\theta_5 + 90)} \quad (32)$$

$$\dot{\theta}_5 = \frac{\dot{r}_6 \sin \theta_6 + r_7 \sin(\theta_7 + 90) \dot{\theta}_7}{r_5 \sin(\theta_5 + 90)} \quad (33)$$

Igualando la ecuación (32) y (33).

$$\frac{\dot{r}_6 \cos \theta_6 + r_7 \cos(\theta_7 + 90) \dot{\theta}_7}{r_5 \cos(\theta_5 + 90)} = \frac{\dot{r}_6 \sin \theta_6 + r_7 \sin(\theta_7 + 90) \dot{\theta}_7}{r_5 \sin(\theta_5 + 90)} \quad (34)$$

Despejando ($\dot{\theta}_7$), de la ecuación (34).

$$\dot{\theta}_7 = \frac{\dot{r}_6 \sin \theta_6 - (\dot{r}_6 \cos \theta_6) (\tan(\theta_5 + 90))}{r_7 \cos(\theta_7 + 90) (\tan(\theta_5 + 90)) - r_7 \sin(\theta_7 + 90)}$$

$$\dot{\theta}_7 = -0.1034 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$$

Reemplazando el valor de ($\dot{\theta}_7$), en la ecuación (34).

$$\dot{\theta}_5 = 0.3933 \frac{\text{rad}}{\text{s}} = \dot{\theta}_2$$

Datos:

Vector	Grados	Dimensión	Velocidad lineal	Aceleración
\vec{r}_5	305.92°	17.68 (mm)		
\vec{r}_6	0°	66.43 (mm)		
\vec{r}_7	180°	56 (mm)		
\vec{r}_0	270°	14.55 (mm)		
\dot{r}_6			8 $\frac{\text{mm}}{\text{s}}$	
\ddot{r}_6				14.22 $\frac{\text{mm}}{\text{s}^2}$

Aceleración

$$\mathbf{a} = \frac{d^2\mathbf{r}}{dt^2}$$

$$\begin{aligned} 0 &= \dot{r}_6 e^{J\theta_6} + r_7 e^{J(\theta_7+90)} \dot{\theta}_7 - r_5 e^{J(\theta_5+90)} \dot{\theta}_5 \\ \frac{d\phi}{dt} &= \frac{dr}{dt} (\dot{r}_6 e^{J\theta_6} + r_7 e^{J(\theta_7+90)} \dot{\theta}_7 - r_5 e^{J(\theta_5+90)} \dot{\theta}_5) \end{aligned} \quad (35)$$

Donde: $r_7, r_5, \theta_6 = \text{Constantes}$; $\dot{r}_6, \dot{\theta}_5, \dot{\theta}_6 = \text{Variables}$;

Derivando la ecuación (35)

$$\mathbf{0} = \ddot{r}_6 e^{J(\theta_6)} + r_7 [e^{J(\theta_7+180)} \dot{\theta}_7^2 + e^{J(\theta_7+90)} \ddot{\theta}_7] - r_5 [e^{J(\theta_5+180)} \dot{\theta}_5^2 + e^{J(\theta_5+90)} \ddot{\theta}_5]$$

$$0 = \ddot{r}_6 \cos \theta_6 + r_7 [\cos(\theta_7 + 180) \dot{\theta}_7^2 + \cos(\theta_7 + 90) \ddot{\theta}_7] - r_5 [\cos(\theta_5 + 180) \dot{\theta}_5^2 + \cos(\theta_5 + 90) \ddot{\theta}_5] \quad (36)$$

$$0 = \ddot{r}_6 \sin \theta_6 + r_7 [\sin(\theta_7 + 180) \dot{\theta}_7^2 + \sin(\theta_7 + 90) \ddot{\theta}_7] - r_5 [\sin(\theta_5 + 180) \dot{\theta}_5^2 + \sin(\theta_5 + 90) \ddot{\theta}_5] \quad (37)$$

Despejando $\ddot{\theta}_5$, en la ecuación (36) y (37).

$$\ddot{\theta}_5 = \frac{r_7 [\cos(\theta_7+180) \dot{\theta}_7^2 + \cos(\theta_7+90) \ddot{\theta}_7] + \ddot{r}_6 \cos \theta_6 - r_5 \cos(\theta_5+180) \dot{\theta}_5^2}{r_5 \cos(\theta_5+90)} \quad (38)$$

$$\ddot{\theta}_5 = \frac{r_7 [\sin(\theta_7+180) \dot{\theta}_7^2 + \sin(\theta_7+90) \ddot{\theta}_7] + \ddot{r}_6 \sin \theta_6 - r_5 \sin(\theta_5+180) \dot{\theta}_5^2}{r_5 \sin(\theta_5+90)} \quad (39)$$

Igualando la ecuación (38) con (39) y despejamos $\ddot{\theta}_7$.

$$\ddot{\theta}_7 = -0.76 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2}$$

$$\ddot{\theta}_5 = -0.537 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2} = \ddot{\theta}_2$$

Para calcular la velocidad y la aceleración, los eslabones del mecanismo se colocarán en el punto muerto superior, con el fin de disminuir las incógnitas. Como el método de aplicación es por notación compleja, es necesario hacer un polígono, por lo cual es más fácil medir los ángulos desde el eje positivo x, y longitud de los vectores como indica la figura 37.

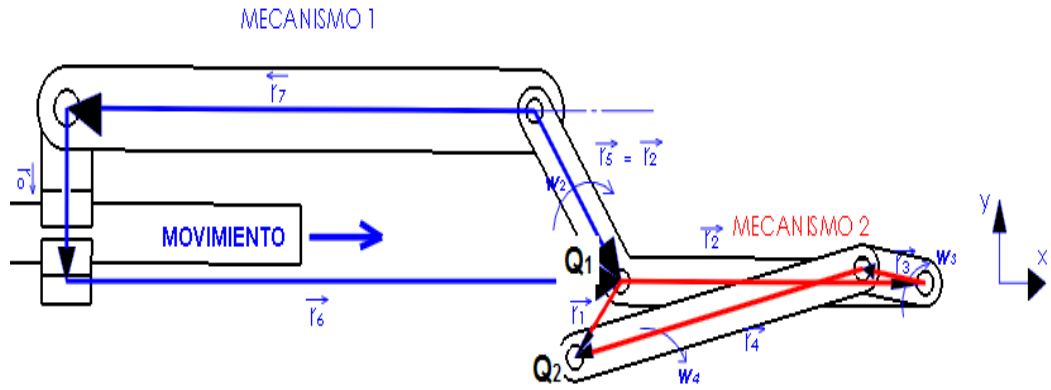


Figura 37. Indica el polígono cerrado con sus respectivos ángulos.

Es necesario colocar de forma vectorial a los eslabones y establecer un punto (0,0).

$$\vec{r}_1 = \vec{r}_2 + \vec{r}_3 + \vec{r}_4 \quad (40)$$

$$\vec{r}_n = r_n e^{j\theta_n}$$

$$0 = r_2 e^{j\theta_2} + r_3 e^{j\theta_3} + r_4 e^{j\theta_4} - r_1 e^{j\theta_1} \quad (41)$$

$$\omega = \frac{dr}{dt} \quad (42)$$

Derivando de la ecuación (41):

$$\frac{d\phi}{dt} = \frac{dr}{dt} (r_2 e^{j\theta_2} + r_3 e^{j\theta_3} + r_4 e^{j\theta_4} - r_1 e^{j\theta_1})$$

Donde: r_1, r_2, r_3, r_4 y $\theta_2 = \text{Constantes}$; θ_3 y $\theta_4 = \text{Variables}$;

$$0 = r_2 e^{j(\theta_2+90)} \dot{\theta}_2 + r_3 e^{j(\theta_3+90)} \dot{\theta}_3 + r_4 e^{j(\theta_4+90)} \dot{\theta}_4 - r_1 e^{j(\theta_1+90)}$$

$$0 = r_2 \cos(\theta_2 + 90) \dot{\theta}_2 + r_3 \cos(\theta_3 + 90) \dot{\theta}_3 + r_4 \cos(\theta_4 + 90) \dot{\theta}_4 \quad (43)$$

$$0 = r_2 \sin(\theta_2 + 90) \dot{\theta}_2 + r_3 \sin(\theta_3 + 90) \dot{\theta}_3 + r_4 \sin(\theta_4 + 90) \dot{\theta}_4 \quad (44)$$

Despejar $\dot{\theta}_3$ en la ecuación (43) y (44)

$$\dot{\theta}_3 = \frac{r_2 \cos(\theta_2+90)\dot{\theta}_2 - r_2 \cos(\theta_2+90)\dot{\theta}_2 + r_4 \cos(\theta_4+90)\dot{\theta}_4 - r_4 \cos(\theta_4+90)\dot{\theta}_4}{r_3 \cos(\theta_3+90) - r_3 \sin(\theta_3+90)} \quad (45)$$

$$\dot{\theta}_3 = \frac{r_2 \sin(\theta_2+90)\dot{\theta}_2 - r_2 \sin(\theta_2+90)\dot{\theta}_2 + r_4 \sin(\theta_4+90)\dot{\theta}_4 - r_4 \sin(\theta_4+90)\dot{\theta}_4}{r_3 \sin(\theta_3+90) - r_3 \cos(\theta_3+90)} \quad (46)$$

Igualando la ecuación (45) con (46), despejando $\dot{\theta}_3$

$$\dot{\theta}_3 = 1.64 - 6.52\dot{\theta}_4 \quad (47)$$

$$\dot{\theta}_3 = 0.1683 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$$

$$\dot{\theta}_4 = 0.55 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$$

Reemplazar los valores:

Vector	Grados	Dimensión
\vec{r}_1	229.33°	8.44 (mm)
\vec{r}_2	0°	36.40 (mm)
\vec{r}_3	171.66°	7.58 (mm)
\vec{r}_4	192.30°	35.21 (mm)

Velocidad Angular Valor

Angular

$$\dot{\theta}_2 \quad -0.619 \frac{rad}{s}$$

Para comprobar los resultados, las ecuaciones se introdujeron en el programa Excel, sin embargo se debe considerar que los ángulos de cola en radianes, antes de ejecutar la fórmula de análisis, en la figura 38 se indican los valores de la velocidad angular $\dot{\theta}_3$ (A), y $\dot{\theta}_4$ (B).

VELOCIDAD ANGULAR PARA EL VECTOR 3 Y 4					
	-22,5316	8,2763E-05	-34,3735153	$\dot{\theta}_4$	7,62925584 $\dot{\theta}_4$
	$r_2 \cos(\theta_2 + 90) \dot{\theta}_2 - r_2 \cos(\theta_2 + 90) \dot{\theta}_2 + r_3 \cos(\theta_3 + 90) \dot{\theta}_3 - r_3 \cos(\theta_3 + 90) \dot{\theta}_3 = r_2 \sin(\theta_2 + 90) \dot{\theta}_2 - r_2 \sin(\theta_2 + 90) \dot{\theta}_2 + r_3 \sin(\theta_3 + 90) \dot{\theta}_3 - r_3 \sin(\theta_3 + 90) \dot{\theta}_3$				
	$r_3 \cos(\theta_3 + 90) - r_3 \sin(\theta_3 + 90)$			$r_3 \sin(\theta_3 + 90) - r_3 \sin(\theta_3 + 90)$	
			-1,0696621	-7,50414705	-22,5316828 -42,0027712
					6,434484957
	$\dot{\theta}_3 = 1,64834$	6,521	$\dot{\theta}_4$	A	$\dot{\theta}_3 = 0,1683 \frac{rad}{s}$
	$\omega = r_2 \cos(\theta_2 + 90) \dot{\theta}_2 + r_3 \cos(\theta_3 + 90) \dot{\theta}_3 + r_4 \cos(\theta_4 + 90) \dot{\theta}_4$				
	$\omega =$	1,571	6,983	$\dot{\theta}_4$	7,62925584 $\dot{\theta}_4$
					14,6117961
rad/s	B	$\dot{\theta}_4 = 0,225$	$\frac{rad}{s}$		

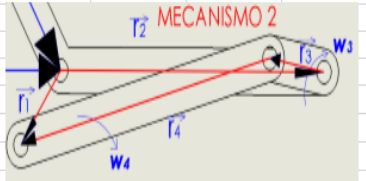


Figura 38. Hoja de cálculo, para comprobar los resultados.

Aceleración

$$a = \frac{d^2 r}{dt^2}$$

$$0 = r_2 e^{J(\theta_2+90)} \dot{\theta}_2 + r_3 e^{J(\theta_3+90)} \dot{\theta}_3 + r_4 e^{J(\theta_4+90)} \dot{\theta}_4 - r_1 e^{J\theta_1} \quad (48)$$

$$\frac{d\varphi}{dt} = \frac{dr}{dt} (r_2 e^{J(\theta_2+90)} \dot{\theta}_2 + r_3 e^{J(\theta_3+90)} \dot{\theta}_3 + r_4 e^{J(\theta_4+90)} \dot{\theta}_4 - r_1 e^{J\theta_1}) \quad (49)$$

Derivando:

$$0 = r_2 e^{J(\theta_2+90)} + r_2 e^{J(\theta_3+90)} \ddot{\theta}_2 + r_3 [e^{J(\theta_3+180)} \dot{\theta}_3^2 + e^{J(\theta_3+90)} \ddot{\theta}_3] + r_4 [e^{J(\theta_4+180)} \dot{\theta}_4^2 + e^{J(\theta_4+90)} \ddot{\theta}_4]$$

Donde: r_1, r_2, r_3, r_4 y $\theta_1 = \text{Constantes}$; $\ddot{\theta}_3$ y $\ddot{\theta}_4 = \text{Variables}$;

$$0 = r_2 \cos(\theta_2 + 180) \dot{\theta}_2^2 + r_2 \cos(\theta_2 + 90) \ddot{\theta}_2 + r_3 [\cos(\theta_3 + 180) \dot{\theta}_3^2 + \cos(\theta_3 + 90) \ddot{\theta}_3] + r_4 [\cos(\theta_4 + 180) \dot{\theta}_4^2 + \cos(\theta_4 + 90) \ddot{\theta}_4] \quad (50)$$

$$0 = r_2 \sin(\theta_2 + 180) \dot{\theta}_2^2 + r_2 \sin(\theta_2 + 90) \ddot{\theta}_2 + r_3 [\sin(\theta_3 + 180) \dot{\theta}_3^2 + \sin(\theta_3 + 90) \ddot{\theta}_3] + r_4 [\sin(\theta_4 + 180) \dot{\theta}_4^2 + \sin(\theta_4 + 90) \ddot{\theta}_4] \quad (51)$$

Igualar la ecuación (50) con (51), y despajar $\ddot{\theta}_3$

$$\ddot{\theta}_4 = -0.187 + 0.00262 \ddot{\theta}_3 \quad (52)$$

Reemplazar la ecuación (51) en (52), y despejar $\ddot{\theta}_4$

$$\ddot{\theta}_3 = 1.19 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2}$$

$$\ddot{\theta}_4 = -0.183 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2}$$

Comparación de velocidades y aceleración entre los dos motor

Utilizando las ecuaciones ya descritas, se pudo realizar una comparación entre velocidades y aceleraciones, respecto a la velocidad de entra de cada micromotor como se puede ver en la tabla 7, acorde a los valores numéricos obtenidos, se puede afirmar que no es necesario un motor con una velocidad angular alta porque las aceleraciones incrementan en su totalidad y el producto de este efecto, es que el mecanismo de cuatro barras cruzadas sufrirá inmovilidad en un punto de la trayectoria, o a su vez los dedos no tomarán los objetos los expulsa.

Tabla 7. Resultados de las velocidades y aceleraciones entre los dos micromotores.

	Micromotor 1 con 320 rpm		Mocromotor 2 con 80 rpm	
Eslabones	Velocidad rad/s	Aceleración rad/s ²	Velocidad rad/s	Aceleración rad/s ²
\vec{r}_5	1,57	8,587	0,393	0,537
\vec{r}_7	0,41	12,15	0,103	0,76
\vec{r}_2	1,57	8,587	0,393	0,537
\vec{r}_3	0,67	19,03	0,168	1,19
\vec{r}_4	2,19	2,99	0,55	0,187

A continuación se presentarán las simulaciones de las velocidades y aceleraciones en los diferentes puntos a indicar, mediante el software Solidworks, por lo cual es obligatorio contar con los valores ya calculados con anterioridad, como se indica la figura 39, Es decir en el número 1, longitud de traslación del seguidor, número 2 tiempo de inicio, número 3 es el tiempo de desplazamiento de los 26.7 mm restantes con una velocidad lineal de 4 mm/s.

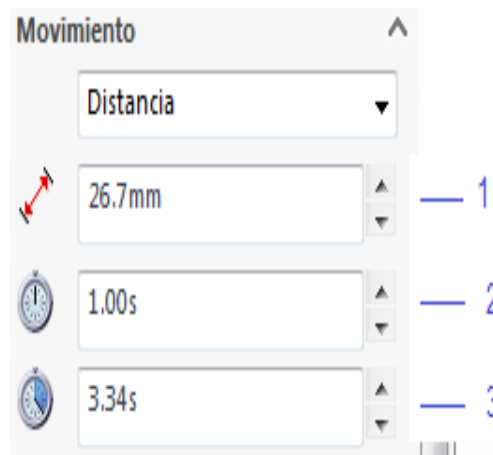


Figura 39. Valores de restricciones para aplicar al motor de la simulación del software Solidworks.

- **Velocidad y aceleración Angular para el punto A**

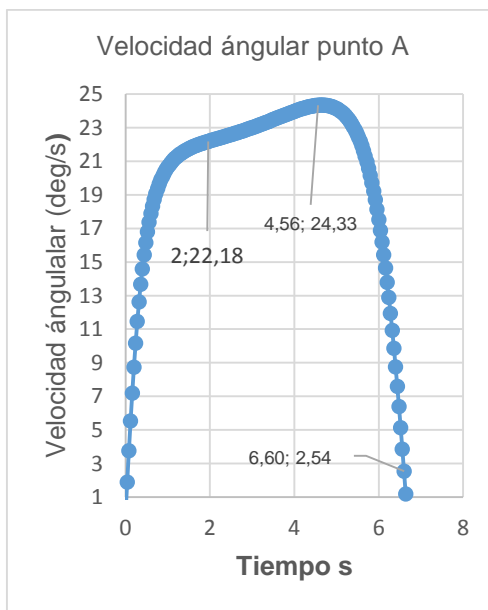


Figura 40. Velocidad para el punto A.

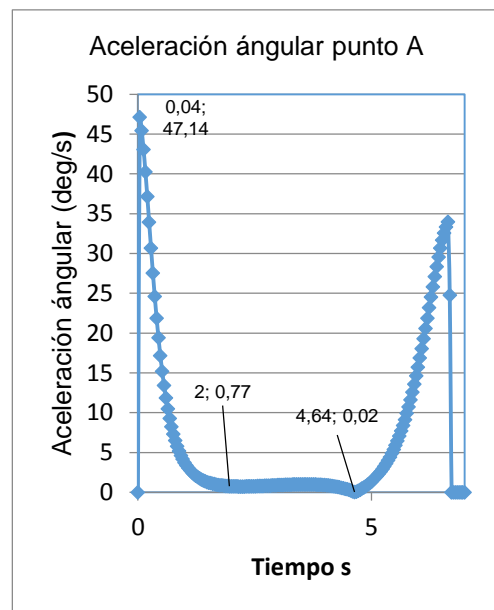
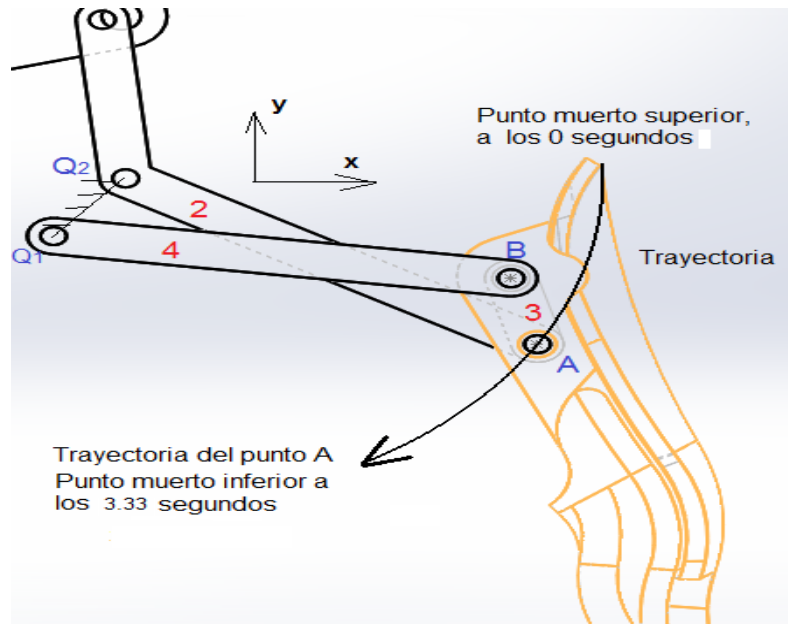


Figura 41. Aceleración para el punto A



La partícula A inicia acelerada como se indica en la figura 41, con un valor máximo de $47.17 \frac{deg}{s}$ o $(0.823 \frac{rad}{s})$, la misma que disminuye en el tiempo, al transcurrir 2s la velocidad es de $0.38 \frac{rad}{s}$, y su aceleración de $0.013 \frac{rad}{s^2}$ durante el intervalo de tiempo de 2 a 4s existe un incremento en la aceleración por lo cual la velocidad llega a los 4.52s de $24.33 \frac{deg}{s^2}$ o $(0.4233 \frac{rad}{s^2})$, como se aprecia en la figura 40, además se indica que el punto A está desacelerando el tiempo de 4 a 4.52 s, esto quiere decir que la partícula se mantiene en reposo en dicho tiempo, y el punto A es conducido por el punto B.

- **Velocidad y Aceleración para el punto B**

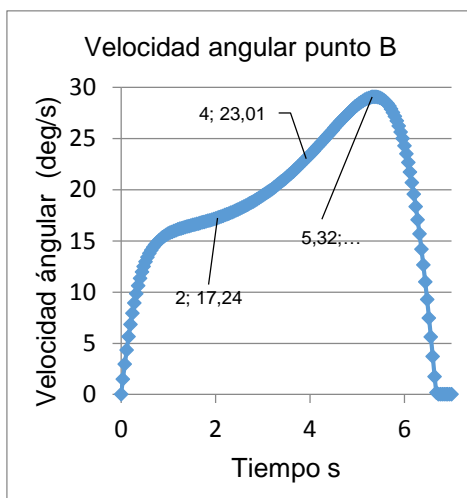


Figura 42 Velocidad angular en el punto B

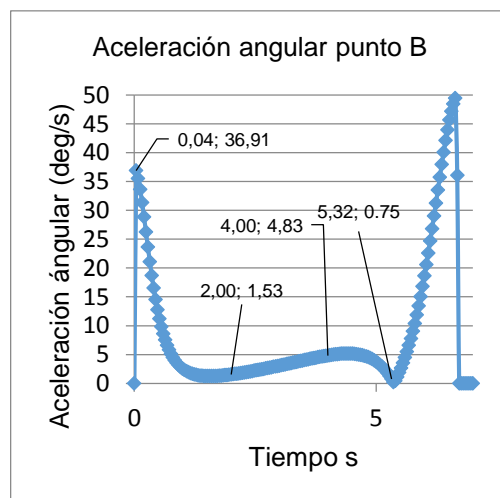
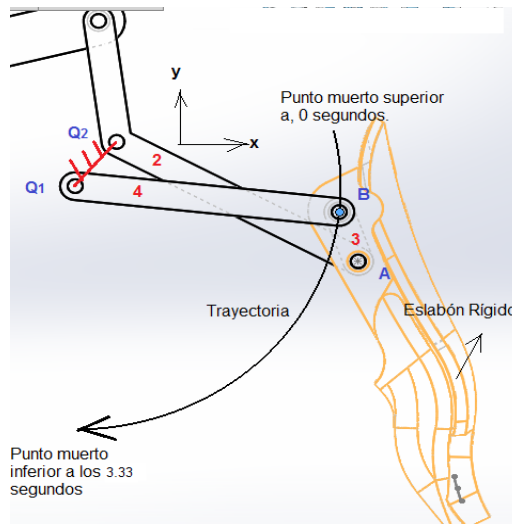


Figura 43. Aceleración para el punto B.



La aceleración inicial del punto B es de $36.91 \frac{deg}{s^2}$ o $(0.64 \frac{rad}{s^2})$, la misma que disminuye en el tiempo, a los 2s la velocidad es de $0.30 \frac{rad}{s}$ con una aceleración de $1.53 \frac{deg}{s^2}$ o $(0.026 \frac{rad}{s^2})$. Durante el intervalo de tiempo de 2 a 4s la aceleración aumenta a $4.83 \frac{deg}{s^2}$ o $(0.083 \frac{rad}{s^2})$, como consecuencia la velocidad llega a $29.04 \frac{deg}{s}$ o $(0.50 \frac{rad}{s})$ en el tiempo de 5.32 s, como se indica en la figura 42 y 43. Durante este tiempo el punto B, se mantiene constante en el tiempo, siendo conducido por el punto A.

- **Velocidad y Aceleración para el punto D**

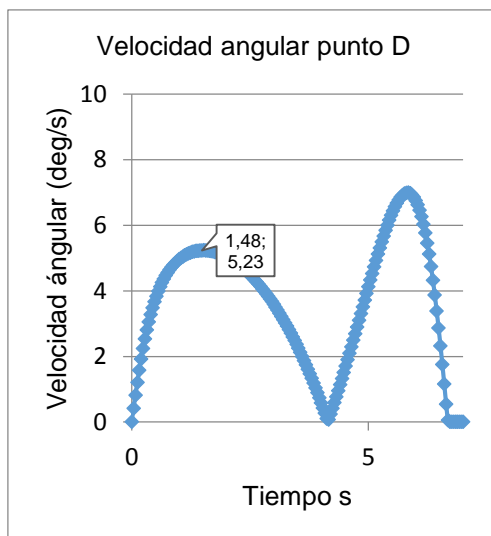


Figura 44 Velocidad angular en el punto D.

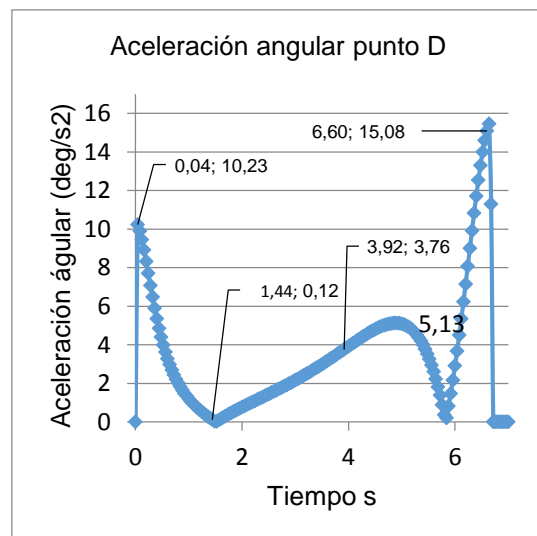
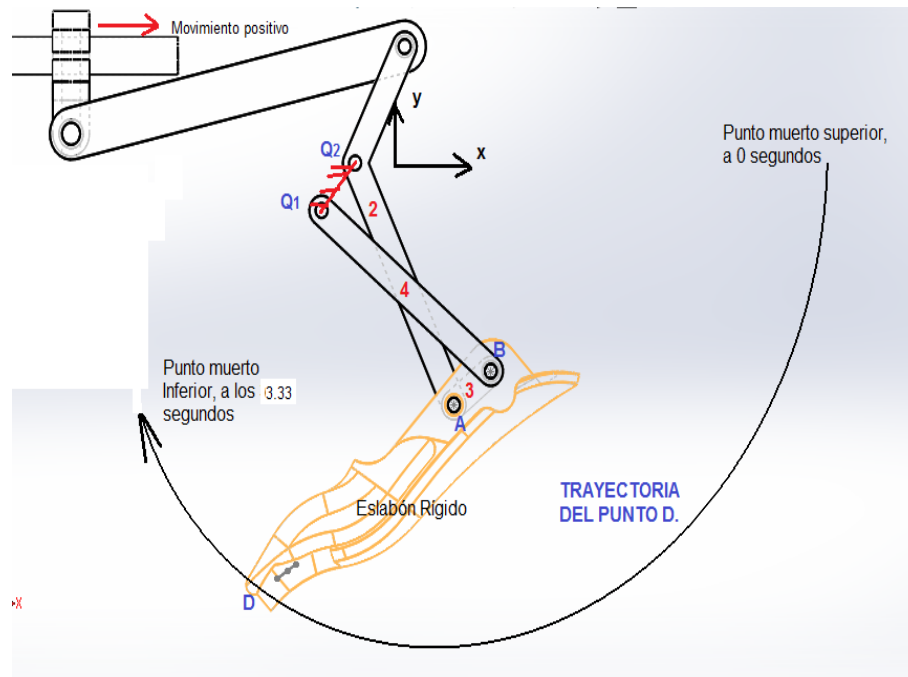


Figura 45 Aceleración para el punto D



El punto D, es parte del eslabón 3 como un elemento acoplador, por lo tanto el comportamiento de la trayectoria es similar. La aceleración inicial de $10.23 \frac{deg}{s^2}$ o $(0.17 \frac{rad}{s^2})$, la misma que disminuye en el tiempo al 1.48s, cuenta con una velocidad de $0.091 \frac{rad}{s}$, como se indica en la figura 44 y 45. Durante el intervalo de tiempo 1.48s a 4s, aumenta la aceleración, a $3.76 \frac{deg}{s^2}$ o $0.065 \frac{rad}{s^2}$, como efecto también aumenta la velocidad a $6.61 \frac{deg}{s^2}$ o $0.155 \frac{rad}{s^2}$ y sufre un freno en el tiempo de 5.12 s, esto dignifica que forma una nueva trayectoria tangente a la anterior.

3.3.4 Cálculo de fuerzas

Dentro de la prótesis mecánica existen dos mecanismos como se indica en la figura 46, el primero es de transmisión (A) y el segundo conecta al primero de ahí cede una trayectoria con el propósito de general el moviente de agarre esencial del funcionamiento de la prótesis (B). Por este motivo la primera opción a calcular el la fuerza que entrega el mecanismo de transmisión, el mismo que es alimentado por un micromotor de corriente continua de 6v, a 80 rpm y con un torque de 0.4237 Nm véase en la figura 47, se seleccionó dicho motor por ser el más compacto ya que dentro de la prótesis, la disponibilidad del espacio es mínima.

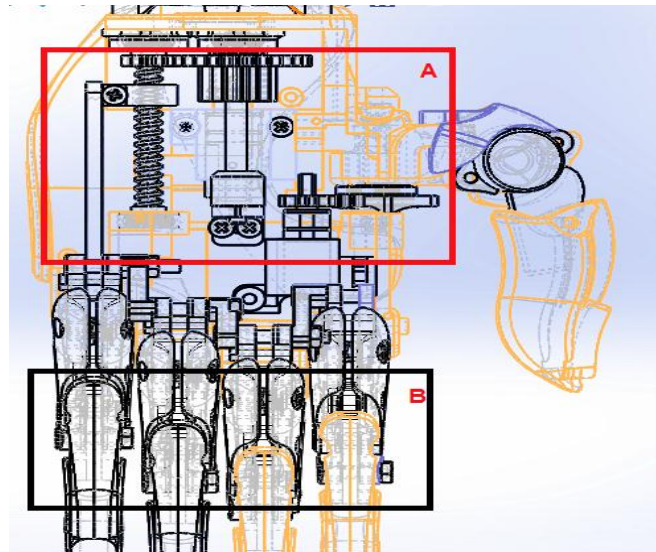


Figura 46. Diagrama de la prótesis mecánica completa, y lección del área de donde está ubicado los mecanismos.

Micromotor Metálico

Características:

- Motorreductor metálico con relación de engranaje 150:1.
- Rango de voltaje de operación: 3 a 9Vdc.

Especificaciones:

- A 6Vdc:
- Velocidad: 80RPM.
- Corriente sin carga: 70mA
- Corriente máxima: 1.6A
- Torque máximo: 0.423 Nm
- Dimensiones: 24 x 10 x 12 mm
- Peso: 10gramos Largo del eje: 9.27mm en forma de "D".

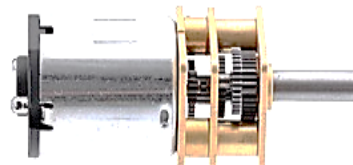


Figura 47. Características del micromotor de corriente continua.

3.3.5. Cálculo de fuerzas en el tren de engrandes rectos

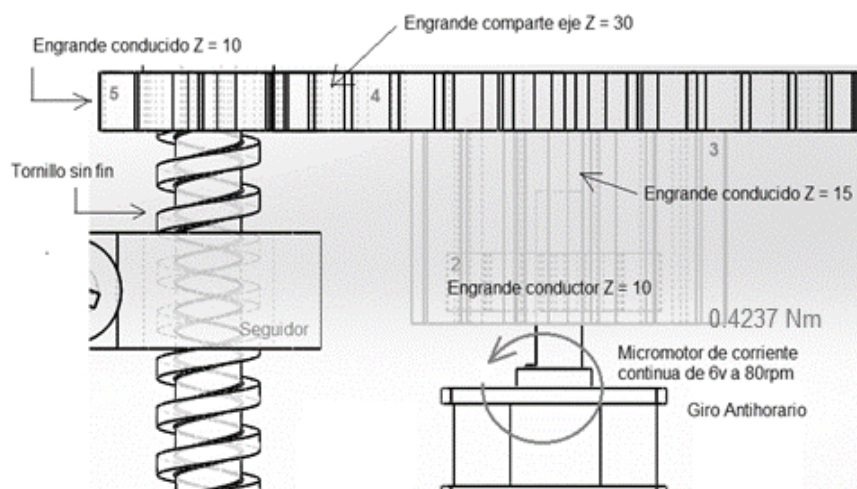


Figura 48. Diagrama de cuerpo libre del mecanismo de transmisión.

Relación de transmisión

$$L_{2-3} = \frac{N_2}{N_3} \quad (53)$$

$$L_{4-5} = \frac{N_4}{N_5} \quad (54)$$

Donde:

L_{2-3} = Relación de transmisión; N_2 = Número de dientes; 10; N_3 = Número de dientes; 15

N_4 = Número de dientes; 30; N_5 = Número de dientes; 10

Entonces:

$$L_{2-3} = 0.666$$

$$L_{4-5} = 3$$

Para el engrane 2

Potencia

$$P = \tau \times \omega \quad (55)$$

Donde:

P = Potencia en W; τ = Torque en Nm; 0.4237 Nm; ω = velocidad angular en rpm;
 $8.3775 \frac{rad}{s}$

Entonces:

$$P = 3.5495 W$$

Fuerza en engrandes rectos

$$W_t = \frac{60000 \times P}{\pi \times d \times n} \quad (56)$$

$$W_r = tg(\theta) W_t \quad (57)$$

$$W_n = \frac{W_t}{\cos(\theta)} \quad (58)$$

Donde:

W_t = Fuerza Tangencia kN; W_r = Fuerza Radial kN; W_n = Fuerza Normal kN.

Datos:

P = Potencia; 3.595 W; d = Diámetro del engrande; 10 mm; n = Velocidad;
 $8.3775 \frac{rad}{s}$

θ = Ángulo de presión, 20°

Entonces:

$$F_t = W_t = 0.08473 \text{ kN}$$

$$F_r = W_r = 0.0308 \text{ kN}$$

$$F_n = W_n = 0.09016 \text{ kN}$$

Engrane 2-3

$$T_3 = \frac{T_2 \times W_2}{W_3} \quad (59)$$

Datos:

$$T_3 = \text{Torque; Nm; } T_2 = \text{Torque; } 0.4237 \text{ Nm; } W_2 = 8.3775 \frac{\text{rad}}{\text{s}}; W_3 = 5.585 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$$

Entonces:

$$T_4 = T_3 = 0.635 \text{ Nm}$$

Engrane 4-5

$$T_5 = \frac{T_4 \times W_4}{W_5} = 0.2116 \text{ Nm} \quad (60)$$

Datos:

$$T_5 = \text{Torque; Nm; } T_4 = \text{Torque; } 0.635 \text{ Nm; } W_4 = 5.585 \frac{\text{rad}}{\text{s}}; W_5 = 16.775 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$$

Resultado del mecanismo de transmisión

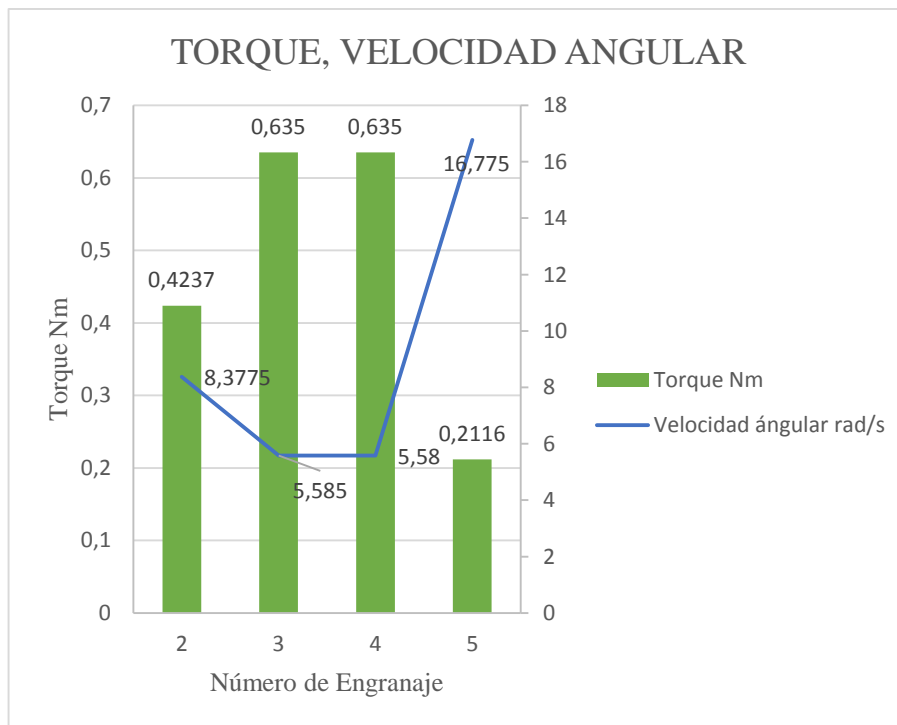


Figura 49. Indica la pérdida de potencia en los engrane, pero la ganancia en la velocidad angula.

El tren de engranajes instalado en el prototipo de la prótesis de mano, se diseñó para ser un duplicador de velocidad como se indica en resumen en la figura 49, llegando a aumentar un 49%, sin embargo el torque disminuye al mismo porcentaje, siendo perjudicial en la presión de la falange, para contrarrestar este efecto se instaló un tornillo de potencia con un seguidor, este arreglo mecánico se realizó porque el mecanismo de los falanges se debe auto bloquear, y el tornillo de sin lo permite cuando se lo diseña, así mismo se debe considerar que una prótesis debe ser delicada para la toma de objetos, y satisfactoria para el paciente, como se puede interpretar dentro de la norma. INEN - ISO 22523-2014 [31].

3.3.6. Diseño del tornillo de potencia

Los parámetros necesarios a cumplir del tornillo de potencia para el prototipo son: transmitir la velocidad lineal, las dimensiones como los diámetros, el paso y longitud de rosca se impuso porque se considera el espacio dentro de la prótesis, resistente, el material no debe ser corrosivo.

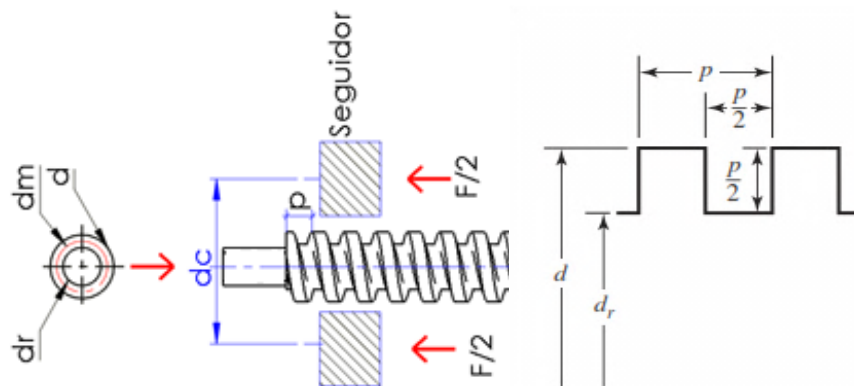


Figura 50. Diagrama de cuerpo libre para el diseño del tornillo.

Datos:

$F = 23.76 \text{ N}$; d =diámetro mayor, 6mm; d_r = diámetro menor; 3mm

$f_c = f$ = Coeficiente de rozamiento entre bronce; 0.2 [33]; L = avance, 9mm

$$d_m = \frac{d + d_r}{2} \quad (47)$$

$$d_m = 4.5 \text{ mm}$$

a) Fuerza de empuje por parte del tornillo al mecanismo

$$T_R = \frac{F d_m}{2} \left(\frac{1 + \pi f d_m}{\pi d_m - f l} \right) + \frac{F f_c d_c}{2} \quad (48)$$

$$T_5 = T_R$$

$$F = \frac{T_R}{\frac{d_m}{2} \left(\frac{L + \pi f d_m}{\pi d_m - f L} \right) + \frac{f_c d_c}{2}} \quad (49)$$

Despejamos la F de la ecuación 24, ya que relacionamos el torque que entrega los engrandes para el tornillo.

Donde:

T_R = Torque; 0.2116 Nm; d_c = 8 mm; d_m = diámetro medio = 4.5m, F = Fuerza; kN;

Por lo tanto:

$$F = 24.32 \text{ N}$$

Al determinar el esfuerzo de Von Mises σ^* se podrá comprobar si el material es adecuado para soportar los esfuerzos normales y cortantes.

$$\sigma_x = \frac{6F}{\pi d_r n_t p} \quad (50)$$

$$\sigma_y = 0 \quad (51)$$

$$\sigma_z = -\frac{4F}{\pi d_r^2} \quad (52)$$

b) Esfuerzo axial normal

$$\sigma_z = -\frac{4F}{\pi d_r^2} \quad (53)$$

Donde:

σ = Esfuerzo, MPa; d_r = Diámetro de pasos; 3mm, el valor se obtiene de la siguiente ecuación $d_r = d - p$.

Entonces:

$$\sigma_z = -0.8495 \text{ MPa.}$$

c) Esfuerzo flexionante

$$\sigma_x = \frac{6F0.38}{\pi d_r 3p} \quad (54)$$

Donde:

σ_f = Esfuerzo flexionante; MPa; p = Número de paso; 3mm

Entonces:

$$\sigma_x = 5.369 \times 10^{-3} \text{ MPa}$$

d) Esfuerzo Cortante:

$$\tau_{zx} = \frac{16T}{\pi d_r^3} \quad (55)$$

Donde:

τ_{zx} = Esfuerzo cortante en el plano zx; T = Torque en Nm; 0.2116Nm

$$\tau_{zx} = 0.0399 \text{ MPa}$$

El esfuerzo de von Mises se calculará con la siguiente ecuación.

$$\sigma^* = \frac{1}{\sqrt{2}} \left[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2) \right]^{1/2} \quad (56)$$

$$\sigma^* = 8.44 \text{ MPa}$$

e) Factor de seguridad

$$n = \frac{S_y}{\sigma^*} \quad (57)$$

$$n = 11.372$$

3.3.7. Cálculo de Fuerzas que actúan en los componentes de las falanges

Dentro del ensamble para cada dedo contamos con 6 elementos, como se puede ver en la figura 51 (B), los mismos que soportan esfuerzos por las cargas aplicadas en el punto C, F y D, La fuerza en el punto C, corresponde a la que es generado por el mecanismo de transmisión, mientras que la fuerza aplicada en el punto F y D, se tomó como referencia.

Como la geometría de cada componente es diferente, se considera las reacciones ya calculadas, esta vez se colocará la carga a los puntos, E, F, G, H, con el objetivo de conocer las componentes de fuerzas y luego analizar la resistencia del material si soporta o no la carga.

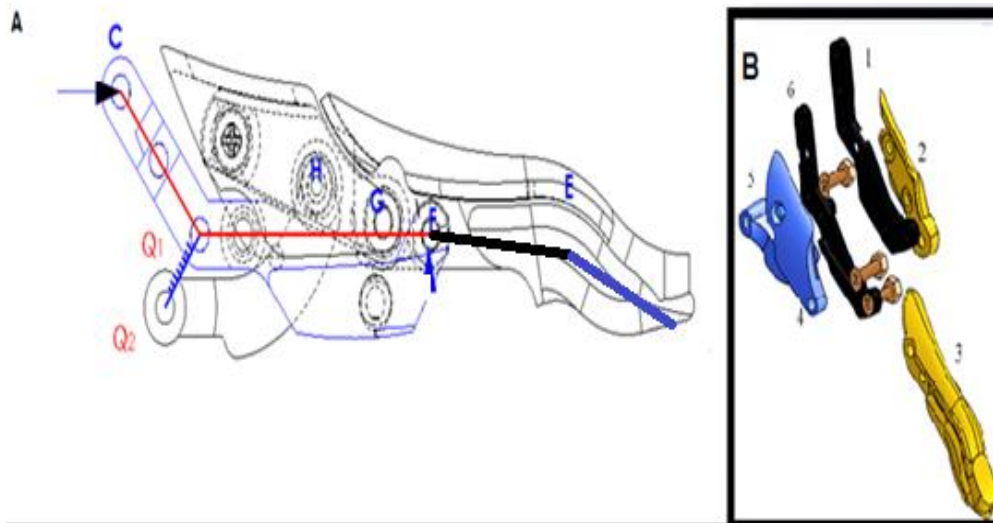


Figura 51. Diagrama de cuerpo libre de la falange.

a) **Análisis de fuerzas para el eslabón que contiene los puntos C-Q₁-F**

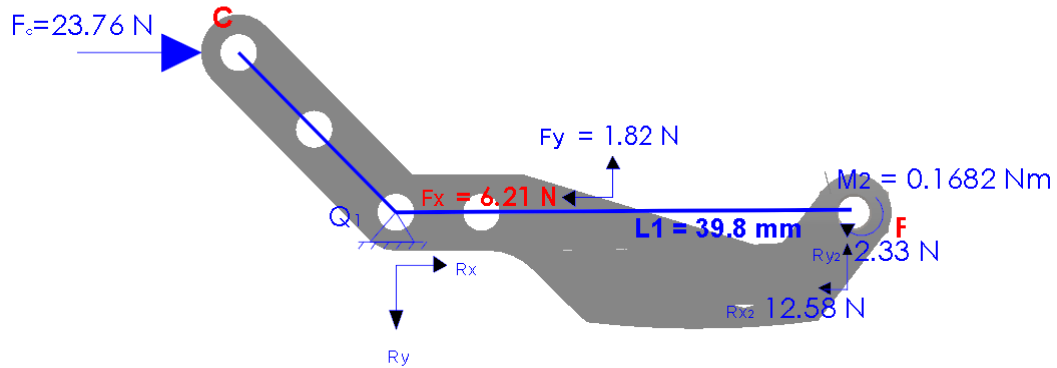


Figura 52. Representaciones de las fuerzas en el diagrama de cuerpo libre para la barra Q₁-F.

Todas las fuerza descritas en la figura 52, fueron calculadas como se detallan al inicio del capítulo 3, las mismas se ocuparán dentro del elemento para determinar las reacciones en el punto Q₁. Con el objetivo de analizar el componente por el método de elementos finitos.

Sumatoria de Fuerzas para el nodo Q₁

$$+\uparrow \sum F_y = 0 \quad (58)$$

$$+1.82 \text{ N} + 2.33 \text{ N} - R_y = 0$$

$$R_y = 4.15 \text{ N}$$

$$+\rightarrow \sum F_x = 0 \quad (59)$$

$$-6.21 \text{ N} - 12.58 \text{ N} + R_x = 0$$

$$R_x = 18.79 \text{ N}$$

Sumatoria de Momentos para el nodo Q₁

$$+\circlearrowleft \sum M_{Q_1} = 0 \quad (60)$$

$$- F_y (0.0199) \text{ m} - M_2 - 2.33 (0.0398) \text{ m} + M_{Q_1} = 0$$

$$M_{Q_1} = 0.092 \text{ N m} + 0.1682 \text{ N m} + 0.0362 \text{ N m}$$

$$M_{Q_1} = 0.2964 \text{ N m}$$

b) **Análisis de fuerzas del eslabón que contiene los puntos Q₂-H**

El eslabón que contiene los puntos Q₂-H, trabaja de la siguiente forma, cuando el mecanismo funciona de forma libre es decir sin tener que tomar objetos, tiende a ser parte solo de la trayectoria, sin poseer una fuerza representativa, pero no

significa que la fuerza = 0, el eslabón Q_2 -H ayuda a estabilizar el mecanismo para comprobar se realiza un diagrama de cuerpo libre y determinar las fuerzas que actúan.

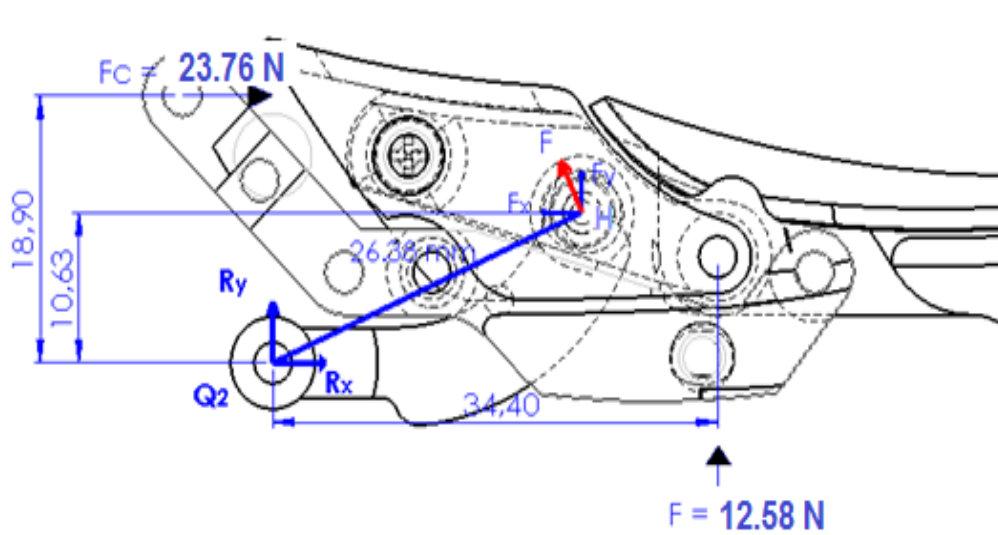


Figura 53. Representaciones de las fuerzas en el diagrama de cuerpo libre para la barra $Q_2a F$.

Punto H

La fuerza que aplica en el punto D, también afecta al punto H, por esta razón es necesario trasladar dicha fuerza por componentes X, Y para dicho punto, como se puede ver en la figura 53.

$$+\downarrow \sum M_{Q_2} = 0 \quad (61)$$

$$12.58 \text{ N} (0.0344) \text{ m} + F (0.02638) - 23.76 (0.01063) \text{ m} = 0$$

$$F = \frac{23.76 (0.01063) - 12.58 \text{ N} (0.0344) \text{ m}}{(0.02638)}$$

$$F = - 6.80 \text{ N}$$

$$+\uparrow \sum F_{yQ_1} = 0 \quad (62)$$

$$6.80 \text{ N} \cos (23.97) - R_{yQ_2} = 0$$

$$R_{yQ_2} = 6.32 \text{ N}$$

$$+\rightarrow \sum F_{xQ_1} = 0 \quad (63)$$

$$R_{xQ_2} = 4.45 \text{ N} \text{ sen } 23.97^\circ$$

$$R_{xQ2} = 2.50 \text{ N}$$

c) **Análisis de fuerzas del eslabón que contiene los puntos O-E**

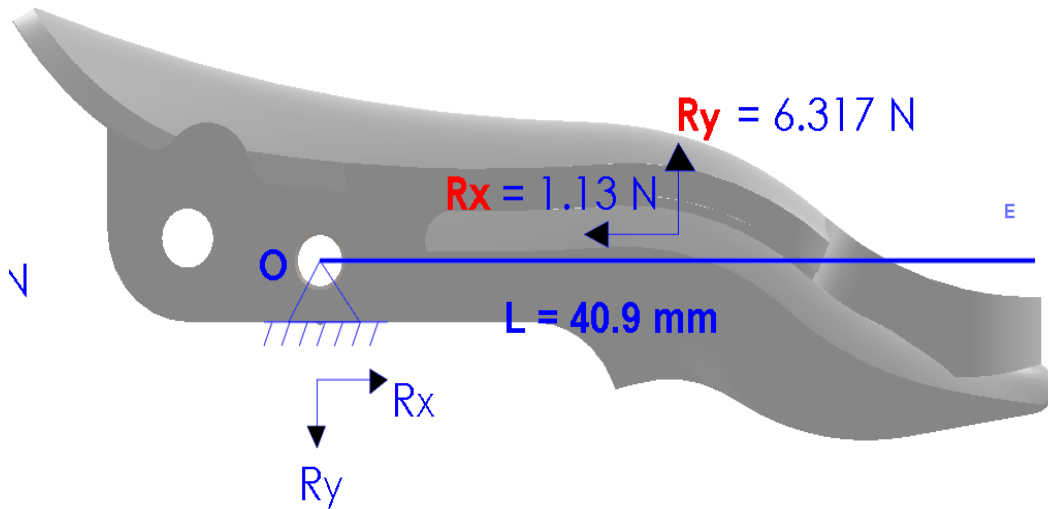


Figura 54. Representaciones de las fuerzas equivalentes en el diagrama de cuerpo libre para la barra O a E.

Sumatoria de Fuerzas para el nodo O

$$+\uparrow \sum F_y = 0 \quad (64)$$

$$-- R_y + 6.317 \text{ N} = 0$$

$$R_y = 6.31 \text{ N.}$$

$$+\rightarrow \sum F_x = 0 \quad (65)$$

$$+ R_x - 1.13 \text{ N} = 0$$

$$R_x = 1.13 \text{ N.}$$

Sumatoria de Momentos para el nodo O

$$+\odot \sum M_o = 0 \quad (66)$$

$$6.317 (0.02045) \text{ m} - M_o = 0$$

$$M_o = 0.129 \text{ N m.}$$

3.3.8. Selección de material para la fabricación del prototipo

La fabricación de la prótesis mecánica se realizó con la impresión 3D con tecnología Fused Deposition Modeling, por lo tanto existe en el Ecuador tres tipos

de materiales que se comercializan estos son: (ABS, PETG y PLA), dentro de la tabla 8 se especifica las propiedades mecánicas de cada material.

Tabla 8. Propiedades mecánicas del material. Fuente [33] - [35].

	Ácido Poliláctico (PLA)	Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)	Tereftalato de polietileno (PETG)
Módulo de elasticidad a la tracción	2.34 GPa	2.8GPa	2.4GPa
Esfuerzo de tracción a la rotura	45.6 Mpa	69MPa	53MPa
Densidad	$1250 \frac{kg}{m^3}$	$1030 \frac{kg}{m^3}$	$1270 \frac{kg}{m^3}$

Para seleccionar el material se tomará en consideración un elemento de la prótesis, además se asume un factor de seguridad de 2.

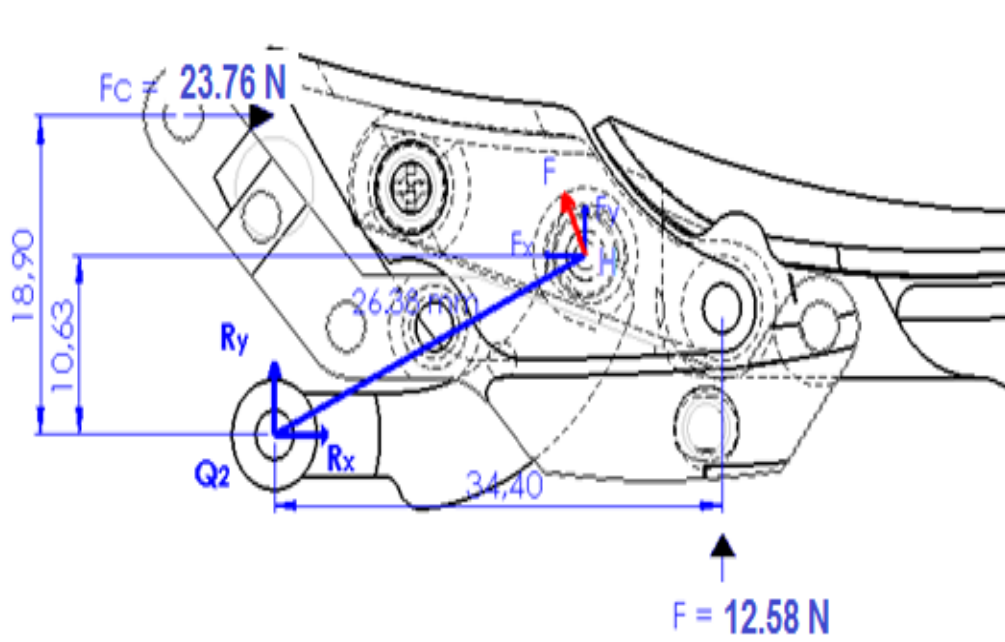


Figura 55. Representaciones de las fuerzas en el diagrama de cuerpo libre para la barra Q_2 a H .

$$\sum F_{yQ1} = 0 \quad (67)$$

$$6.80 \text{ N} \cos(23.97) - R_{yQ2} = 0$$

$$R_{yQ2} = 6.32 \text{ N}$$

$$\sum F_{xQ1} = 0 \tag{68}$$

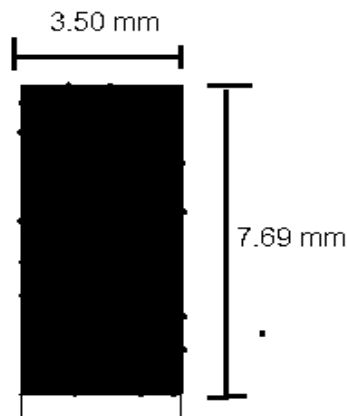
$$R_{xQ2} = 4.45 \text{ N} \text{ sen } 23.97^\circ$$

$$R_{xQ2} = 2.50 \text{ N}$$

$$\sigma_{max} = \frac{M}{S} \tag{69}$$

Donde: M = 0.1667Nm, S = sección transversal

$$S = \frac{a b^2}{6} = \frac{3.50 \times 7.69^2}{6} = 3.44 \times 10^{-8}$$



$$\sigma_{max} = \frac{0.1667 \text{ Nm}}{3.44 \times 10^{-8}} = 4.846 \text{ MPa} \tag{70}$$

$$n = \frac{\text{Esfuerzo último}}{\text{Esfuerzo admisible}}$$

$$Sy = \sigma_{max} * 2$$

$$Sy = 9.69 \text{ MPa}$$

Análisis de resultados

El material PLA cuenta con un módulo de elasticidad de 2.34 GPa, y se necesita un material de 9.69 MPa, Los componentes podría ser más pequeño pero debe tener dimensiones anatómicas, cumple con las características mecánica para proceder al análisis de todos los elementos.

3.3.9. Análisis de los componentes por el método de los Elementos finitos

(MEF)

Para garantizar que todos los componentes resistan los esfuerzos a los que serán sometidos durante el funcionamiento de la mano, se realizará el estudio de esfuerzo por (MEF) para cada miembro del dedo, ya que contiene 6 piezas, de las cuales (4-2) solo se utiliza como carcasa los restantes están sometidos a la fuerza como se observa en la figura 51 (B).

La fabricación del prototipo de la prótesis de mano se realizó con materiales locales y con la tecnología de impresión 3d. Por este motivo, el material se comporta para el análisis como Ortotrópico, que significa que se va a romper en las uniones entre capas.

a) Análisis por (MEF) para el elemento 6

Anteriormente se calculó las fuerzas que actúan sobre dicho eslabón, las mismas que se aplicará para el análisis por (MEF). Dentro de la Tabla 9. Explicó el tipo de material y sus propiedades mecánicas, también dentro del (Anexo) 1, detalla la ficha de datos técnicos PLA, del fabricante Ultimaker que se tomó referencia para el desarrollo de este proyecto.

Tabla 9. Propiedades mecánicas del material a utilizar para la prótesis mecánica.

Propiedades Mecánicas del material			
Material	Esfuerzo de tracción a la rotura	Módulo de elasticidad a la tracción.	Resistencia a la Flexión.
Ácido Poliláctico (PLA)	45.6 MPa	2346.5 MPa	103.0MPa

Restricciones.

Es esencial colocar la restricción de empotramiento (Fijo) en la cara cilíndrica que se indica en la figura 56 (W).

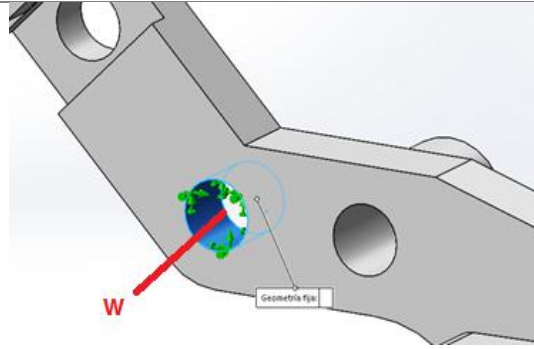


Figura 56. Restricción de aplicación como empotramiento para el elemento 6.

Fuerzas resultantes

Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	0.29122	-0.0193494	-0.0115584	0.0225388

Aplicación de Fuerzas

Dichas fuerzas representadas en la figura 57, son las mismas que se calcularon, con anterioridad.

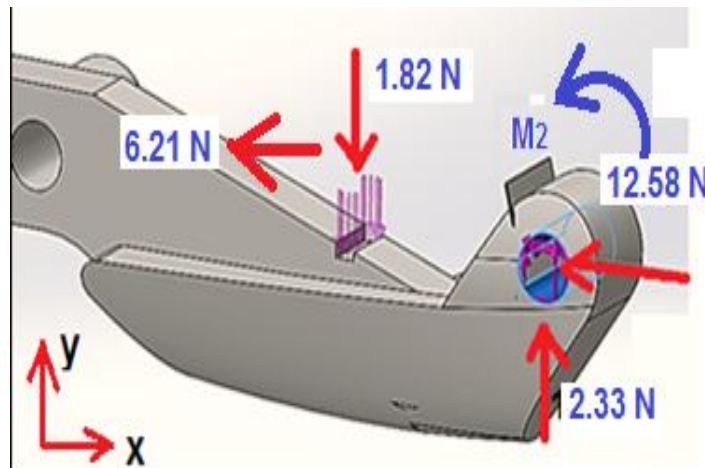


Figura 57. Fuerzas que actúan para el elemento 6.

Convergencia y mallado

La confiabilidad de los resultados de esfuerzo es directamente proporcional al tamaño de malla, por esta razón se presenta la curva de convergencia en la figura 59, donde después de aplicar varios análisis con diferente medida en la malla, llega a un punto donde el porcentaje de error es inferior al 2% entre análisis, este error indica dentro de los parámetros de ayuda del software. En conclusión el tipo de mallado es de 0.25mm su la geometría es triangular.

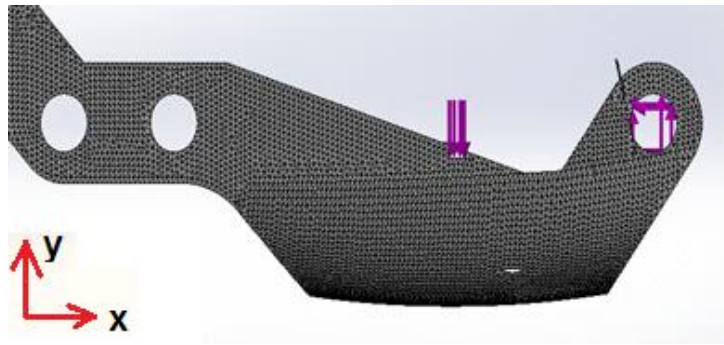


Figura 58. Mallado del elemento 6.

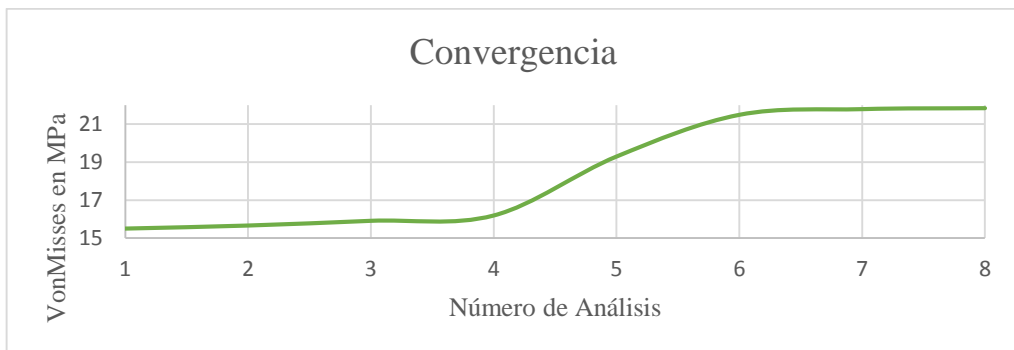


Figura 59. Curva de convergencia de mallado para el elemento 6.

Concentración de esfuerzos

La mayor concentración de esfuerzos del elemento 6, se representa en figura 60, (P). Donde se interpreta que es la zona crítica donde podrá fallar el elemento.

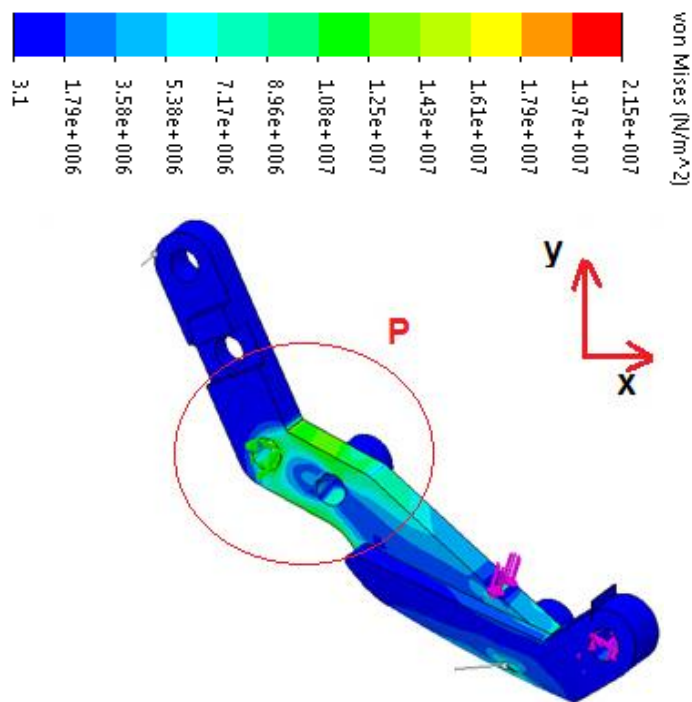
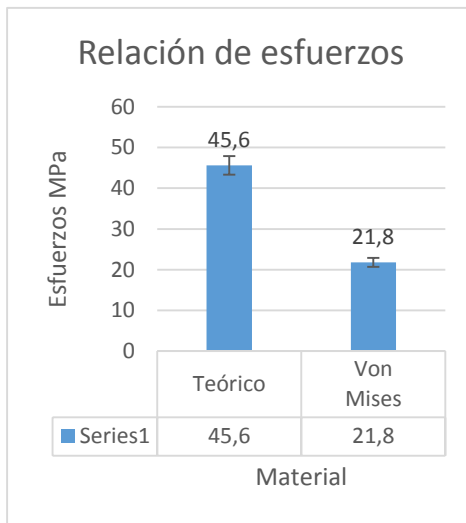


Figura 60. Concentración de esfuerzos y von Mises para el elemento 6.

Análisis de Resultados

El esfuerzo de tracción a la ruptura del material (PLA), es de 45 MPa. Mientras que el esfuerzo de Von Mises es de 21.8 MPa, como se aprecia en la figura 61 (A), para el elemento 6. En conclusión el esfuerzo de ruptura está por encima del esfuerzo admisible, de acuerdo a lo antes citado, el diseño de dicho elemento cumplen con las condiciones de fuerzas que se analizó durante el desarrollo de este documento, por lo tanto se fabricó bajo esas condiciones, como se aprecia en la figura 61 (B).

A



B

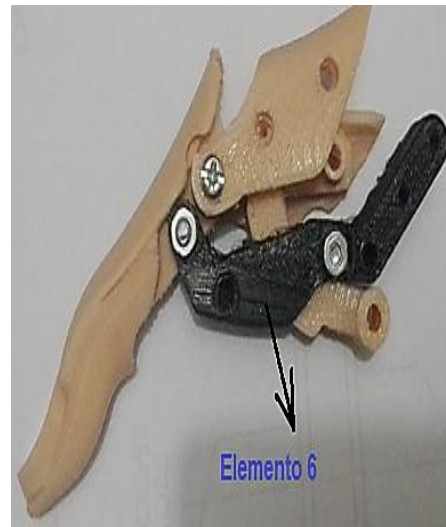


Figura 61. Interpretación de esfuerzos para el elemento 6.

Factor de Seguridad

$$n = \frac{\text{Esfuerzo último}}{\text{Esfuerzo admisible}} \quad (71)$$

$$n = \frac{45.6 \text{ MPa}}{21.8 \text{ MPa}} = 2.091$$

b) Análisis por (MEF) para el elemento 5

Con anterioridad se calculó las fuerzas que actúan sobre el elemento, las mismas que se colocarán para el análisis por elementos finitos a través del software Solidworks.

Restricciones

Se coloca la restricción de empotramiento (Fijo) en la cara cilíndrica que se indica en la figura 62 (K).

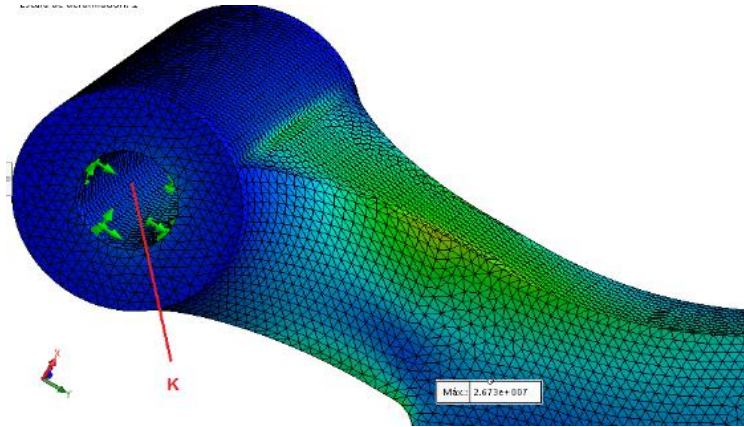


Figura 62. Restricción de aplicación como empotramiento para el elemento 5.

Fuerzas resultantes

Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	-0.0468	0.0990498	0.0121445	0.10955

Aplicación de Fuerzas

Las fuerzas que se representan en la figura 58 son las calculadas, con anterioridad.

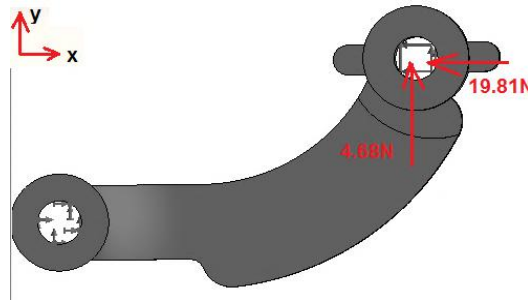


Figura 63. Fuerzas que actúan en el elemento 5.

Convergencia y mallado

El mallado para el análisis de este elemento que se indica en la figura 64, después de realizar varios análisis el tamaño de la malla es de 0.3 mm, el error entre iteraciones es de 1.25% el porcentaje de error es inferior al 2% que indica dentro de los parámetros de ayuda del software, bajo este antecedente se determinó la curva la curva de convergencia que se muestra en la figura 65.

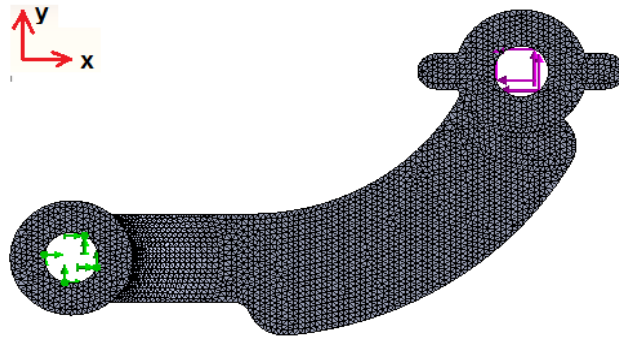


Figura 64. Fuerzas que actúan en el elemento 5.

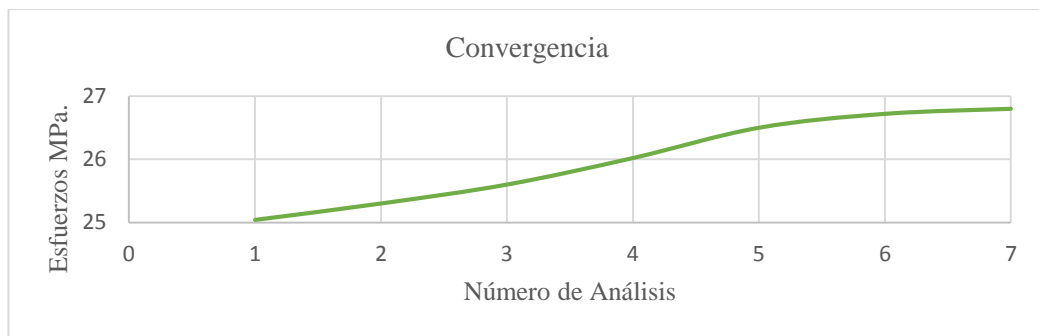


Figura 65. Convergencia de análisis en el elemento 5.

Concentración de Esfuerzos

Como se evalúa en la figura 66 (S), la concentración de esfuerzos ocurre cuando existe un cambio de sección, llegando a un valor de esfuerzo de Von Mises de 26.7MPa.

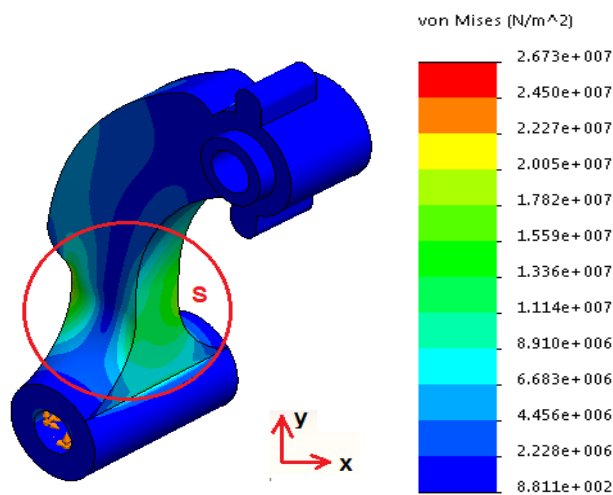


Figura 66. Interpretación de esfuerzos para el elemento 5.

Análisis de Resultados

Como el material cuenta con un esfuerzo de tracción a la ruptura 45 MPa, y el análisis indica un valor de Von Mises es de 26.76 MPa, como se aprecia en la figura

67 (A), para el elemento 5. En conclusión el esfuerzo que soporta el elemento está por debajo del esfuerzo de ruptura del material, pero podría mejorarse el diseño, como la concentración de esfuerzos ocurre en el cambio de sección como se ve en la figura 67 (B), se podría realizar un redondeo en las aristas o crear nervios con el objetivo de reducir la concentración de esfuerzos en esa área.

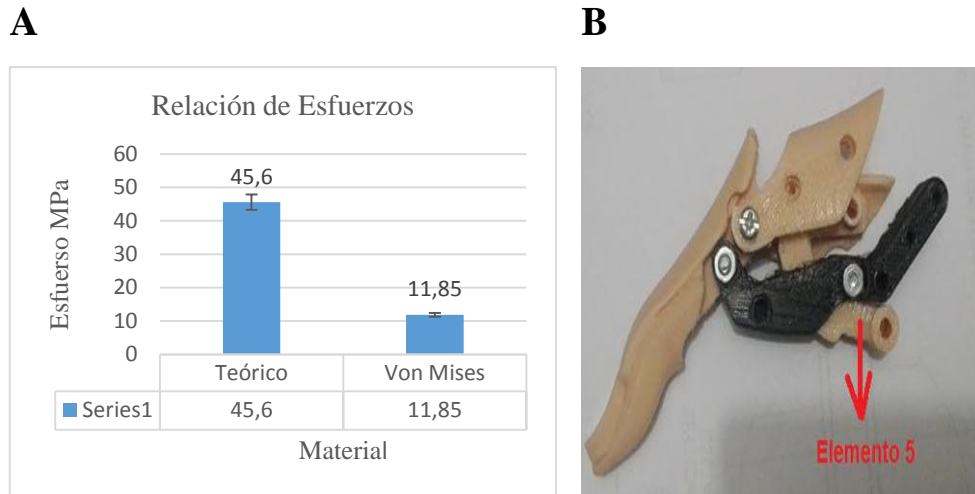


Figura 67. Relación de esfuerzos y von Mises para el elemento 5.

Factor de Seguridad.

$$n = \frac{\text{Esfuerzo último}}{\text{Esfuerzo admisible}} \tag{72}$$

$$n = \frac{45.6 \text{ MPa}}{26.73 \text{ MPa}} = 1.70$$

c) Análisis por (MEF) para el elemento 3

Dicho elemento se comporta como un eslabón rígido, responsable del contacto con los objetos, con base a lo expuesto este eslabón se diseñó con el fin de que se el resistente porque está en contacto directo a la sujeción, las fuerzas que se calcularon se aplicará para el análisis.

Restricciones del material

En la figura 68 en el punto (P), se muestra el lugar donde debe ir la restricción de apoyo fijo.

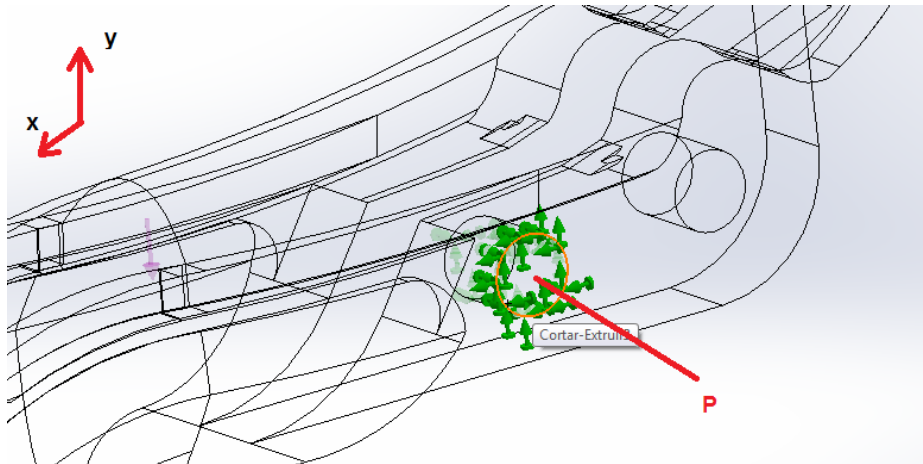


Figura 68. Restricción de apoyo para el elemento 3.

Fuerzas resultantes

Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	-0.226378	-0.192224	0.03092	0.194695

Aplicación de Fuerzas

En la figura 69, damos a conocer el valor de las cargas que se aplicarán en el elemento 3.

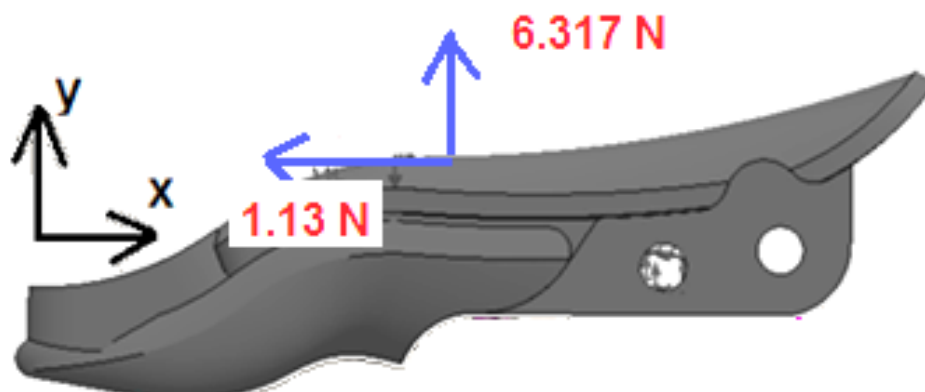


Figura 69. Fuerzas que actúan en el elemento 3.

Convergencia y mallado

El mallado para el análisis de este elemento que se indica en la figura 70, después de realizar varios análisis el tamaño de la malla es de 0.4 mm, el error entre iteraciones es de 1.8% el porcentaje de error es inferior al 2% que indica dentro de los parámetros de ayuda del software, bajo este antecedente se determinó la curva de convergencia que se muestra en la figura 71.

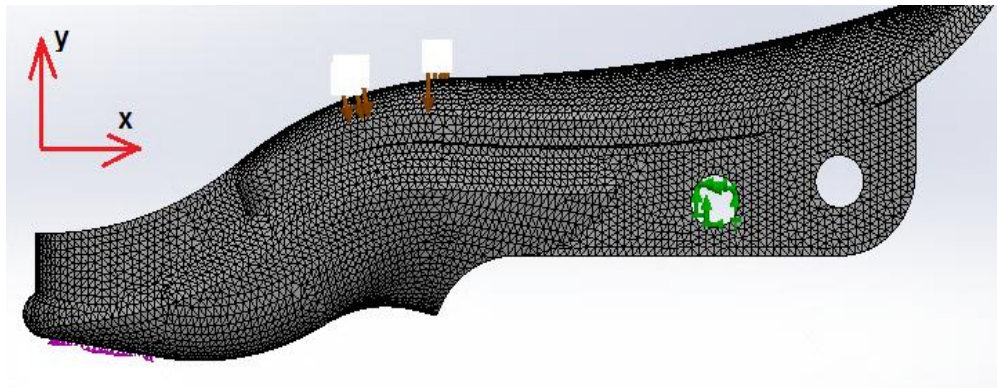


Figura 70. Fuerzas que actúan en el elemento 3.

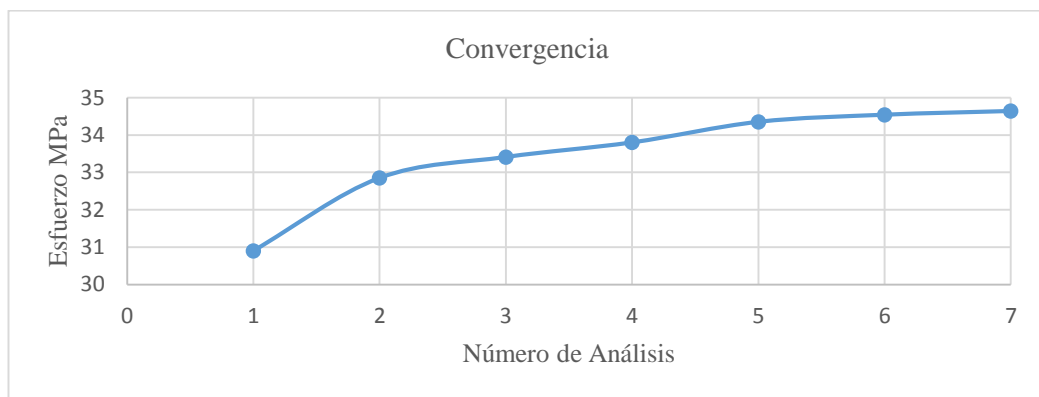


Figura 71. Convergencia de análisis en el elemento 3.

Concentración de Esfuerzos

La concentración de esfuerzos en el punto G, de la figura 72, indica dos posibles fallas estas son: en el empotramiento y en la parte superior del mismo punto dando un valor máximo de von Mises de 11.85MPa.

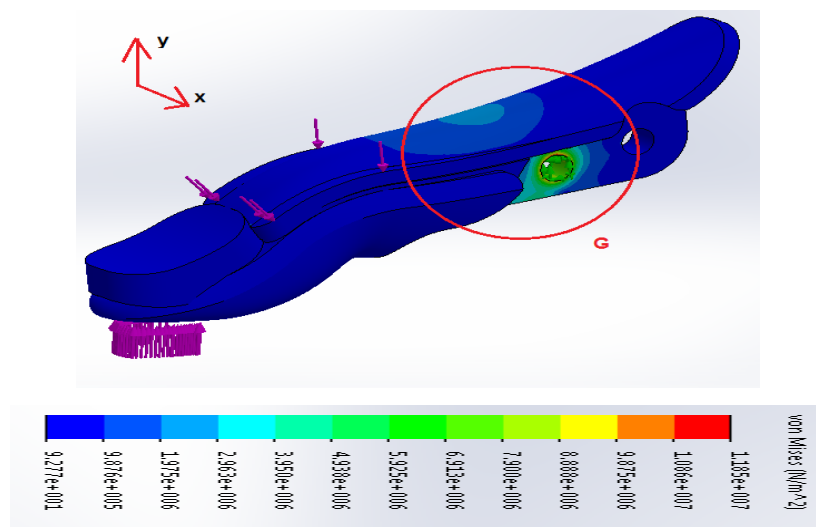
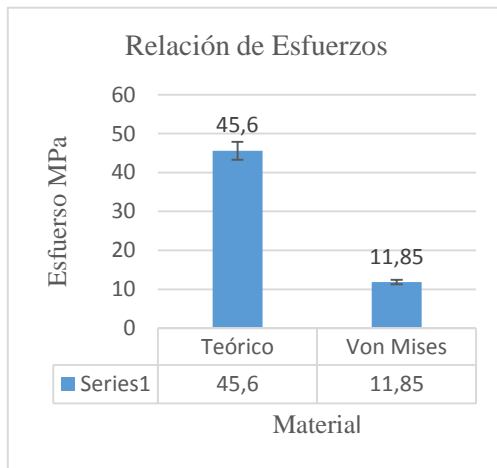


Figura 72. Interpretación de esfuerzos para el elemento 5.

Análisis de Resultados

Como el material cuenta con un esfuerzo de tracción a la ruptura 45 MPa, y el análisis indica un valor de Von Mises de 11.38 MPa, como se aprecia en la figura 73 (A), para el elemento 3. El esfuerzo que soporta el elemento está por debajo del esfuerzo de ruptura del material, En conclusión a pesar de soportar el elemento 3 a las cargas, se debe mejorar el mecanismo de ensamble entre elementos 3 y 6, porque el esfuerzo más la fuerza de rozamiento al activar el mecanismo, produce un desgaste en el agujero, siendo más propenso a la falla de ruptura además perdería una de sus propiedades del mecanismo que es su trayectoria.

A



B

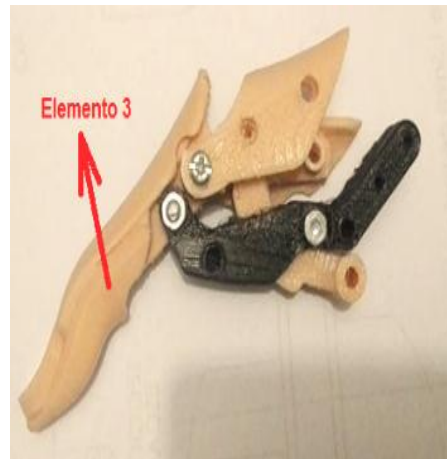


Figura 73. Relación de esfuerzos y von Mises para el elemento 3

Factor de Seguridad

$$n = \frac{\text{Esfuerzo último}}{\text{Esfuerzo admisible}} \quad (73)$$

$$n = \frac{45.6 \text{ MPa}}{11.85 \text{ MPa}} = 3.84$$

3.3.10. Pruebas de funcionamiento

En resumen al activar el mecanismo de 4 barras cruzadas proporciona una velocidad, aceleración y trayectoria, valores que fueron calculados dentro del

desarrollo de este proyecto, la cual permite simular el movimiento de las falanges dentro de la prótesis mecánica.

Por otro punto la mano humana cumple con varios movimientos, que está directamente relacionado con los grados de libertad, sin embargo el prototipo cuenta en la falange con 1 grado de libertad, que responde a la trayectoria circular como se indica en la figura 74. que se impuso al inicio del capítulo.

Para generar el agarre es necesario analizar una coeficiente de rozamiento, relacionada con el material de contacto, sin embargo dicho coeficiente debe ser mayor a 0.5, los materiales que ofrecen esta característica es el cuero o la goma (caucho).

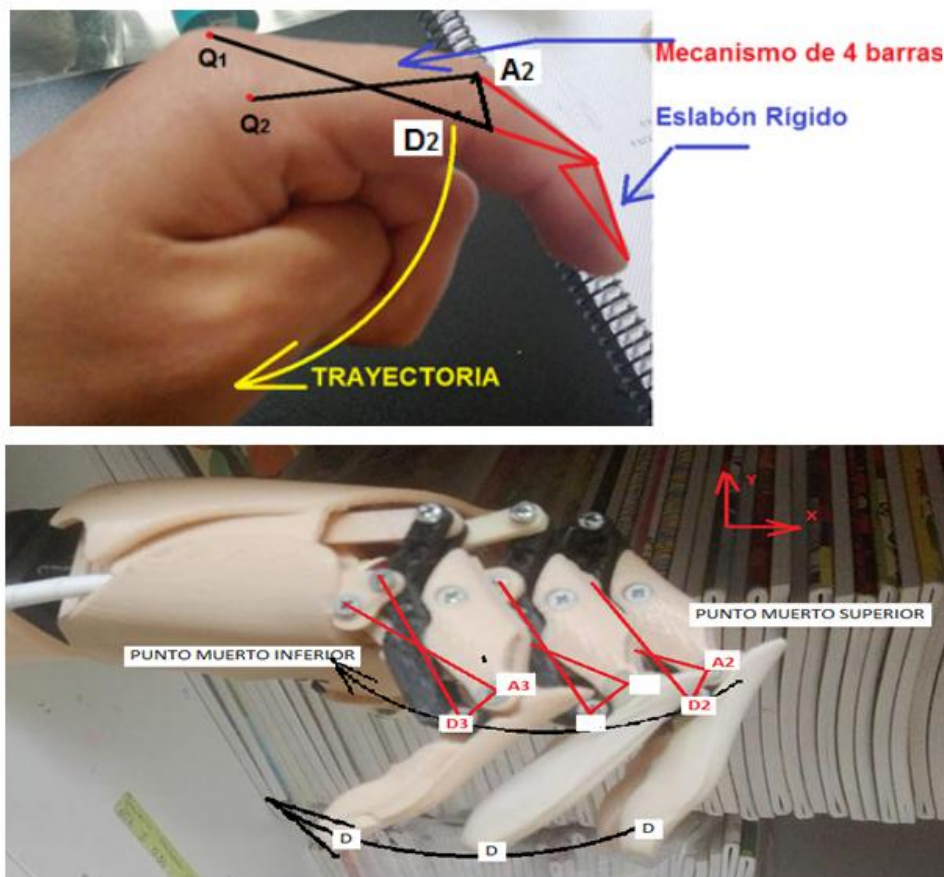


Figura 74. Trayectoria de la mano humano vs mano prótesis.

3.3.11. Factibilidad Económica

Deberá demostrarse que la prótesis mecánica, cuenta con un nivel de rentabilidad

positiva, que justifique los gastos y sustente una ganancia, para una determinada empresa.

La prótesis mecánica se fabricó con tecnología de impresión 3D, por lo cual el costo de la hora de impresión es de $6.5 \frac{\$}{h}$. En la tabla 10 se da a conocer los componentes respecto al tiempo de fabricación, dando un valor económico real.

Tabla 10. Costo de la prótesis

Componentes de la prótesis mecánica			
Nombre	Tiempo de trabajo (h)	Cantidad	Costo \$
Base (Palma)	9	1	58.5
Tapa (Metacarpo)	4	1	26
Falanges			
Barra Proximal Inferior	0.30	8	15.6
Soporte Proximal superior	0.25	8	13
Distal	1.2	4	31.2
Proximal			
Proximal	1.1	1	7.15
Medial	0.45	1	2.925
Tren de engrandes			
Engrane M1, Z10	0.15	3	2.92
Engrane M1, Z15	0.19	1	1.23
Engrane M1, Z30	0.25	2	3.25
Mecanizado			
Tornillo de Potencia	Adquirido	1	25
Eje del dedo pulgar	Adquirido	1	20
Eje de engranes	Adquirido	1	20

Bujes	Adquirido	3	15
Rodamientos	Adquirido	2	4
Componentes de acoplamiento o de sujeción			
Soporte del motor	0.2	2	2.6
Eslabones	0.10	3	1.95
Pasadores (tornillo)	Adquirido	30	5
Tiempo de Diseño			
Diseño	10	6	60
Eléctrica			
Motor Micro Reductor 9 v	Adquirido	2	20
Cable	Adquirido	1	0.25
TOTAL			335.57 \$

Aplicando la ecuación (74) nos da el valor de venta de la prótesis.

$$P_0 \times Q = CF + C_u \times Q + B \quad (74)$$

Donde:

Po= Precio; Q = Cantidad a vender; CF= Costo Fijo; 35 \$; Cu= Costo por unidad producida; 335.57 \$; B= Ganancia, (Cu x 15%), Asumo que Q = 1.

Entonces:




$$P_0 = \frac{CF + C_u \times Q + B}{Q} = 420.90\$ \quad (75)$$

a) Proveedores de prótesis mecánicas

Es importante agregar a los principales distribuidores de prótesis mecánicas relacionadas con el prototipo que se fabricó, por lo tanto en la tabla 11, hace

referencia a empresas como: Dianceht [36], Protesica [37], Ottobock [38], que comercializan prótesis de mano con su respectivo precio.

Tabla 11. Proveedores de prótesis mecánicas

Empresa	Descripción	Valor \$
 Dianceht	Las prótesis de mano son fabricadas a la medida y de forma artesanal logrando obtener una apariencia muy cercana a lo natural.	1400
 Protesica	Gancho mecánico	750
 ottobock.	El sistema protésico Axon-Bus con la mano Michelangelo devuelve numerosas funciones de la mano natural mediante diversas opciones de agarre	800

Uno de los objetivos de este proyecto es comparar el costo de fabricación de prótesis mecánicas frente a otros proveedores que cumplen con la misma actividad, llegando a obtener un diagrama Figura 75, donde indica con claridad, siendo un prototipo cumple con dicha característica es decir el costo se reduce un 42%.

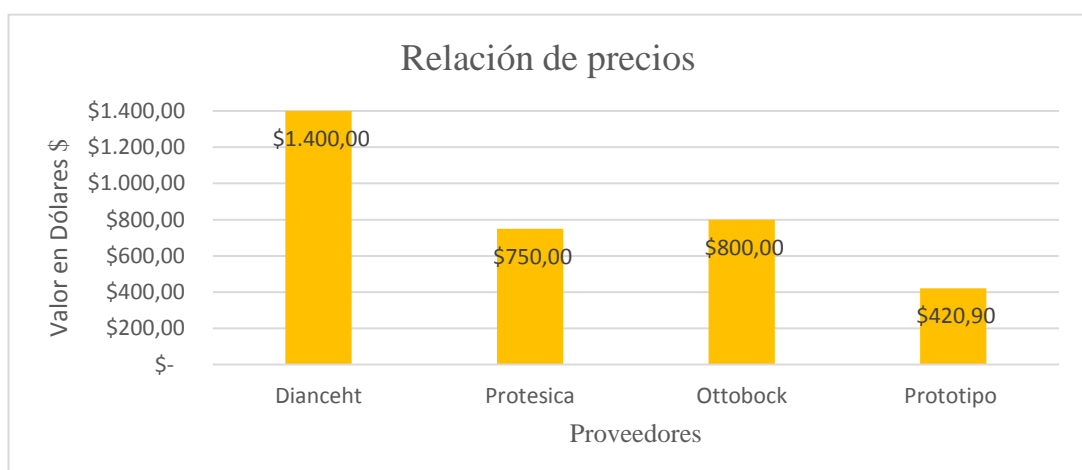


Figura 75. Relación de precio del prototipo frente a proveedores de prótesis mecánicas.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES:

- Como conclusión se puede tomar como eficiente y simple el mecanismo de cuatro barras cruzadas para el diseño de las falanges de la prótesis mecánica, la cual demuestra que su trayectoria cumple con las características de agarre de potencia y de pinzas, los mismos movimientos que utilizan los seres humanos para cumplir con ciertas actividades durante el día.
- En síntesis, se debe afirmar que el mecanismo de acoplamiento entre eslabones se debe realizar ajustes, porque la constante activación del mismo producirá un desgaste interno, donde la falla de ruptura será más latente.
- Como resultado del cálculo de las velocidades y aceleración en los eslabones del mecanismo de cuatro barras cruzadas se determinó que no es necesario contar con un micromotor a una velocidad angular mayor a 80 rpm, porque las aceleraciones incrementan en su totalidad y el producto de este efecto, es que el mecanismo sufrirá inmovilidad en un punto de la trayectoria.
- La retracción del material es una propiedad de los polímeros. Por tanto en la fabricación de los componentes de las falanges se ve afectado sus dimensiones, se tomará en cuenta un porcentaje de tolerancia dimensional del $\pm 2.5\%$, con el fin de contrarrestar este efecto.
- El prototipo de la prótesis mecánica tienen un valor comercial de 420.90 \$, de acuerdo al cálculo de la factibilidad económica. Así queda demostrado que el precio es inferior al 20% frente al proveedor más económico de prótesis mecánicas.

RECOMENDACIONES:

- Algunos componentes deben ser fabricados con materiales no corrosivos y auto lubricantes, también considerar la masa para que la prótesis no tenga un peso excesivo.
- Si cuentan con dispositivos eléctricos, realizar una caja hermética para que no sufra daño al sistema por filtraciones de fluidos.
- Si requieren producir la prótesis mecánica en serie, es prudente construir una matriz para inyección de polímeros.
- Para que el control de la prótesis sea más eficiente se podría colocar electrodos musculares al paciente y así mover la prótesis con mayor facilidad.
- Estudiar y seleccionar otro tipo de materiales ya que existe diferentes empresa que están desarrollando polímeros amigables con el cuerpo humano, no hay una afectación a la salud del paciente.
- Como la prótesis mecánica cuenta con micromotores y un sistema eléctrico de control, no debe estar sujeto a un medio de humedad o tener contacto directo con fluidos.

Bibliografía

- [1] "Estadísticas | CONADIS", Consejo discapacidades.gob.ec, 2017.
- [2] "Prótesis de mano - Todos los fabricantes de dispositivos médicos - Vídeos", Medicaexpo.es, 2017.
- [3] Brito J.L, M.X. Quinde, D. Cusco and, J. I. Calle, "Estudio del estado del arte de las prótesis de mano", "Universidad Politécnica Salesiana," Activities report, (Enero-Junio). 2013.
- [4] Flores, R. Piña Quintero, O. Avilés Sánchez, P. Niño Suárez and M. Molina Vilchis, "Design of the drive mechanism for an anthropomorphic robotic finger", Activities report, June. 2011.
- [5] Ceres, L. Pons, L. Calderón and J. Moreno, "La robótica en la discapacidad. Desarrollo de la prótesis diestra de extremidad inferior manus-hand," Instituto de Automática Industrial –CSIC, Vol. 5, Madrid, pp. 60-68, Abril. 2008.
- [6] Norton, R. "Diseño de Máquinas", 2nd ed. México: McGraw-hill, 2000, p. 24.
- [7] Sánchez, J. Loaiza and C. Cortés, "Diseño y construcción de prototipo de pinzas y rotador (funciones de pronación y supinación) para prótesis mio eléctricas de mano", Revista Ingeniería e Investigación, vol. 26, no. 3, p. 8, 2006.
- [8] Belter, J.L. A.M. Dollar, "Mechanical desing and performance speccifications of antropomorfc prosthetic hands: A review" Journal of Rehabilitation Research and Debelopment, Vol. 5, N.5, pp. 599-618,2013.
- [9] Puchhamer, G. "HAND PROSTHESIS COMPRISING TWO DRIVE DEVICE", US 8343234 B2, 2013..
- [10] Birglen, L, "Underactuated Robotic Hands", Springer Editoria, 1 Edic, Berlín, 2008, pag. 24-26.
- [11] D. Guzmán, "Sistema mecánico para prótesis mioeléctricas de mano", Informe Técnico, perteneciente al GIBM-UNCB, 2003.
- [12] Pérez, A. Velázquez, G. Urriolagoitia, H. Hernpandez, G. Urriolagoitia, O. Juárez. "Antecedentes históricos de las prótesis de

extremidad superior. XV convención Científica de Ingeniería y Arquitectura CuJAE. Cuba. 1010.

- [13] Controzzi, F. Clemente, C. Cipriani, M. Carrozza “Prótesis de mano multifuncional y autónoma”, US 2571880, 2016.
- [14] Guzmán, D. “Sistema mecánico para prótesis mioeléctricas de mano”, Informe Técnico, perteneciente al GIBM-UNCB, 2003.
- [15] Vishalini B. and Edward, “Design of an artificial Muscle Actuated finger towards Biomimetic hands”, 2005.
- [16] Rouvière, H, A. Delmas, “Anatomía”, 11 ed, México,
- [17] Nordin, M. V Frankel. “Bioecánica básica el Sistema musculoesquelético. Capítulo 2 Extremidad superior. 3 Ed. McGraw-Hill/Interamericana. Madrid, España 1974.pp. 370-399.
- [18] Chaffin, B. Gunnar, “Occupational Biomechanics”, A wiley-Interscience publication,pp. 147-148,1984
- [19] Velázquez; A. Caracterización cinemática e implementación de una mano robótica multiarticulada. Tesis de Doctorado. SEPI ESIME IPN. México. 2008. Pp. 33-37.
- [20]. Moncada. A, “Manual de Medias Antropométricas”. Primera edición SALTRA, México. Pp. 36 -39
- [21] Fujii; H. Nischikawa; H. Yoko, “Development of a Prosthetic Hand Using Adaptable Control Method for Human Characteristics” Volumen 5, pages 360-376. Ios. Press, Amsterdam, The Netherlands, 1998.
- [22] Lovchik, H. Aldridge, “ The robonout hand: A dexterous robot hand for space” . Proceeding of International Conference on Robotics and Automation, pp. 907-9012, detrot, USA, 1999
- [23] Srikant, V., Developing a biomechanical model of the upper extremities and perform kinematic its kinematic analysis, concentrating mainly on the motion at the shoulder joint, Industrial and nuclear Engineering –College Engineering, Cincinnati, 2005.
- [24] Budynas, R; “Diseño en ingeniería mecánica de shigley”, Editorial McGraw-Hill, Octava ed. Mexico, pag 450-475.

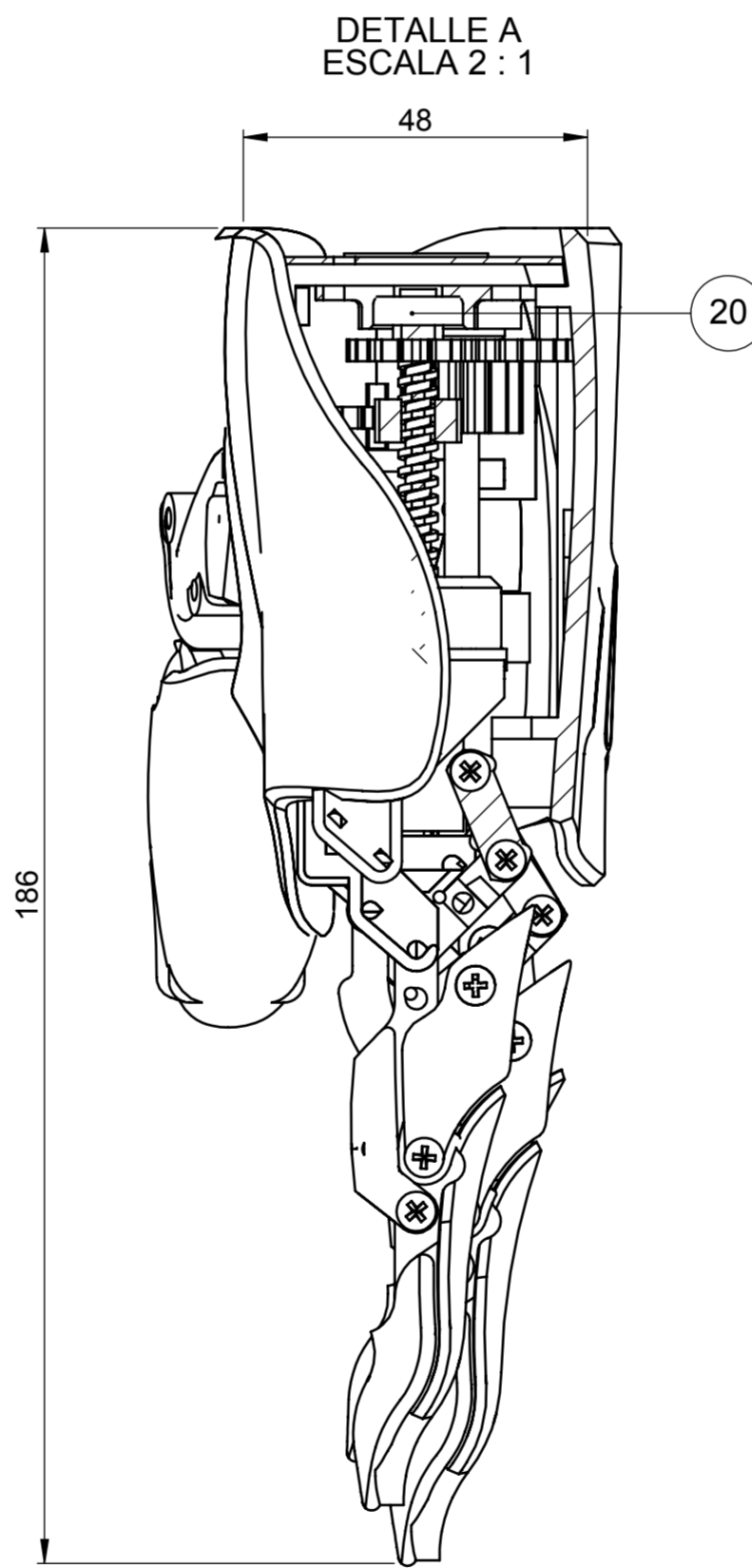
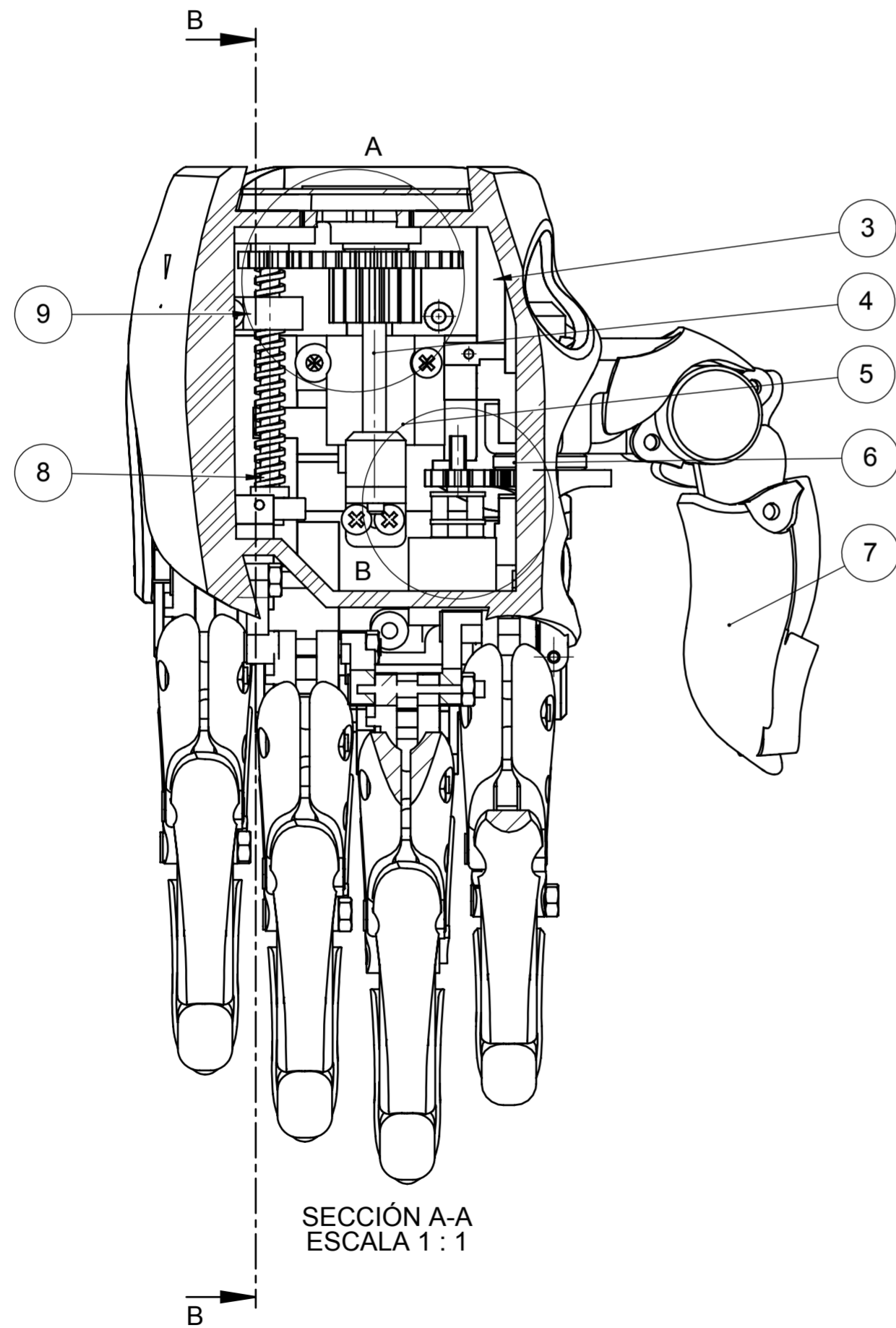
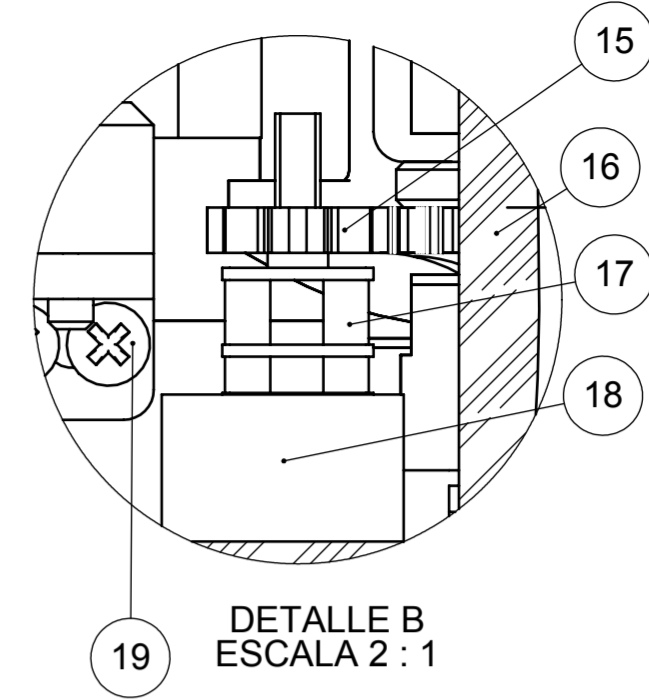
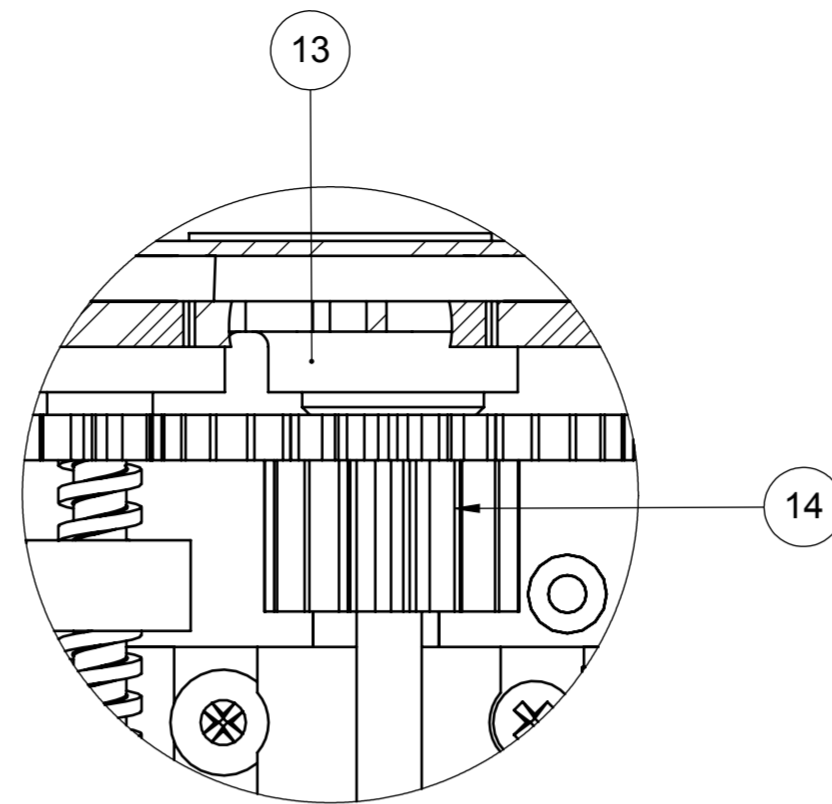
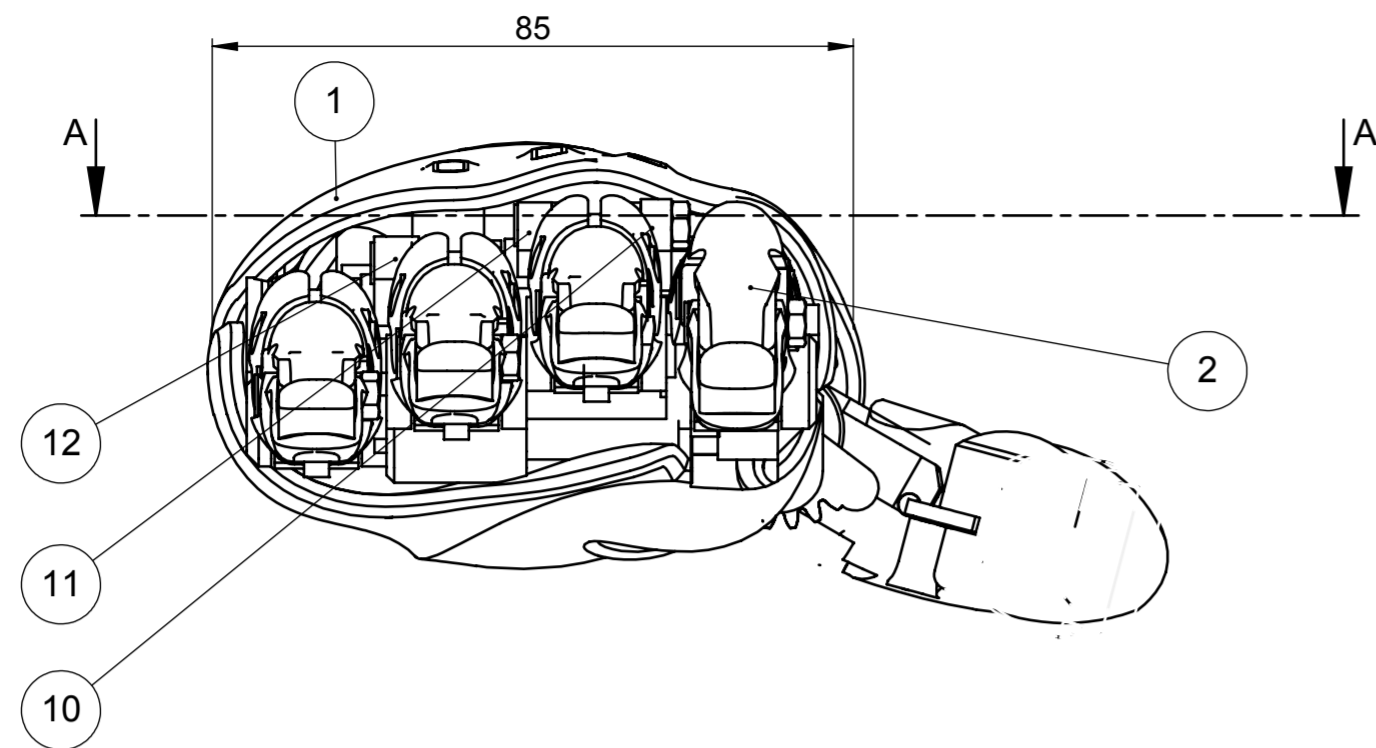
- [25] Guerra Torres, "Análisis y Síntesis de Mecanismos con aplicaciones"; Primera Edición; México, 2015, pp. 14-30.
- [27]"Norma norteamericana ANSI/AGMA 2001-B - Traducción al inglés - ejemplos español | Reverso Context", Context.reverso.net, 2017. [Online]. Available:<http://context.reverso.net/traduccion/espanolingles/norma+norteamericana+ANSI%2FAGMA+2001-B>. [Accessed: 02-Oct- 2017].
- [28]. Soares A., Shape Memory Alloy Actuators for upper limb prosthesis, PhD thesis, Edinburgh University, 1997.
- [29] Rey, P., "Prótesis para dedos, manos, brazos y pabellón auricular, Finger prosthesis and Hand prosthesis", Manosydedos.com, 2018. [Online]. Available: <http://www.manosydedos.com/>. [Accessed: 29- Jan- 2018].
- [30] Soares A., Shape Memory Alloy Actuators for upper limb prosthesis, PhD thesis, Edinburgh University, 1997.
- [31] NTE INEN ISO 22523, PRÓTESIS DE MIEMBROS EXTERNOS Y ORTESIS ESTERNAS REQUISITOS Y MÉTODO DE ENSAYO (ISO 253:2006)., Quito: Instituto Ecuatoriano de Normalización., 2014.
- [32] Agudo, P. Santos-García and D. Sánchez-Belizón, "Determinación de los valores normales de fuerza muscular de puño y pinza en una población laboral", 2018.
- [33] "Materiales de impresión 3D (I): PLA (ácido poliláctico) | HXX", Hxx.es, 2018. [Online]. Available: <http://hxx.es/2015/03/12/materiales-de-impresion-3d-i-pla-acido-polilactico/>. [Accessed: 14- May- 2018].
- [34] Ficha de datos técnicos ABS, 1st ed. Estados Unidos: ultimaker, 2018, p. 2.
- [35] Ficha de datos técnicos PETG, 1st ed. Estados Unidos: ultimaker, 2018, p. 2.
- [36] Rey, P. "Prótesis para dedos, manos, brazos y pabellón auricular,

Finger prosthesis and Hand prosthesis", Manosydedos.com, 2018. [Online]. Available: <http://www.manosydedos.com/>. [Accessed: 29- Jan- 2018].

[37] "Protésica | Prótesis ortopédicas de alta tecnología", Protésica, 2018. [Online]. Available: <http://protesica.com.co/>. [Accessed: 26- Feb- 2018].

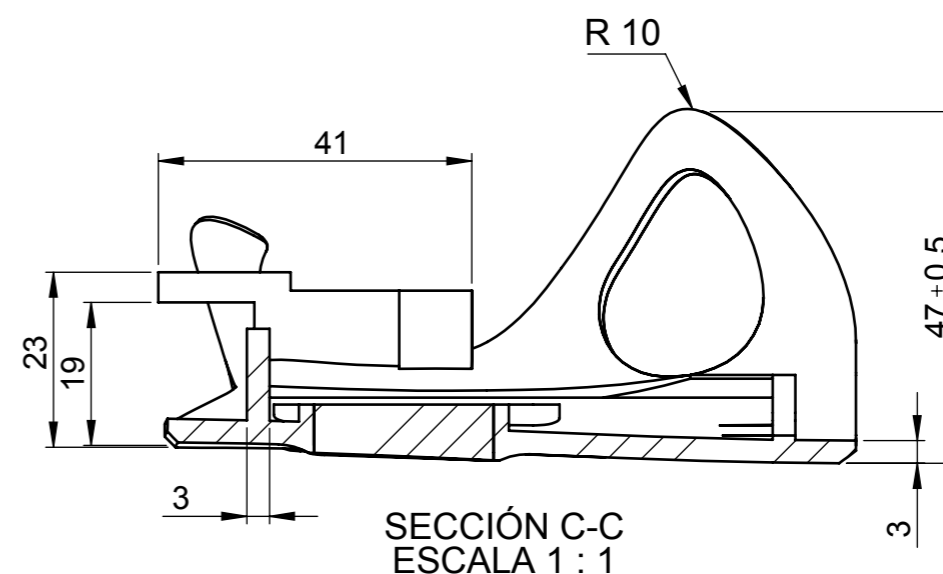
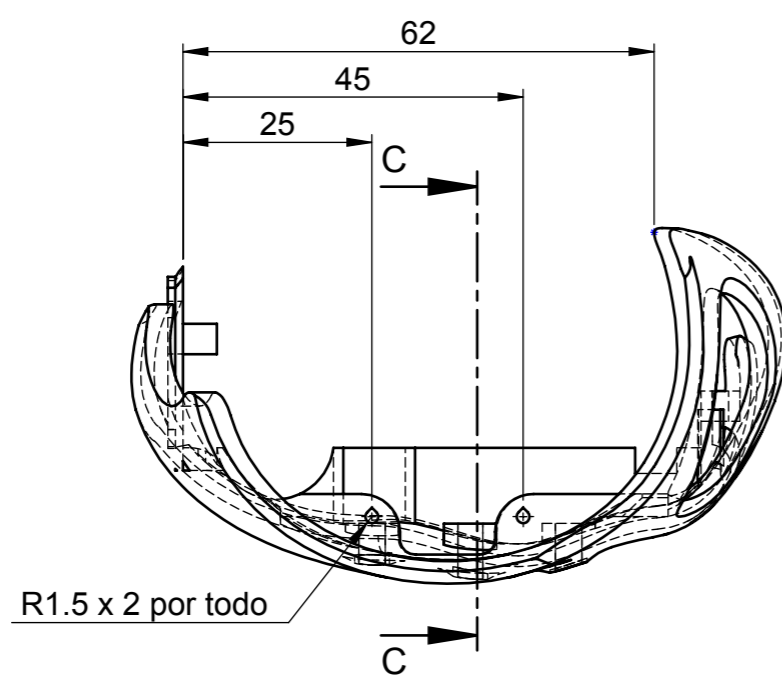
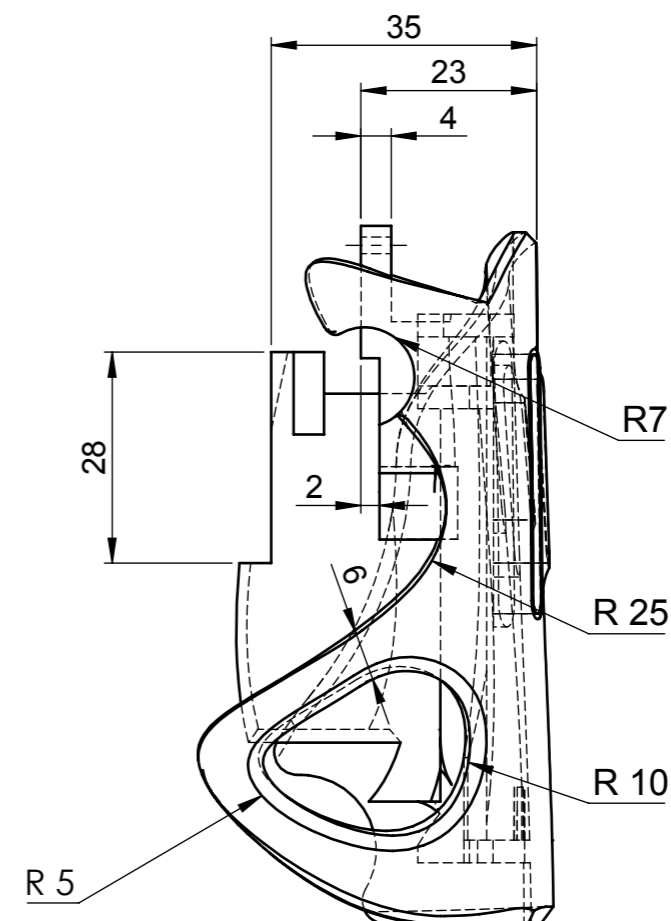
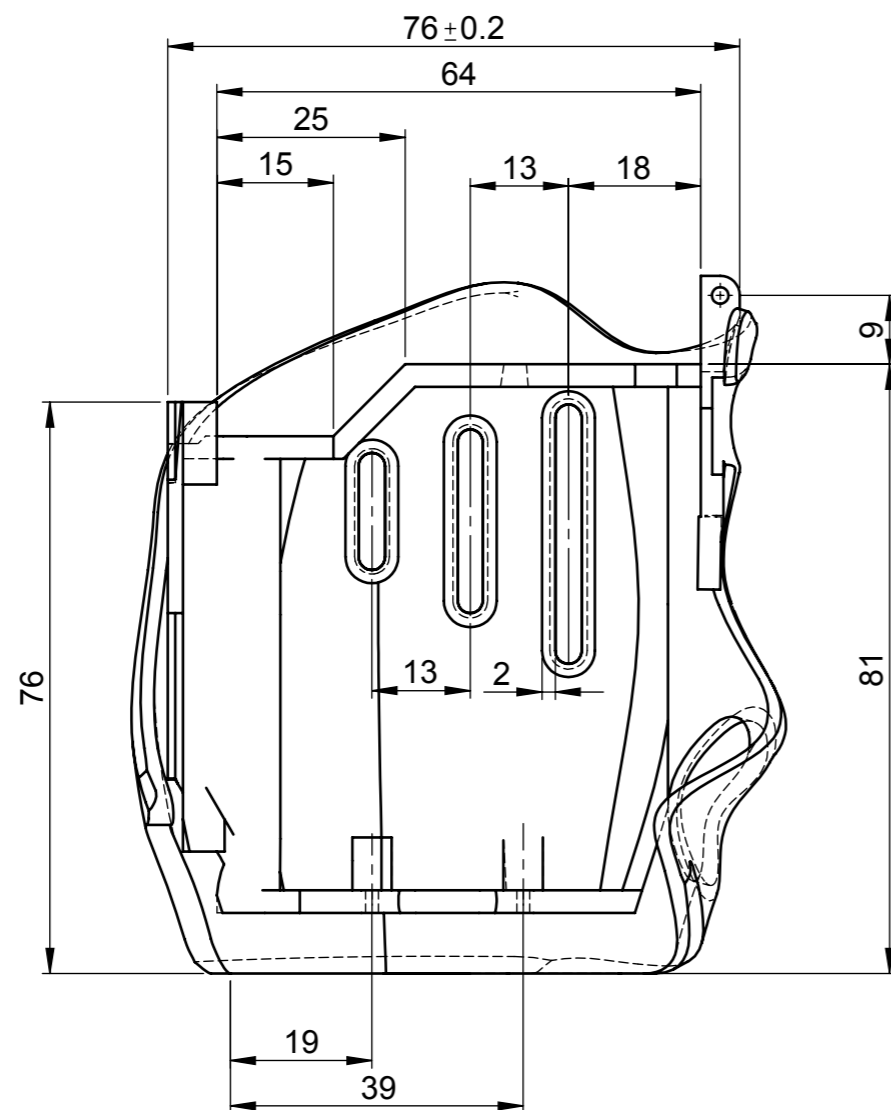
[38] Ottobock.es, 2018. [Online]. Available: <http://www.ottobock.es/>. [Accessed: 26- Feb- 2018].

Planos.

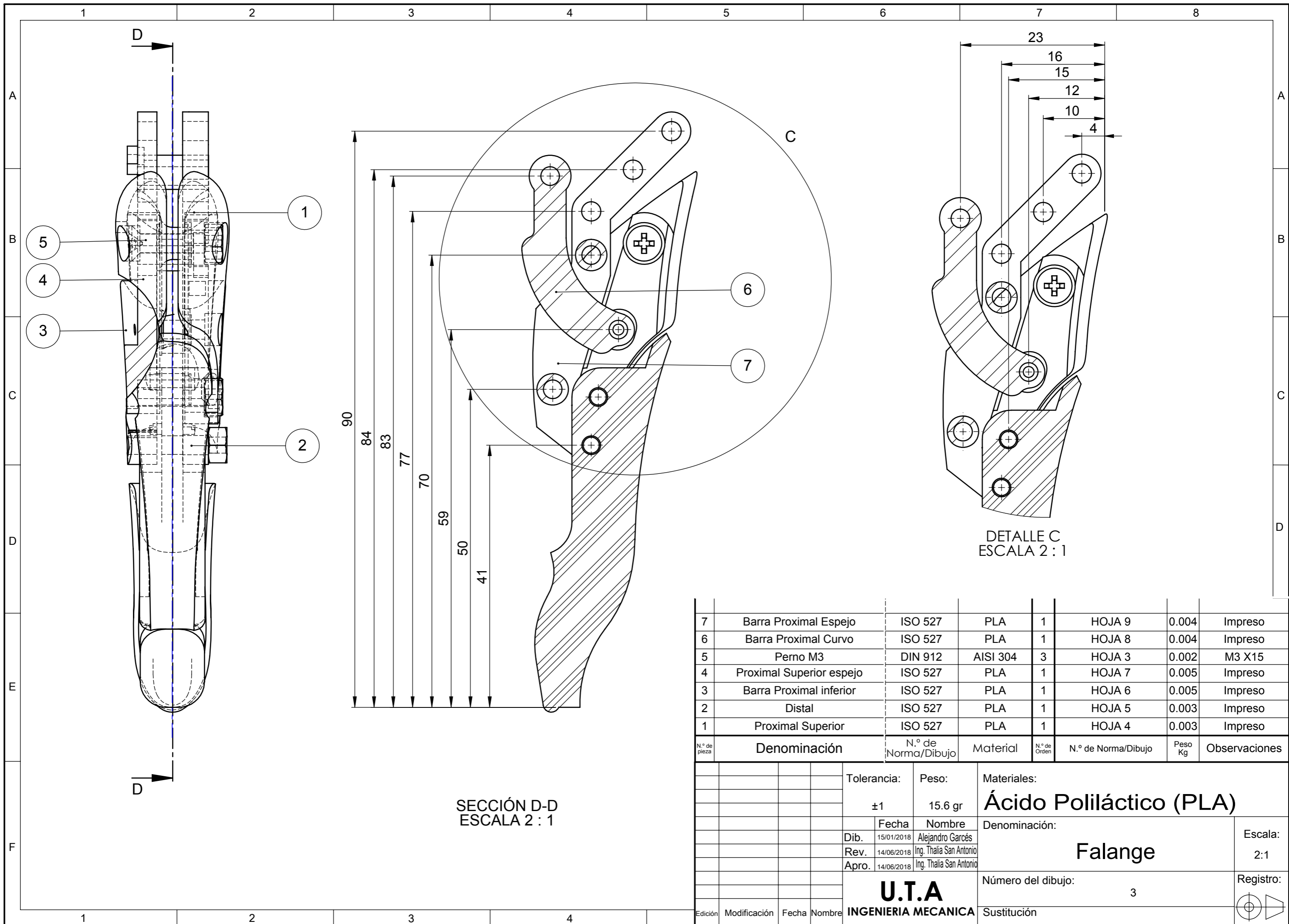


N.º de pieza	Denominación	N.º de Norma/Dibujo	Material	N.º de Orden	N.º del Modelo/Semiproducto	Peso Kg	Observaciones
20	Rodamientos	DIN 625	VARIOS	2	HOJA 1	0.06	Adquirido
19	Tornillo M3	DIN 912	AISI 304	25	HOJA 1	0.01	M3 X 15
18	Base del motor 2	ISO TC60	PLA	1	HOJA 14	0.03	Impreso
17	Motor MicroReductor		Varios	2	HOJA 1	0.09	80 rpm a 12V
16	Engrane M1, Z30	ISO TC60	PLA	1	HOJA 13	0.038	Impreso
15	Engrane M1, Z10	ISO TC60	PLA	2	HOJA 13	0.032	Impreso
14	Engrane M1, Z15	ISO TC60	PLA	1	HOJA 13	0.03	Impreso
13	Chumacera	ISO 527	PLA	2	HOJA 12	0.005	Impreso
12	Pasador 3	ISO 527	PLA	1	HOJA 11	0.0015	Impreso
11	Pasador 2	ISO 527	PLA	1	HOJA 11	0.0015	Impreso
10	Pasador 1	ISO 527	PLA	1	HOJA 11	0.0015	Impreso
9	Seguidor	ISO 527	Bronce	1	HOJA 10	0.003	Impreso
8	Tornillo de potencia	Astm B585	Bronce	1	HOJA 9	0.008	Adquirido
7	Pulgar	ISO 527	PLA	1	HOJA 8	0.015	Impreso
6	Eje para el dedo pulgar	Astm B585	Bronce	1	HOJA 7	0.009	Maquinado
5	Soporte del motor	ISO 527	PLA	1	HOJA 6	0.004	Impreso
4	Eje del tren de engranes	Astm B584	Bronce	1	HOJA 5	0.008	Maquinado
3	Base (Palma)	ISO 527	PLA	1	HOJA 4	0.018	Impreso
2	Falange	ISO 527	PLA	4	HOJA 3	0.015	Impreso
1	Tapa (Metacarpio)	ISO 527	PLA	1	HOJA 2	0.042	Impreso

Tolerancia: ± 1		Peso: 235.44 gr		Material: Varios	
Fecha: 24/01/2018		Nombre: Alejandro Garcés		Título: Prototipo de Mano	
Rev.: 13/06/2018		Ing. Thalia San Antonio		Escala: 1:1	
Apro.: 13/06/2018		Ing. Thalia San Antonio		Registro: 1	
U.T.A. INGENIERIA MECANICA		Número del dibujo: 1		Sustitución:	



				Tolerancia:	Peso:	Materiales:	
				± 1	15.8 gr	Ácido Poliláctico (PLA)	
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
				Dib. 15/07/2013	Alejandro Garcés	Tapa (Metacarpio)	1:1
				Rev. 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
				Apro. 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
				U.T.A		Número del dibujo:	Registro:
				INGENIERIA MECANICA		2	
Edición	Modificación:	Fecha:	Nombre:	Sustitución			



Tolerancia:		Peso:		Materiales:				
±1		15.6 gr		Ácido Poliláctico (PLA)				
Fecha		Nombre		Denominación:			Escala: 2:1	
Dib. 15/01/2018		Alejandro Garcés		Falange				
Rev. 14/06/2018		Ing. Thalia San Antonio						
Apro. 14/06/2018		Ing. Thalia San Antonio		Número del dibujo:			Registro:	
U.T.A INGENIERIA MECANICA				3				
				Sustitución				

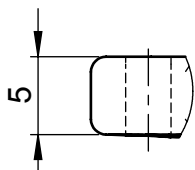
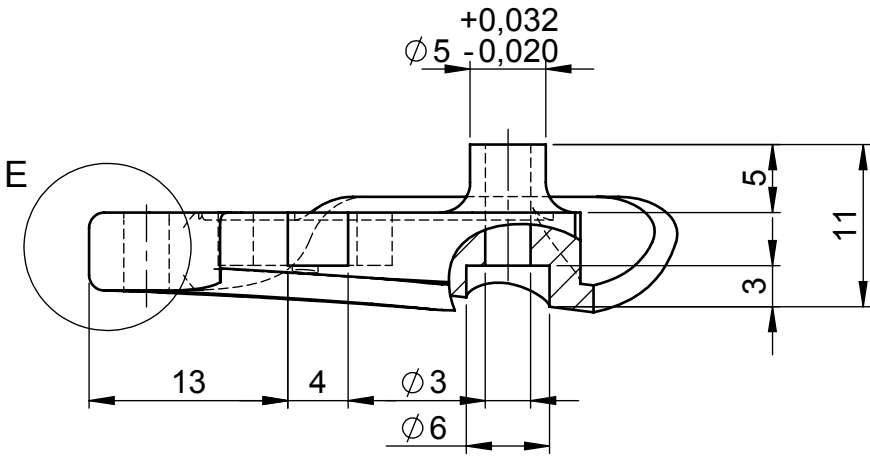
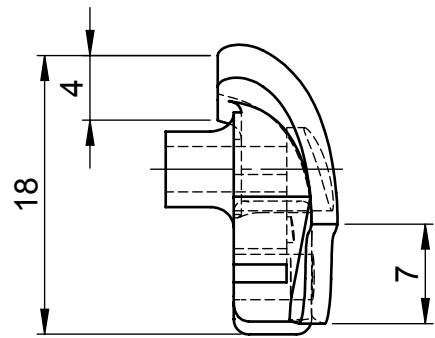
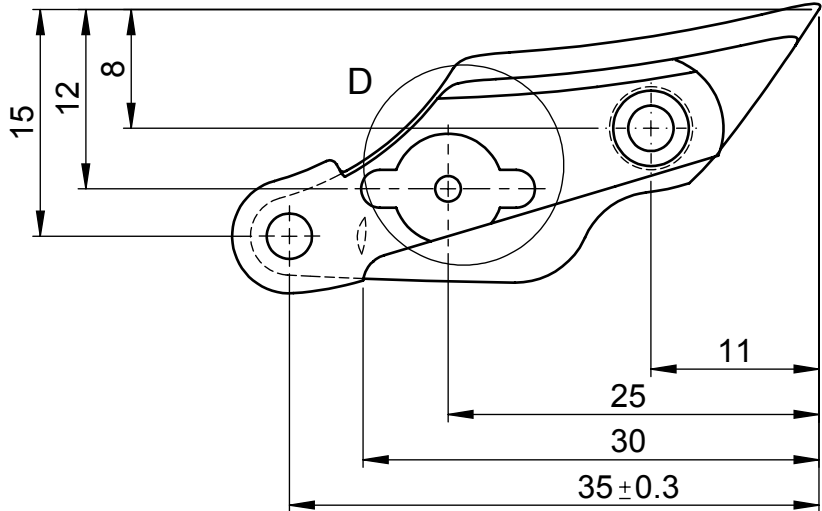
1

2

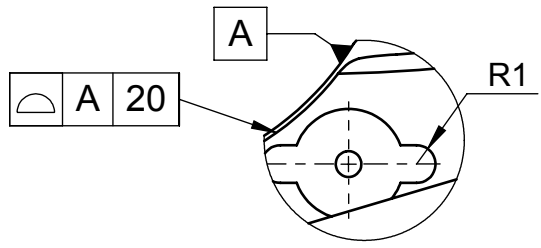
3

4

400 Impreso (FDM)
100



DETALLE E
ESCALA 2 : 1

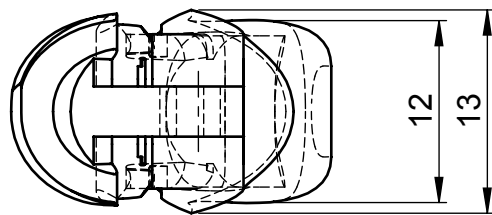
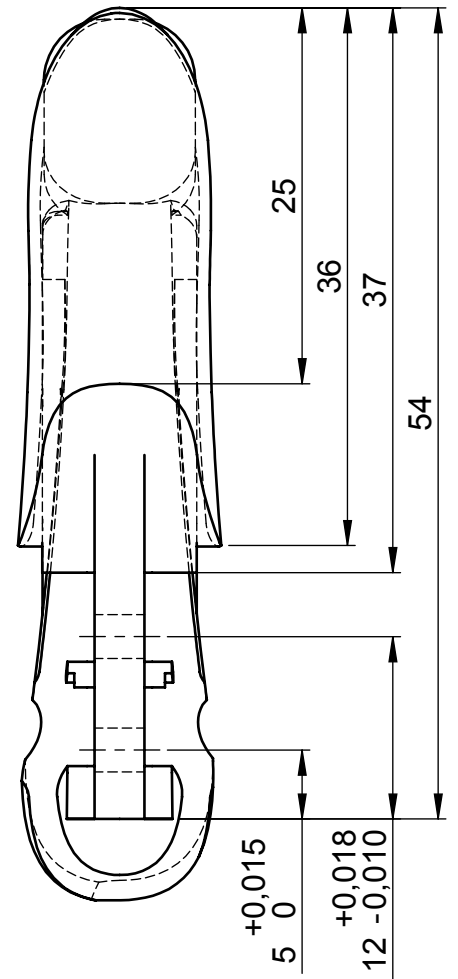
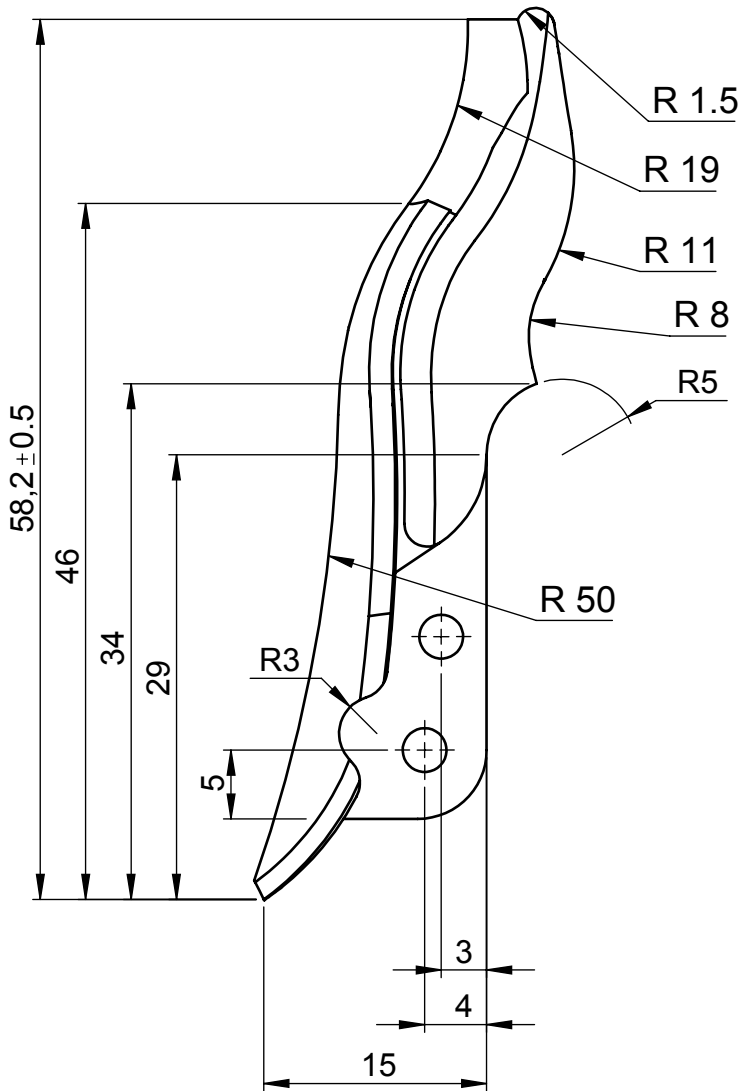


DETALLE D
ESCALA 2 : 1

Todos los redondeos son de R2 mm

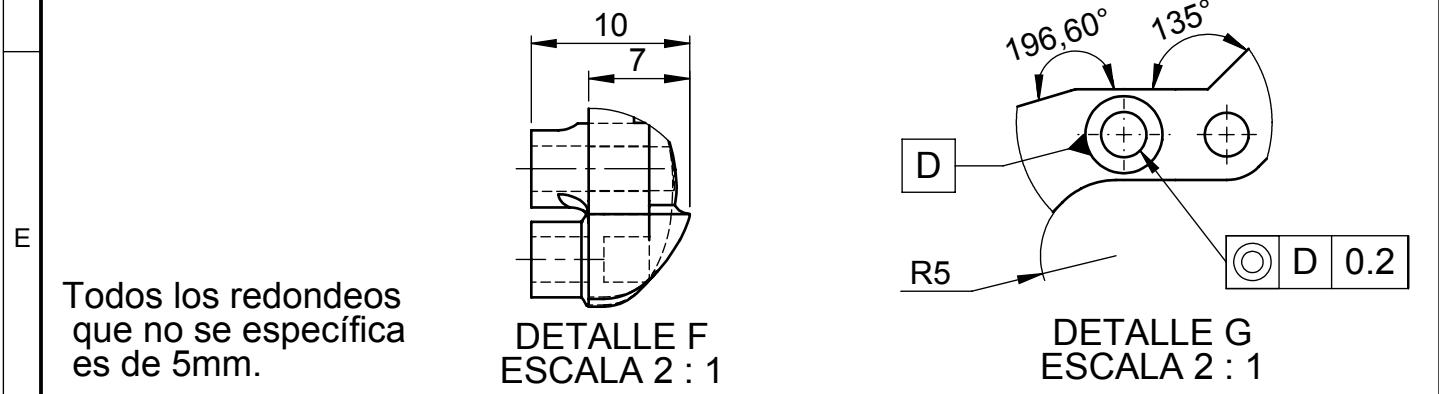
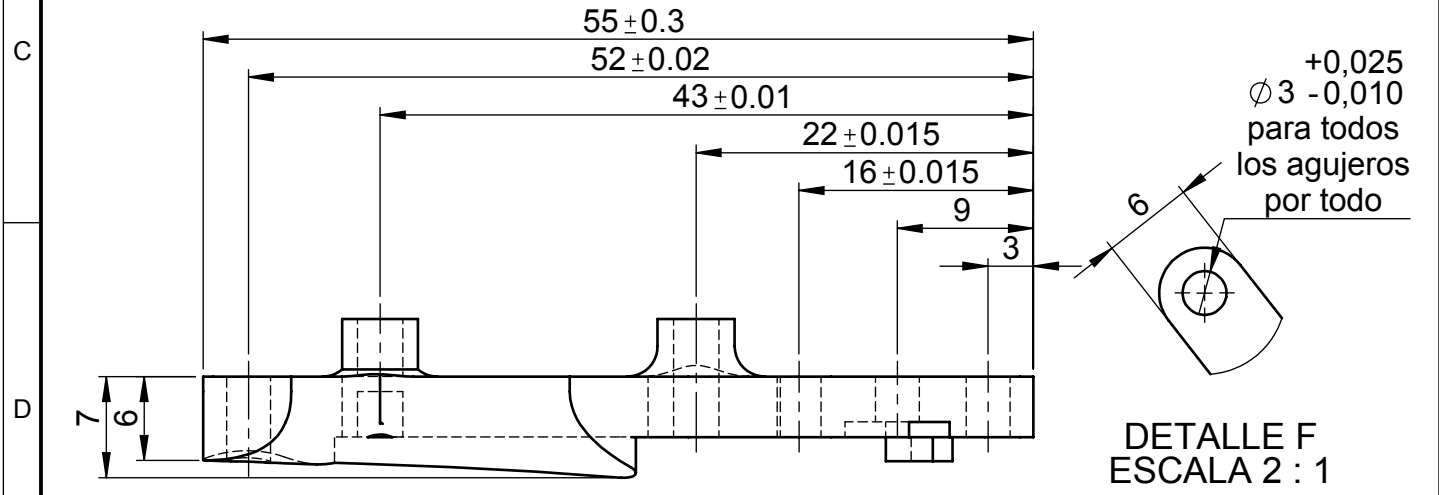
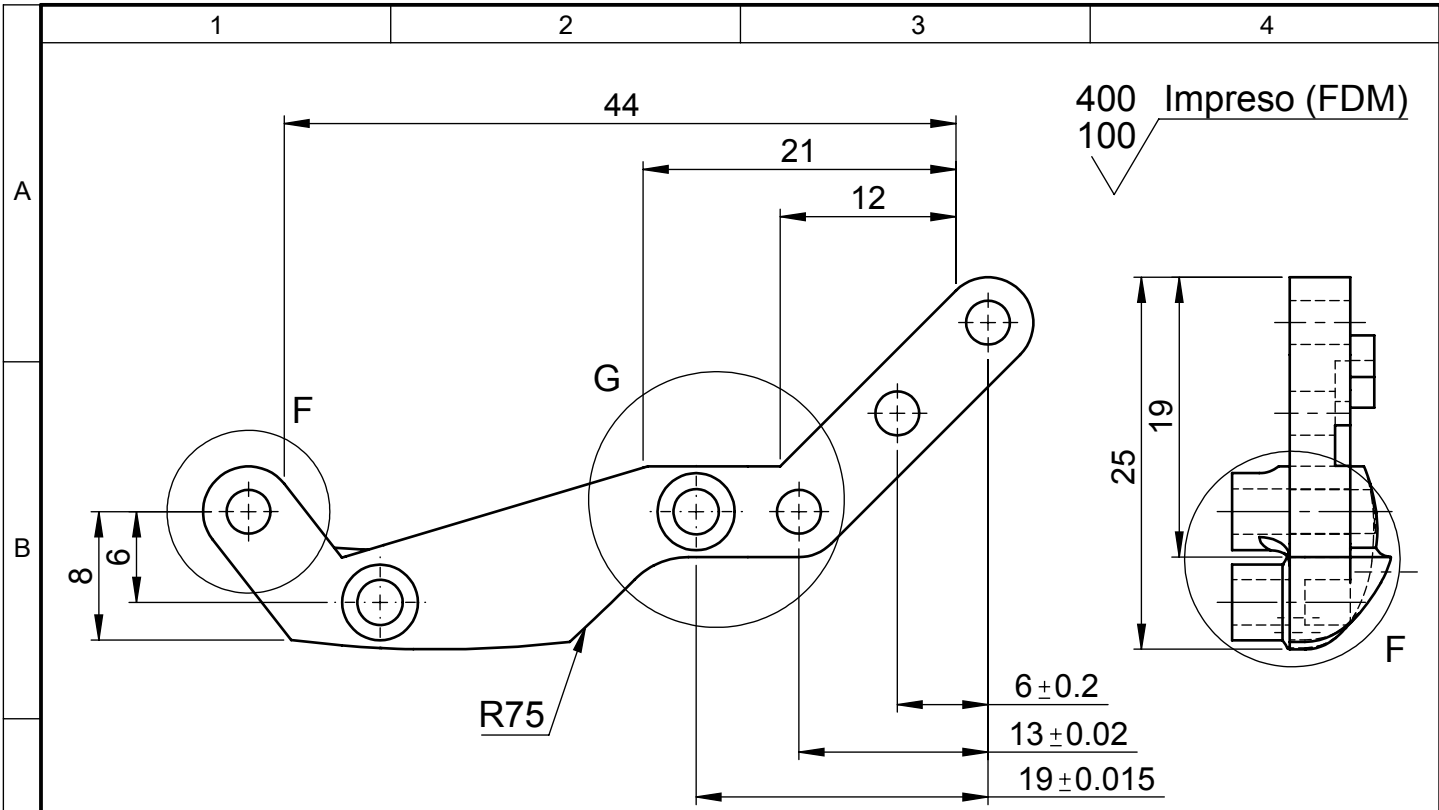
				Tolerancia:	Peso:	Material:			
				±1	3.3 gr	Ácido Poliláctico (PLA)			
				Fecha	Nombre	Titulo:		Escala:	
				Dib. 15/01/2018	Alejandro Garcés	Proximal Superior		2:1	
				Rev. 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio				
				Apro. 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio				
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		Número de lámina:		Registro:	
						4			
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución			

400 Impreso (FDM)
100



Todos los redondeos son de R2 mm

				Tolerancia	Peso	Material:	
				±0.5	10.3 gr	Ácido Poliláctico (PLA)	
				Fecha	Nombre	Título:	Escala:
			Dib.	15/01/2018	Alejandro Garcés	Distal	2:1
			Rev.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
			Apro.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		Número de lámina:	Registro:
						5	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución	



Todos los redondeos que no se especifica es de 5mm.

				Tolerancia	Peso	Material:	
				±0.5	15.3 gr	Ácido Poliláctico (PLA)	
				Fecha	Nombre	Titulo:	
				Dib. 15/01/2018	Alejandro Garcés	Barra Proximal Inferior	
				Rev. 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	Escala: 2:1	
				Apro. 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	Número de lámina: 6	
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		Registro:	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha				
				Sustitución			

1

2

3

4

400 Impreso (FDM)

100

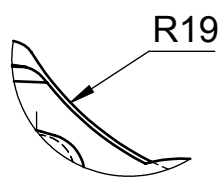
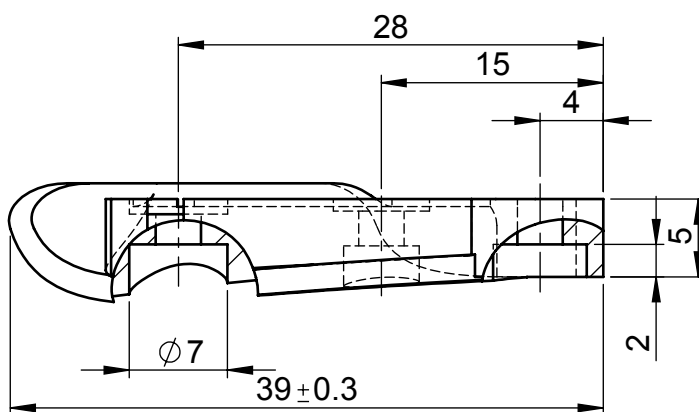
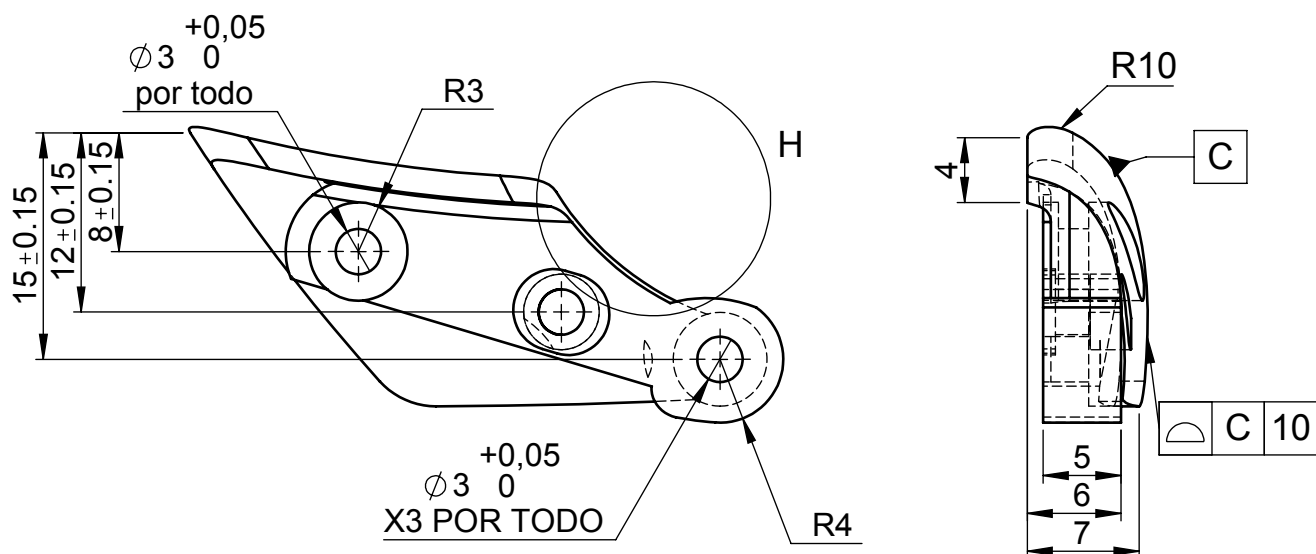
A

B

C

D

E



DETALLE H
ESCALA 2 : 1

Todos los redondeos que no se especifica
es de 3mm

				Tolerancia ± 0.5	Peso 3.5 gr	Material: Ácido Poliláctico (PLA)	
				Fecha	Nombre	Título:	Escala:
			Dib.	15/01/2018	Alejandro Garcés	Proximal superior Espejo	2:1
			Rev.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
			Apro.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		Número de lámina: 7	Registro:
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución	

1

2

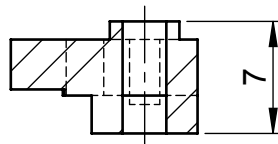
3

4

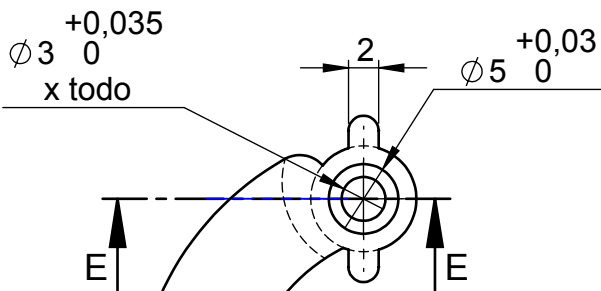
400 Impreso (FDM)

100

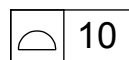
A

SECCIÓN E-E
ESCALA 2 : 1

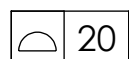
B



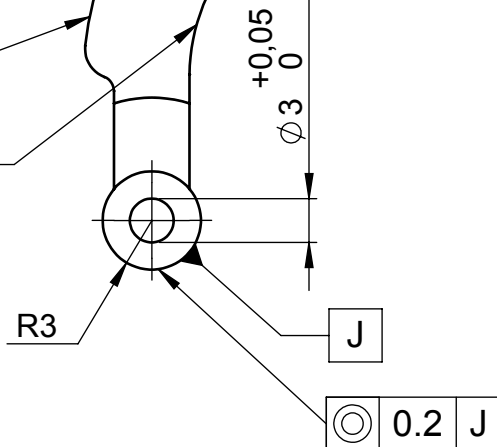
C



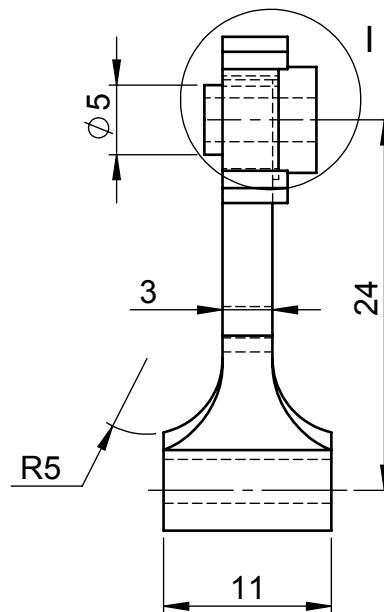
10



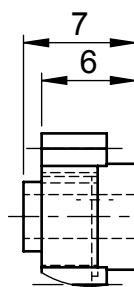
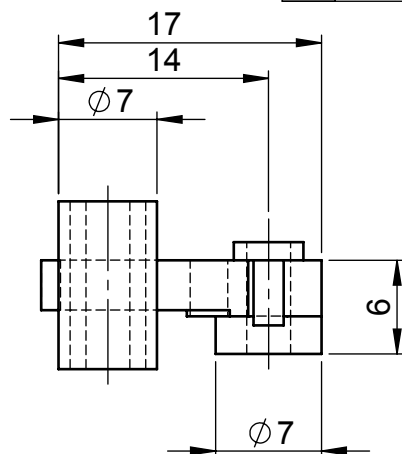
20



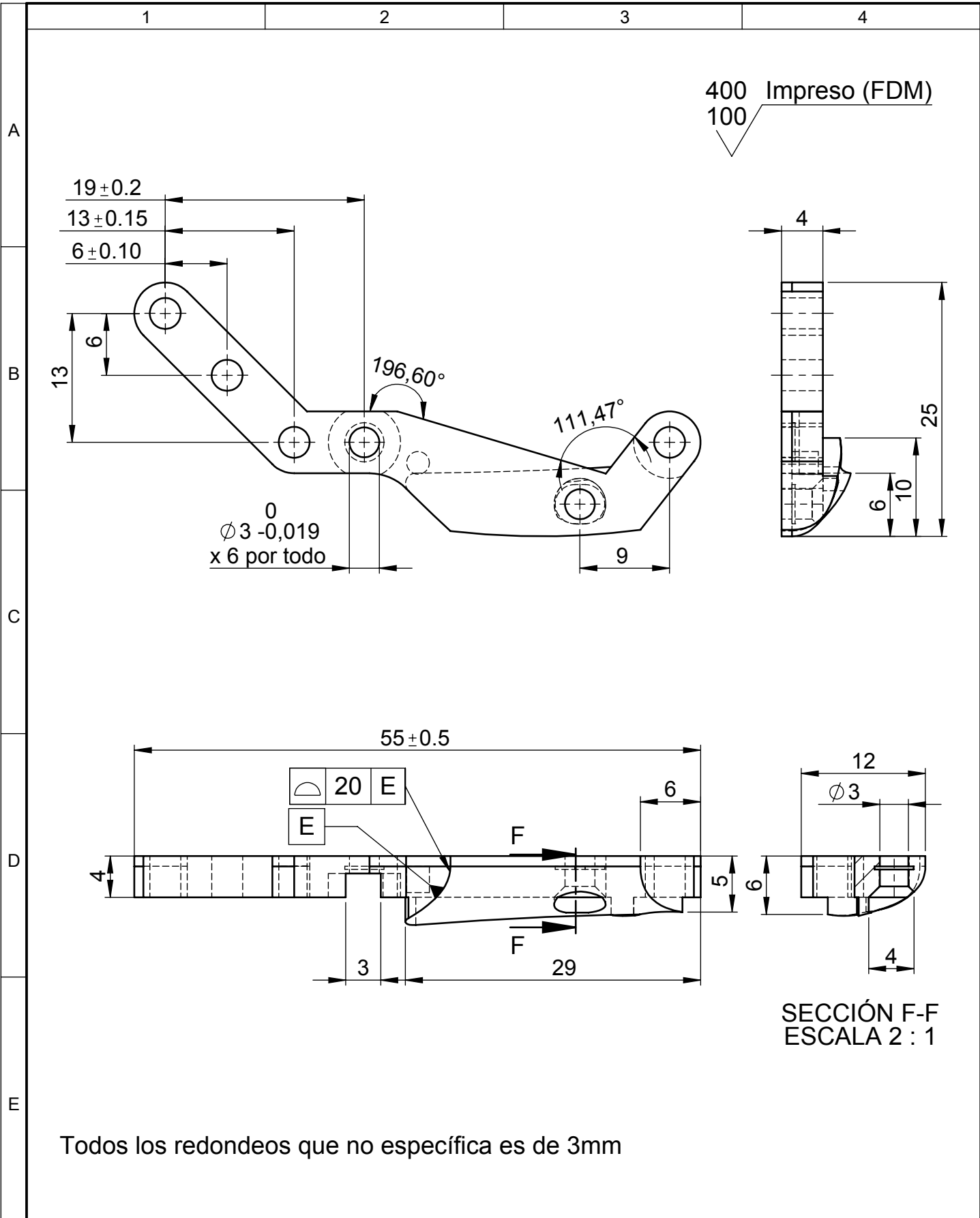
D



E

DETALLE I
ESCALA 2 : 1

				Tolerancia ± 1	Peso 235.44 gr	Material: Ácido Poliláctico (PLA)	
						Título: Medial Curvo	Escala: 2:1
				Fecha	Nombre		
			Dib.	15/01/2018	Alejandro Garcés		
			Rev.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
			Apro.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
				U.T.A		Número de lámina: 8	Registro:
				INGENIERIA MECANICA			
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución	

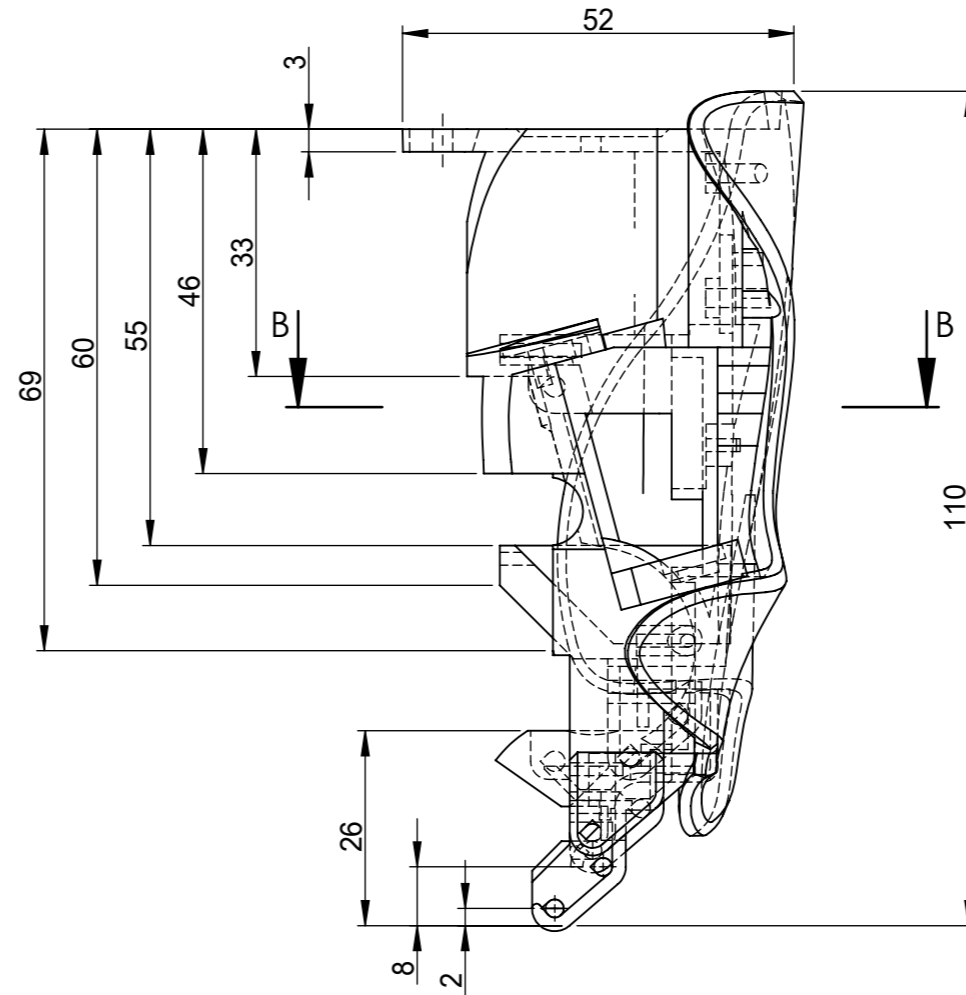
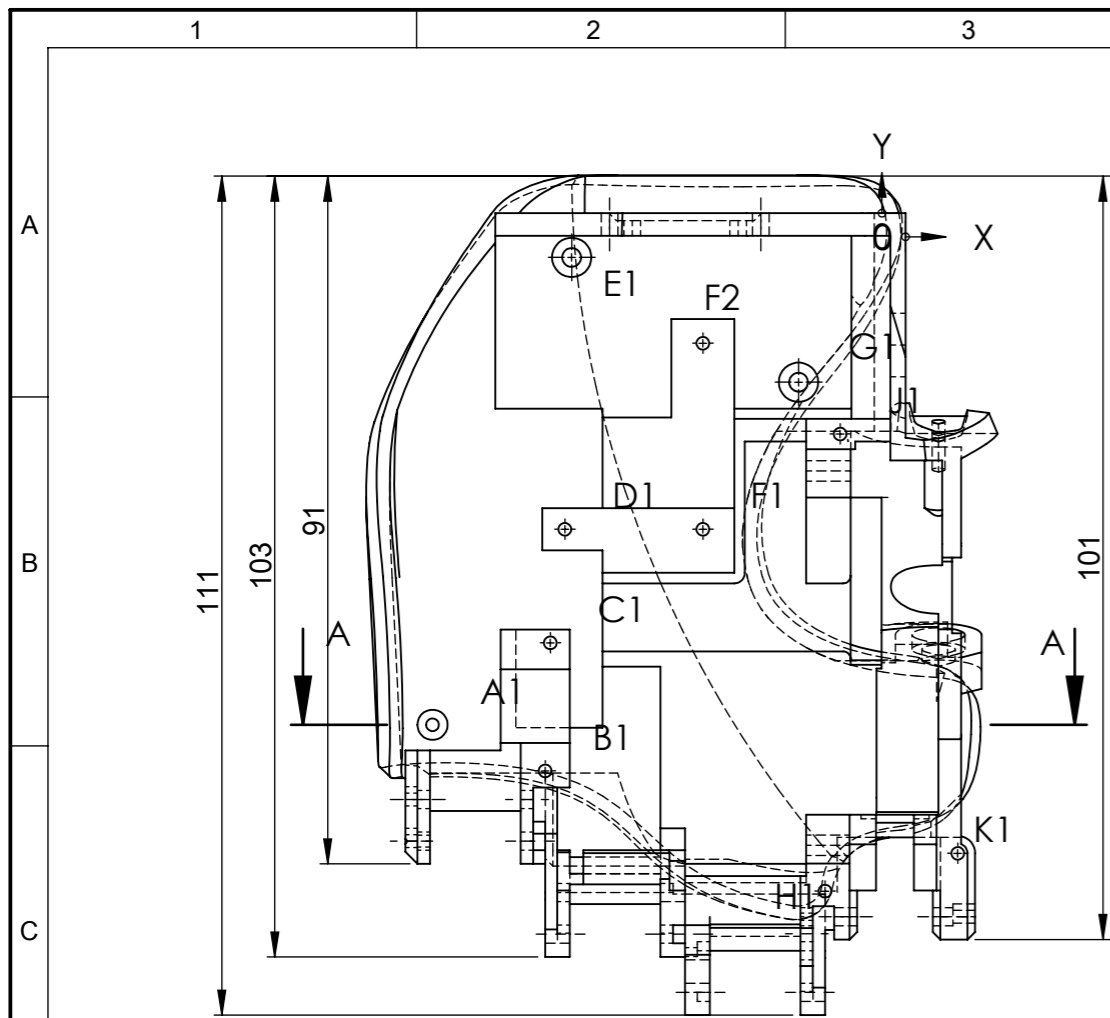


400 Impreso (FDM)
100

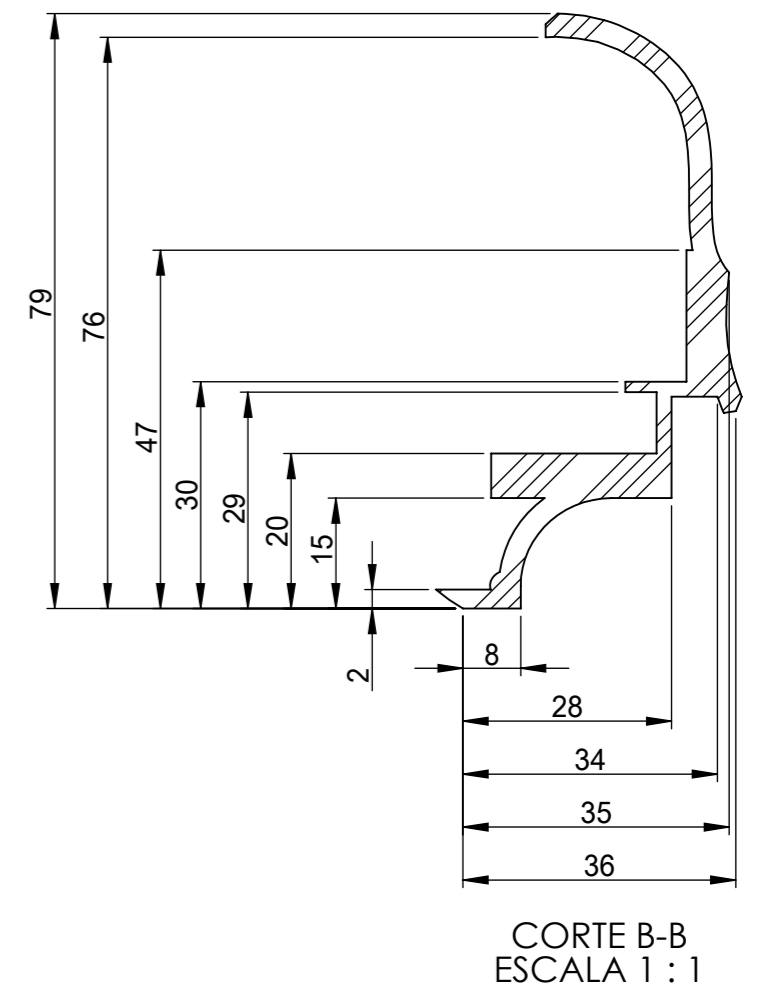
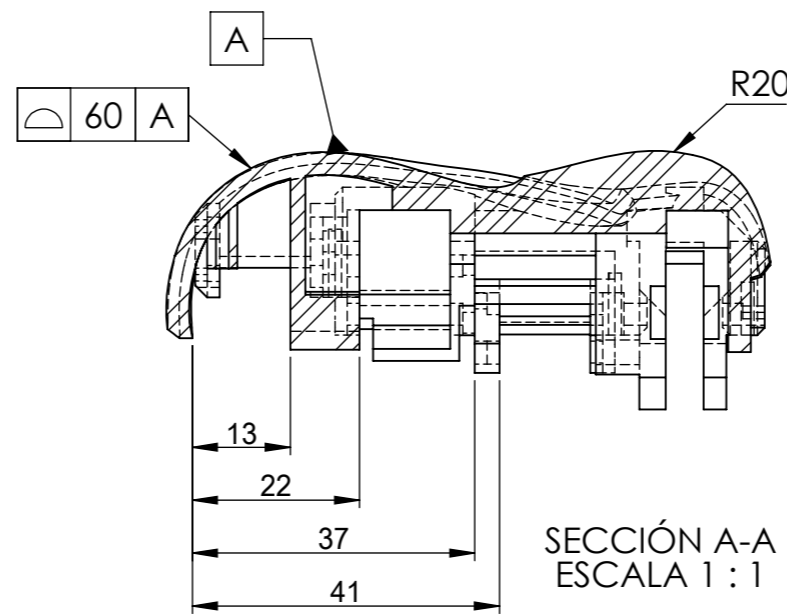
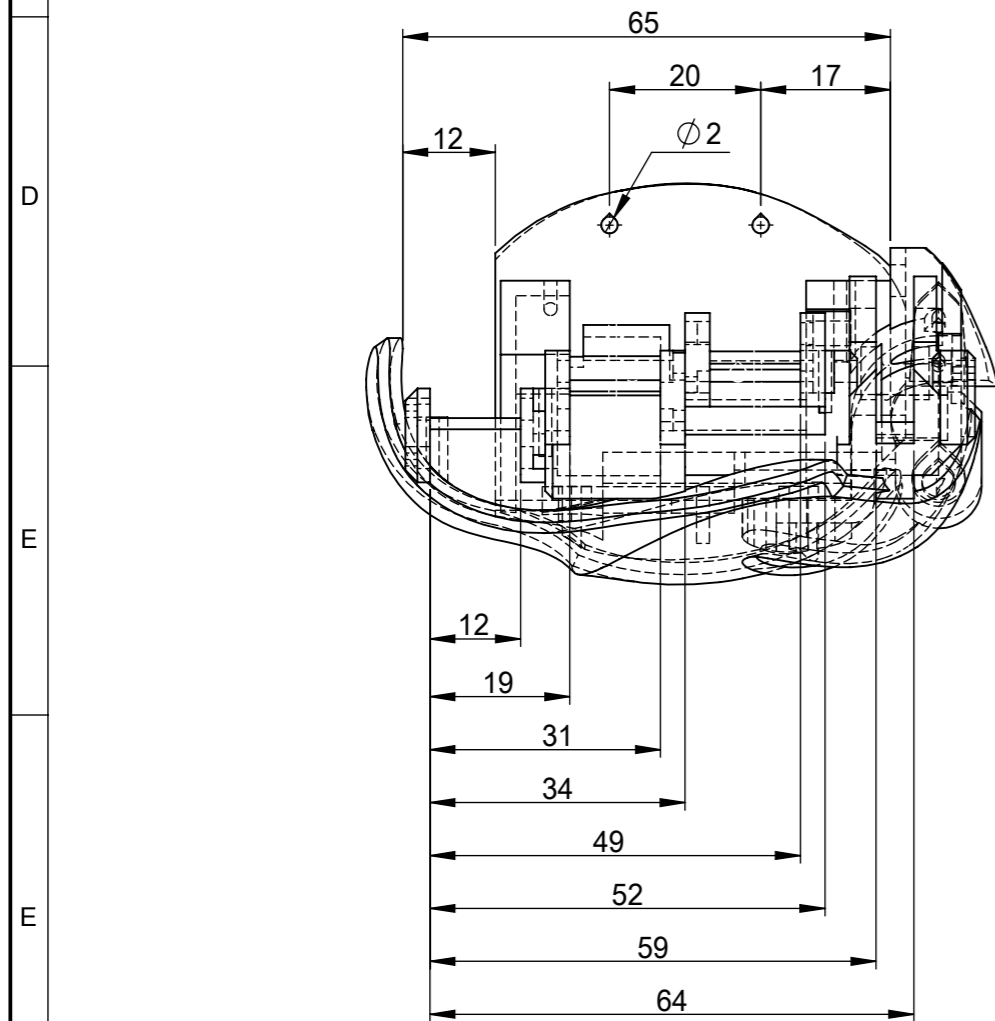
SECCIÓN F-F
ESCALA 2 : 1

Todos los redondeos que no especifica es de 3mm

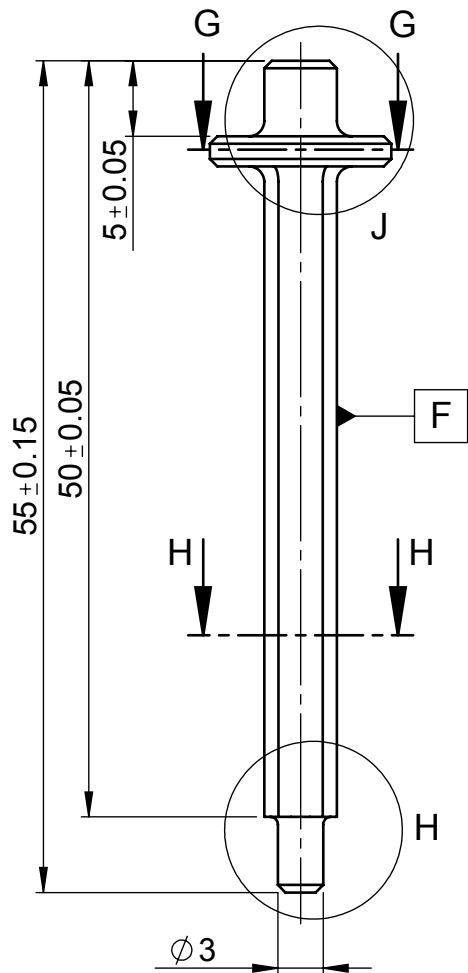
				Tolerancia	Peso	Material:	
				± 0.5	3.2 gr	Ácido Poliláctico (PLA)	
				Fecha	Nombre	Título:	
				Dibujó: 15/01/2018	Alejandro Garcés	Barra Proximal Espejo	
				Revisó: 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	Escala: 2:1	
				Aprobó: 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	Registro:	
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		Número de lámina:	9
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución	



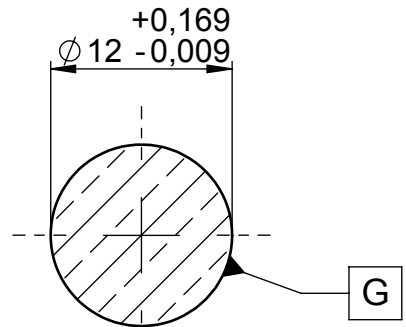
RÓTULO	UBIC X	UBIC Y	TAMAÑO
A1	-62,55	-67,65	$\phi 2 \nabla 7$
B1	-47,65	-73,75	$\phi 2 \nabla 9$
C1	-46,97	-56,82	$\phi 2$ POR TODO
D1	-45,05	-41,80	$\phi 2 \nabla 5$
E1	-44,15	-5,85	$\phi 3 \nabla 7$
F1	-26,80	-41,80	$\phi 2 \nabla 4$
F2	-26,80	-17,20	$\phi 2 \nabla 4$
G1	-14,15	-22,35	$\phi 3 \nabla 4,85$
H1	-10,65	-89,65	$\phi 2 \nabla 8$
J1	-8,65	-29,20	$\phi 2 \nabla 11$
K1	6,90	-84,65	$\phi 2 \nabla 7$



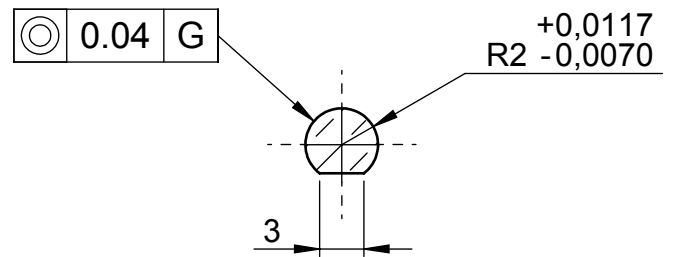
Tolerancia:	Peso:	Materiales:	
± 0.8	20gr	Ácido Poliláctico (PLA)	
Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
Dib. 15/01/2018	Alejandro Garcés	Palma	1:1
Rev. 29/01/2018	Ing. Thalia San Antonio		
Apro. 29/01/2018	Ing. Thalia San Antonio		
U.T.A		Número del dibujo:	Registro:
INGENIERIA MECANICA		10	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre
		Sustitución	



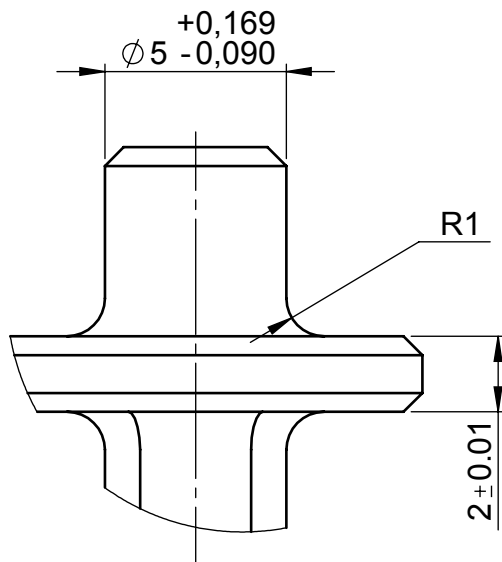
TORNEADO
N7



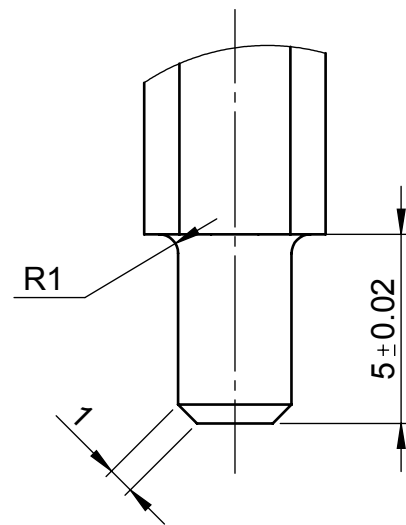
SECCIÓN G-G
ESCALA 2 : 1



SECCIÓN H-H
ESCALA 2 : 1



DETALLE J
ESCALA 5 : 1



DETALLE H
ESCALA 5 : 1

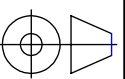
Todos los filetes son de 1mm a 45 grados.

				Tolerancia	Peso	Material:	
				±0.2	20 gr	Bronce	
				Fecha	Nombre	Titulo:	Escala:
				Dibujó: 15/01/2018	Alejandro Garcés		
				Revisó: 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
				Aprobó: 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	Número de lámina:	Registro:
				U.T.A			
Edición	Modificación	Nombre	Fecha	INGENIERIA MECANICA		Sustitución	

Eje de Engranes

2:1

Registro:



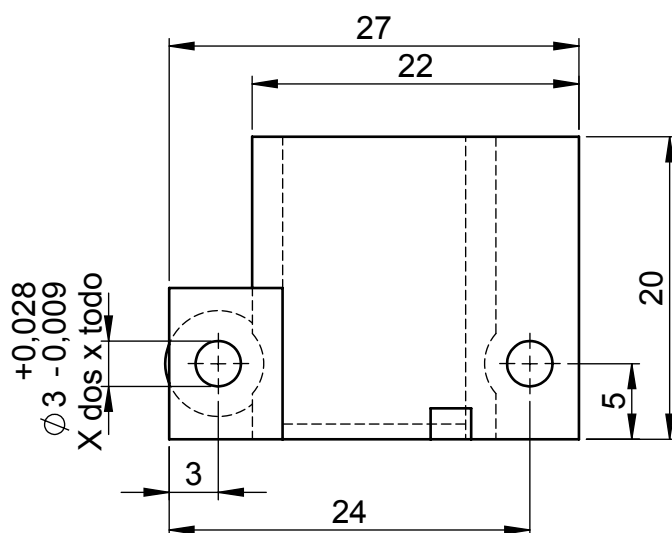
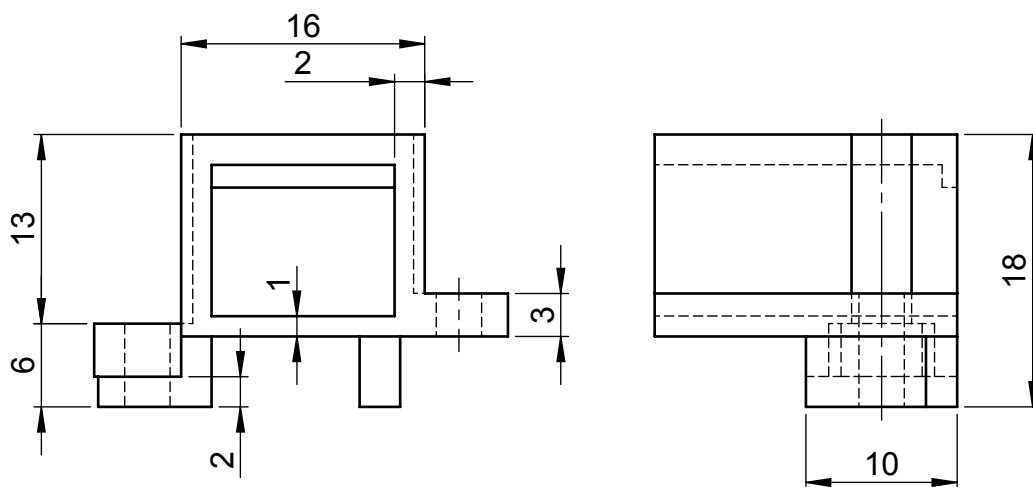
1

2

3

4

400 Impreso (FDM)
100



Todos los redondos son de 1.5mm de radio.

				Tolerancia	Peso	Material:	
				±0.5	2.4 gr	Ácido Poliláctico (PLA)	
				Fecha	Nombre	Titulo:	Escala:
			Dib.	15/01/2018	Alejandro Garcés		
			Rev.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
				Apro.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	2:1
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		Número de lámina:	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha				
						Sustitución	

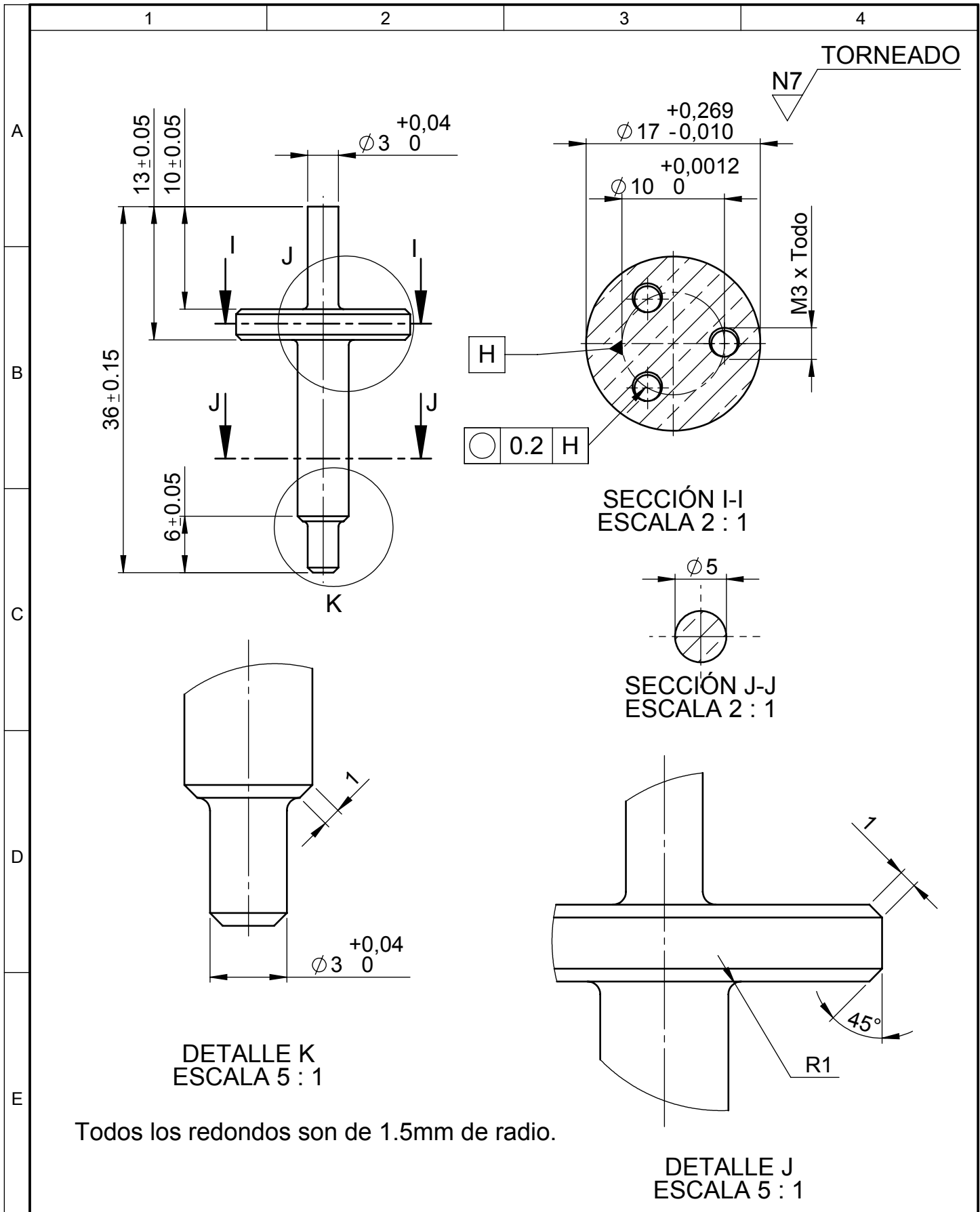
A

B

C

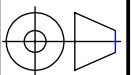
D

E



Todos los redondos son de 1.5mm de radio.

				Tolerancia	Peso	Material:	
				± 0.5	12.5	Bronce	
				Fecha	Nombre	Titulo:	
				Dibujó: 15/01/2018	Alejandro Garcés	Eje Para el Pulgar	
				Revisó: 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	Escala: 2:1	
				Aprobó: 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	Registro:	
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		Número de lámina:	13
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución	



400 Impreso (FDM)

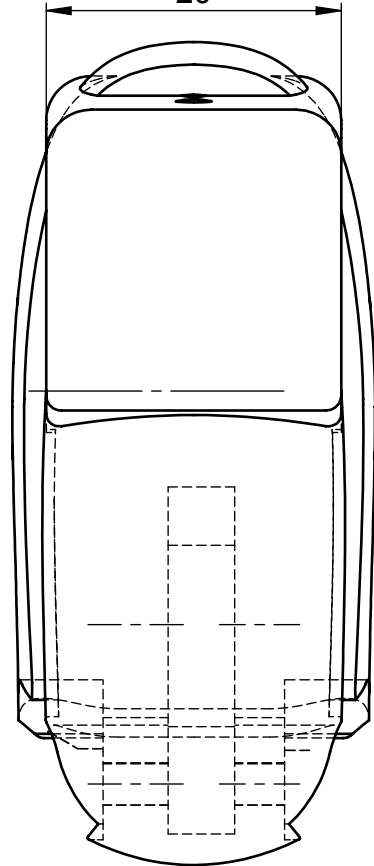
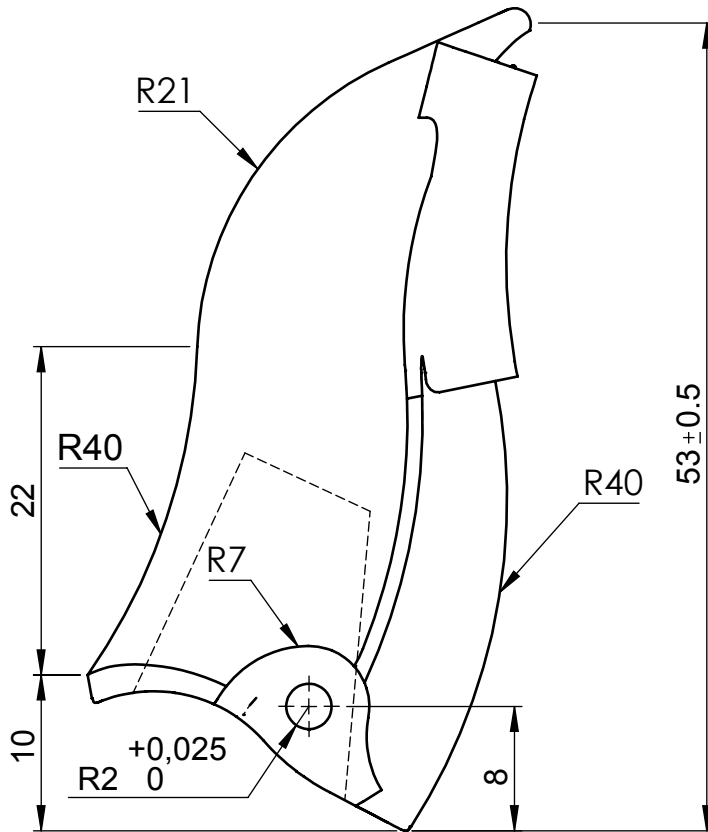
100

20

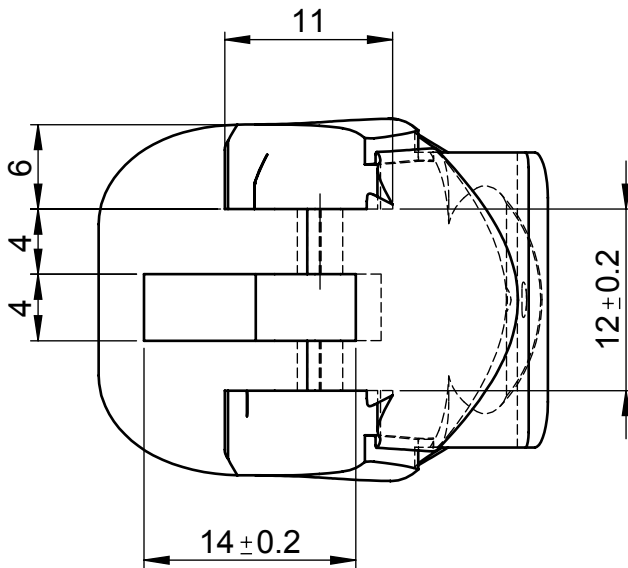
A

B

C



D

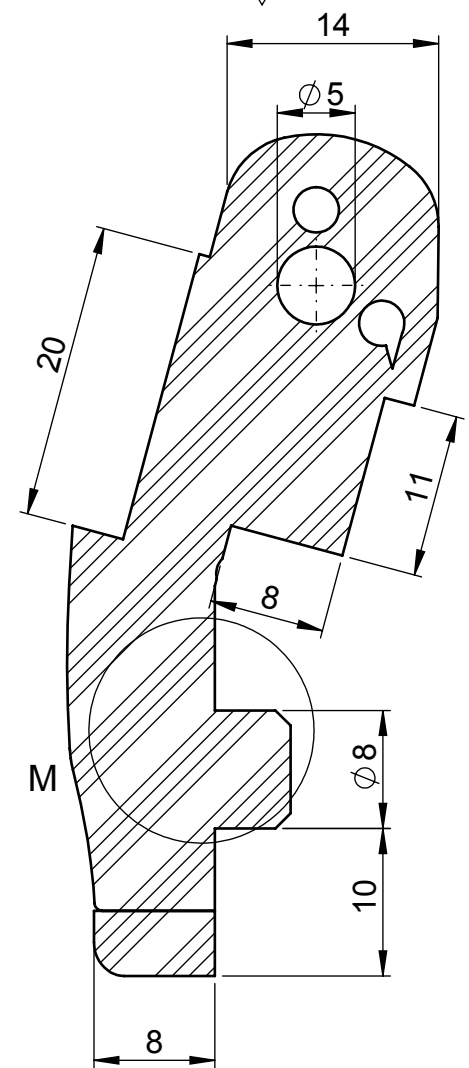
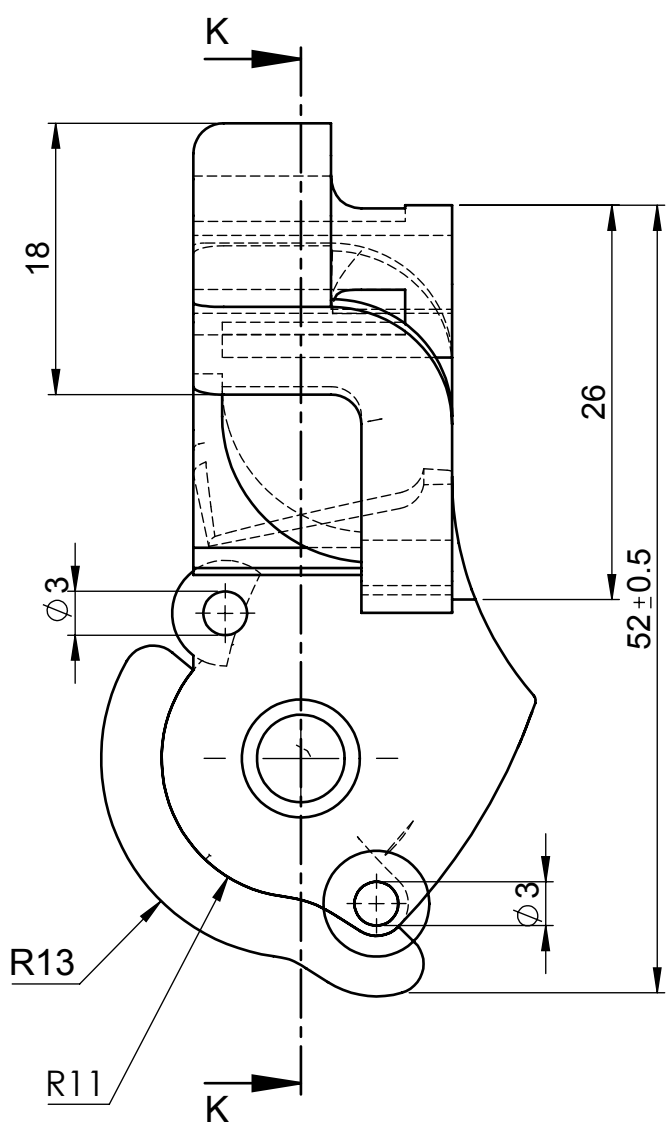


Los redondeos tienen un radio de 5mm.

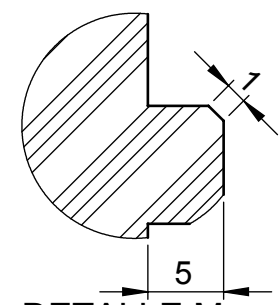
E

				Tolerancia	Peso	Material:	
				±0.5	5 gr	Ácido Poliláctico (PLA)	
				Fecha	Nombre	Titulo:	Escala:
				Dibujó: 15/01/2018	Alejandro Garcés		
				Revisó: 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
				Aprobó: 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	Pulgar - Medial	2:1
				U.T.A			
				INGENIERIA MECANICA		14	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha	Sustitución			

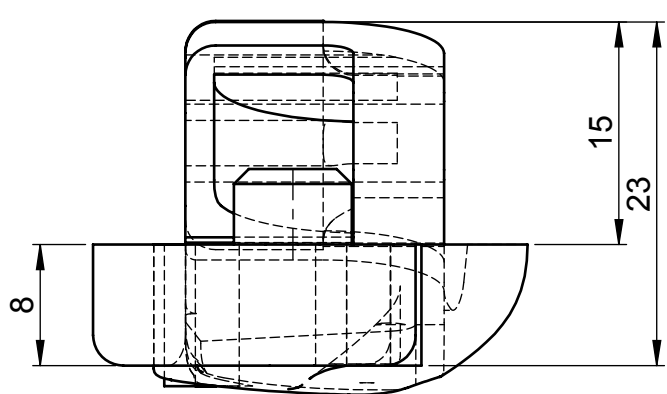
400 Impreso (FDM)
100



SECCIÓN K-K
ESCALA 2 : 1



DETALLE M
ESCALA 2 : 1



Los chaflanes son a 45 grados

				Tolerancia ±0.5	Peso 8 gr	Material: Ácido Poliláctico (PLA)	
				Fecha	Nombre	Título: Pulgar - Proximal	
				Dib. 15/01/2018	Alejandro Garcés	Escala: 2:1	
				Rev. 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	Número de lámina: 15	
				Apro. 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	Registro:	
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		Sustitución	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha				

1

2

3

4

N7 TORNEADO

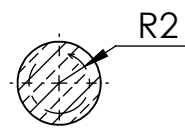
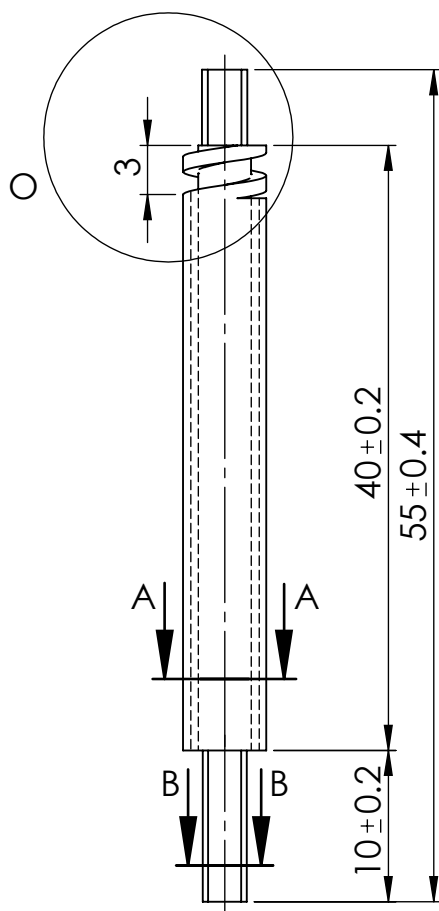
A

B

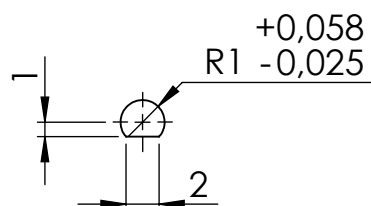
C

D

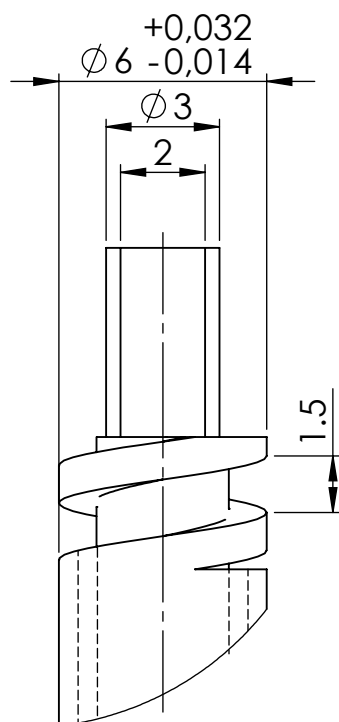
E



SECCIÓN A-A
ESCALA 2 : 1



SECCIÓN B-B
ESCALA 2 : 1



DETALLE O
ESCALA 5 : 1

Tolerancia:

Peso:

Material:

±0.5

12 gr

Bronce

Fecha

Nombre

Titulo:

Escala:

Dib. 15/01/2018 Alejandro Garcés

Rev. 26/02/2018 Ing. Thalia San Antonio

Apro. 26/02/2018 Ing. Thalia San Antonio

Tornillo de Potencia

2:1

U.T.A

Número de lámina:

Registro:

16

INGENIERIA MECANICA

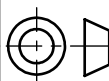
Sustitución

Edición

Modificación

Nombre

Fecha



1

2

3

4

400 Impreso (FDM)

100

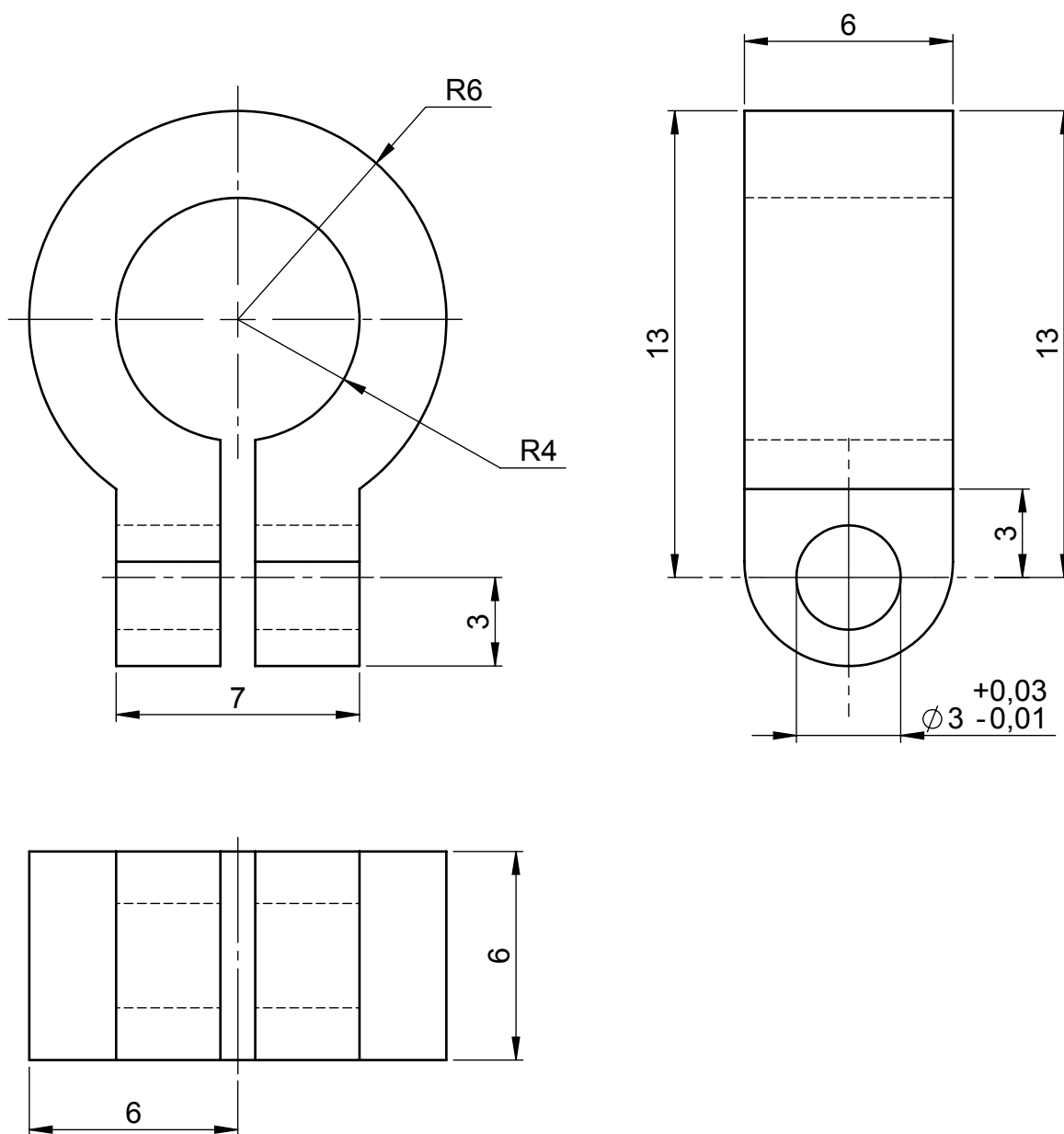
A

B

C

D

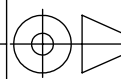
E



				Tolerancia	Peso	Material:	
				± 0.5	1.2 gr	Ácido Poliláctico (PLA)	
				Fecha	Nombre	Título:	
				Dibujó: 15/01/2018	Alejandro Garcés	Seguidor	
				Revisó: 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
				Aprobó: 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		Número de lámina:	Registro:
						17	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha	Sustitución			

Escala:
2:1

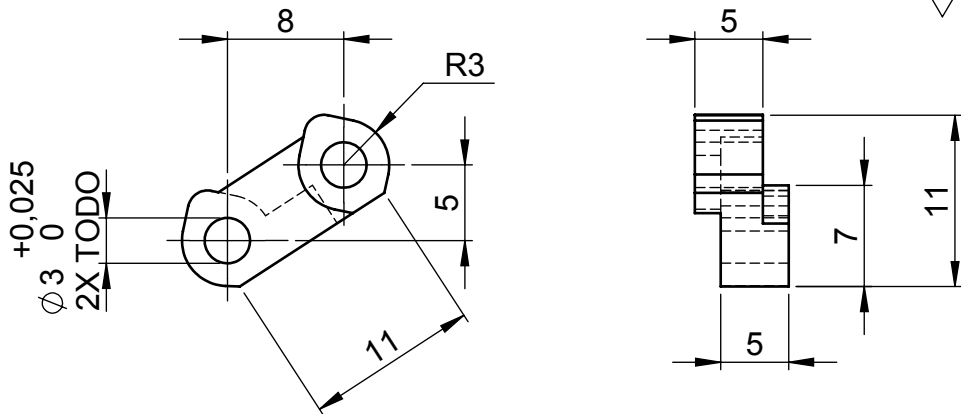
Registro:



400 Impreso (FDM)

100

A



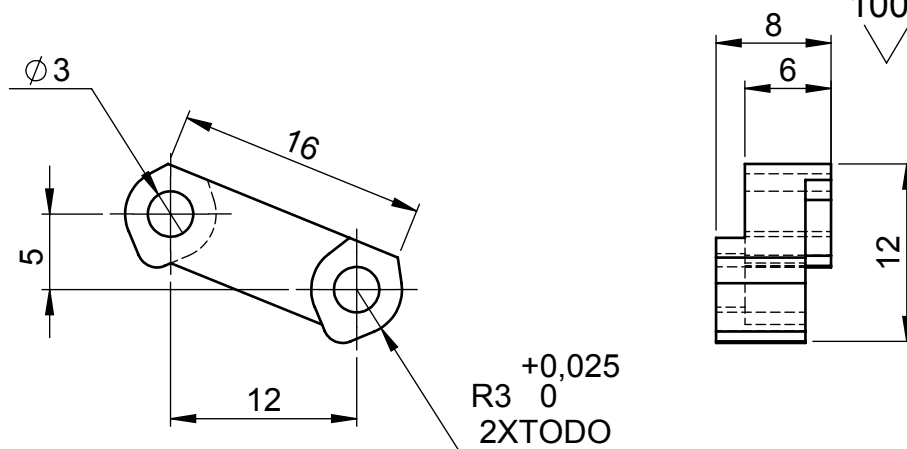
Pasador 1

B

400 Impreso (FDM)

100

C



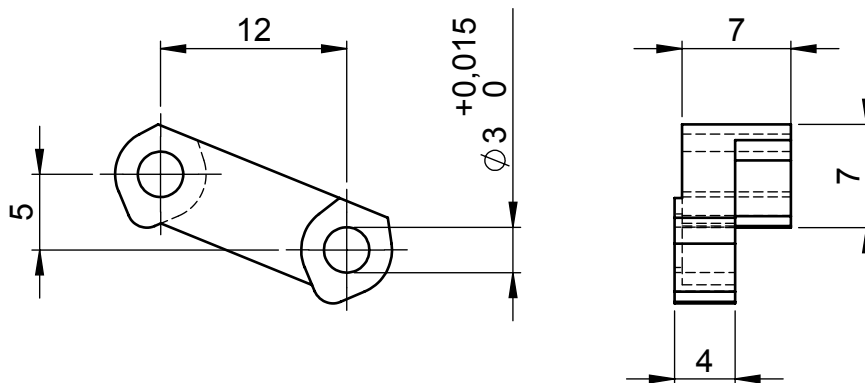
Pasador 2

D

400 Impreso (FDM)

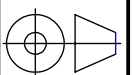
100

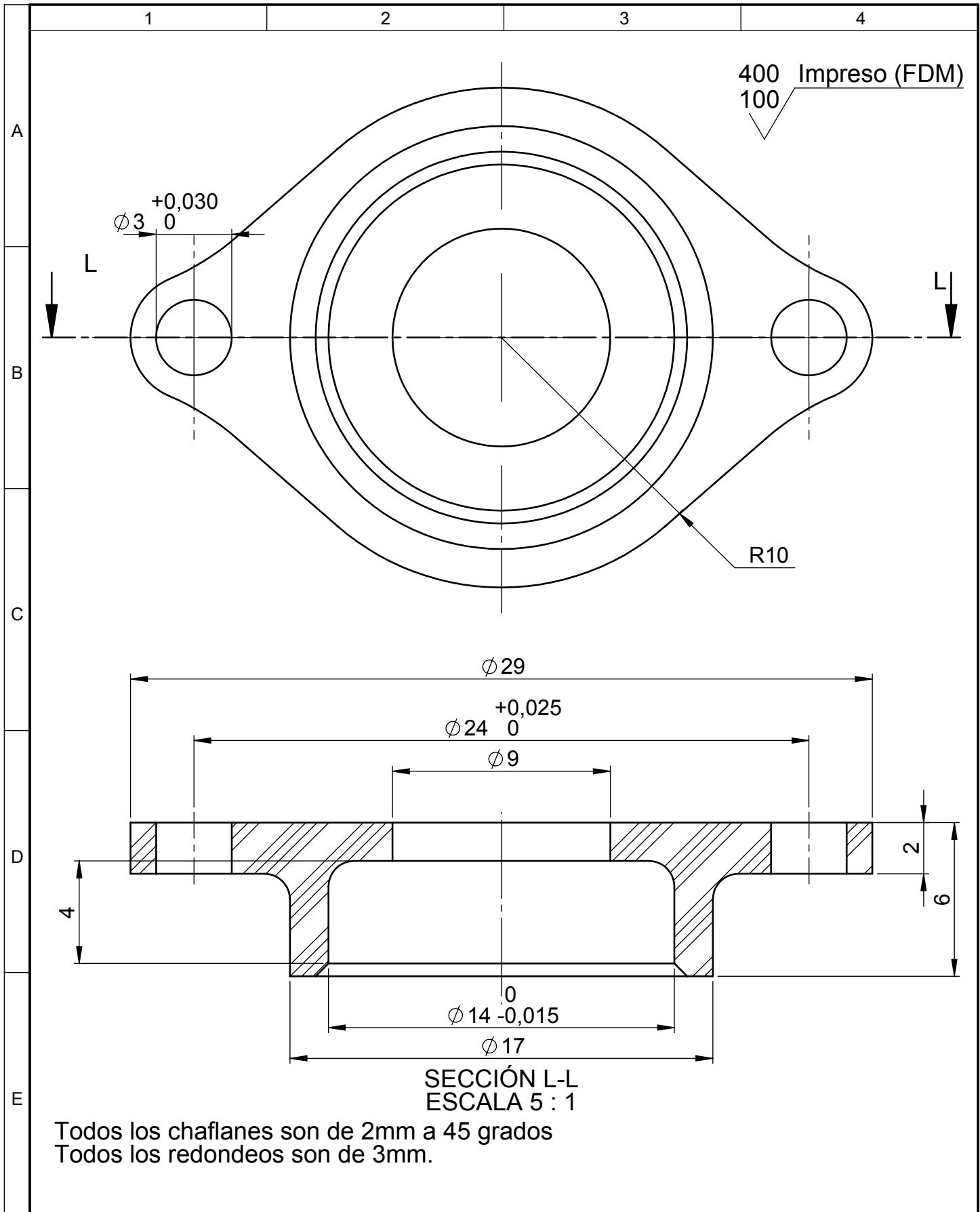
E



Pasador 3

				Tolerancia	Peso	Material:	
				± 0.5	0.64 gr	Ácido Poliláctico (PLA)	
				Fecha	Nombre	Titulo:	Escala:
				Dibujó: 15/01/2018	Alejandro Garcés		
				Revisó: 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
				Aprobó: 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	Número de lámina:	Registro:
				U.T.A			
Edición	Modificación	Nombre	Fecha	INGENIERIA MECANICA		Sustitución	2:1





				Tolerancia	Peso	Material:	
				± 0.5	0.44 gr	Ácido Poliláctico (PLA)	
				Fecha	Nombre	Título:	
				Dibu. 15/01/2018	Alejandro Garcés	Soporte de Rodamiento	
				Rev. 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	Escala: 5:1	
				Apro. 14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	Número de lámina: 19	
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		Registro:	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			Sustitución	

1

2

3

4

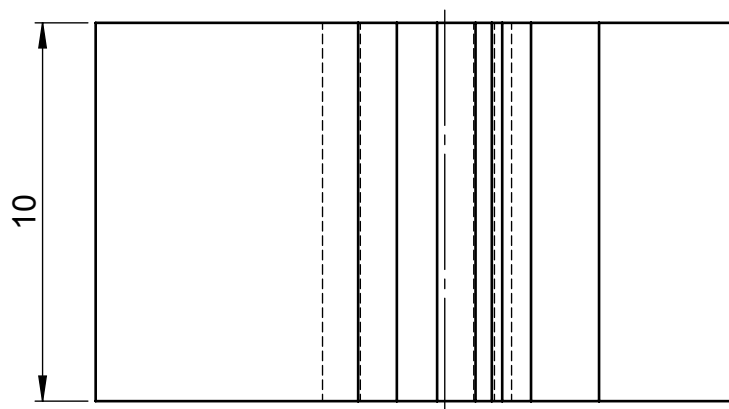
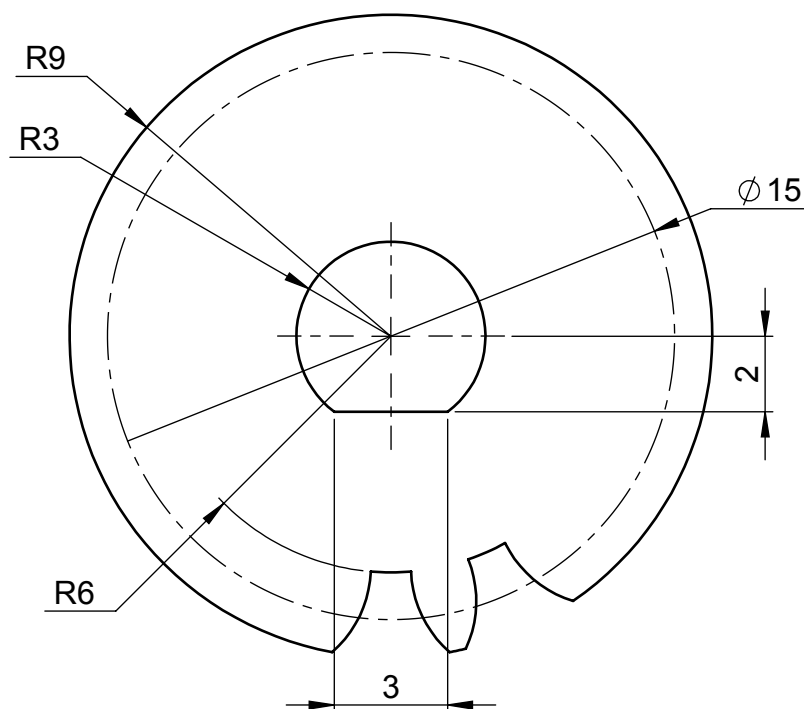
A

B

C

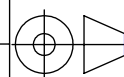
D

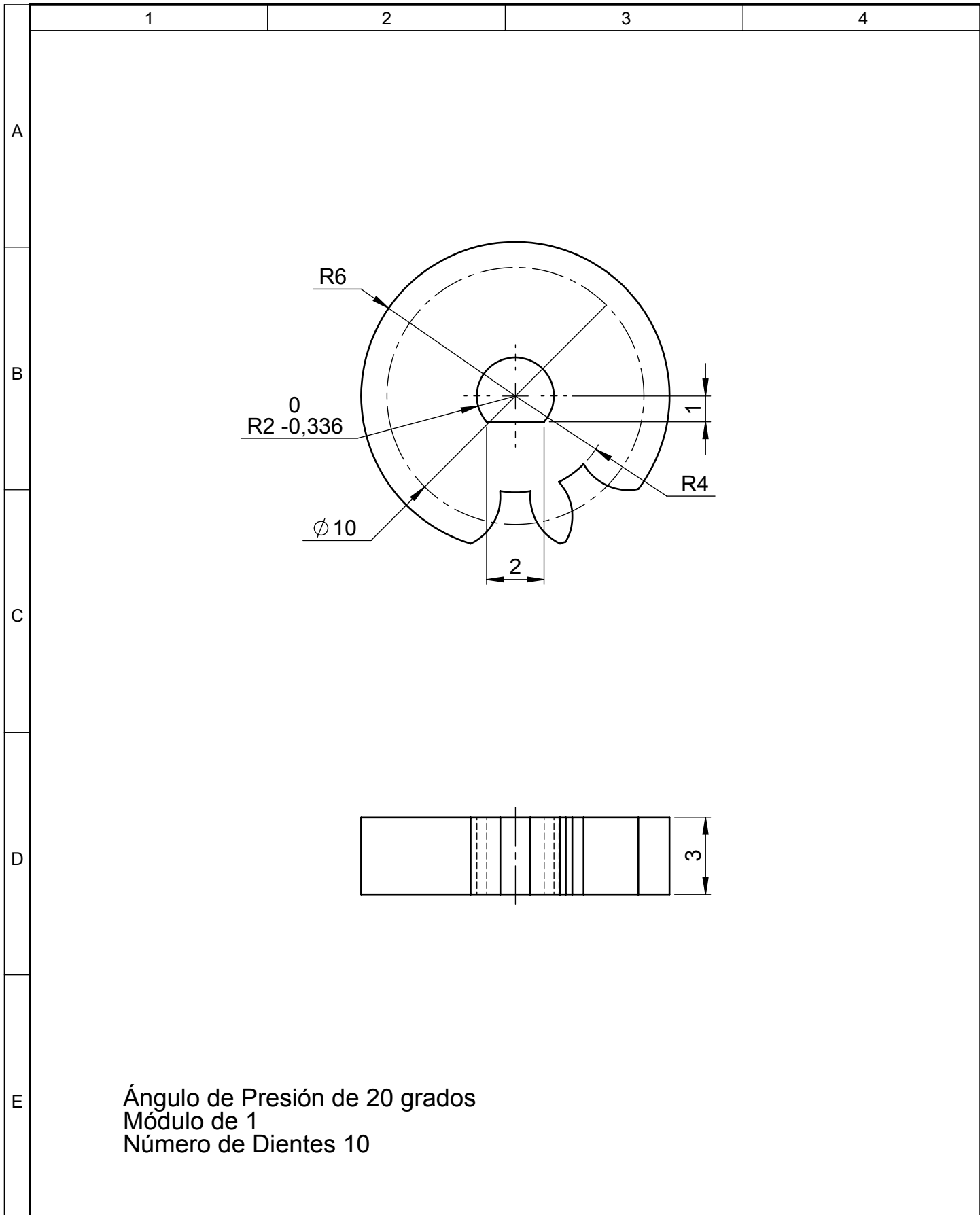
E



Ángulo de Presión de 20 grados
Módulo de 1
Número de Dientes 15

				Tolerancia	Peso	Material:	
				±0.5	0.34 gr	Ácido Poliláctico (PLA)	
				Fecha	Nombre	Titulo:	Escala:
			Dib.	15/01/2018	Alejandro Garcés		
			Rev.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
				Apro.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	5:1
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		Número de lámina:	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			20	
				Sustitución			





					Tolerancia ± 0.5	Peso 0.34 gr	Material: Ácido Poliláctico (PLA)			
							Título: Engrane		Escala: 5:1	
					Fecha	Nombre				
				Dib.	15/01/2018	Alejandro Garcés				
				Rev.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio				
				Apro.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio				
					U.T.A		Número de lámina: 21		Registro:	
					INGENIERIA MECANICA					
Edición	Modificación	Nombre	Fecha							Sustitución

1

2

3

4

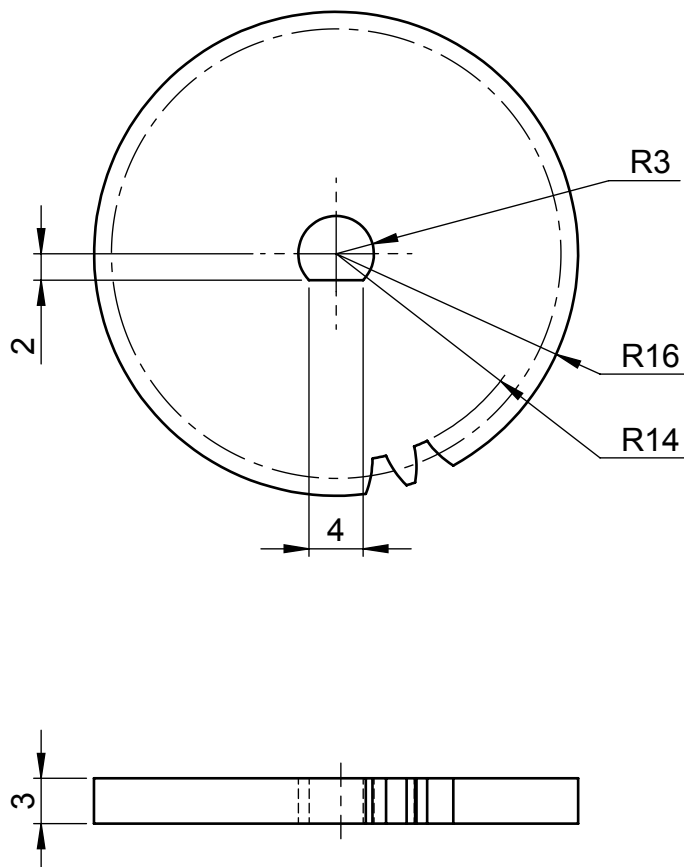
A

B

C

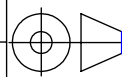
D

E



Ángulo de Presión de 20 grados
Módulo de 1
Número de Dientes 30.

				Tolerancia	Peso	Material:	
				±0.5	0.34 gr	Ácido Poliláctico (PLA)	
				Fecha	Nombre	Titulo:	Escala:
			Dib.	15/01/2018	Alejandro Garcés		
			Rev.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio		
				Apro.	14/06/2018	Ing. Thalia San Antonio	2:1
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		Número de lámina:	
Edición	Modificación	Nombre	Fecha			22	
				Sustitución			



ANEXOS

Anexo 1. Referente a las propiedades mecánicas del material PLA.

Ficha de datos técnicos PLA

Ultimaker

Denominación química

Ácido poliláctico

Descripción

El filamento de PLA Ultimaker ofrece una experiencia de impresión 3D sencilla gracias a su fiabilidad y buena calidad superficial. Nuestro PLA está fabricado con materiales orgánicos y renovables. Es seguro, fácil de utilizar en la impresión y se adecua a una amplia gama de aplicaciones para usuarios nuevos y experimentados.

<u>Propiedades mecánicas (*)</u>	<u>Moldeo por inyección</u>		<u>Impresión 3D</u>	
	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>
Módulo de elasticidad a la tracción	-	-	2346,5 MPa	ISO 527 (1 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la deformación	-	-	49,5 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la rotura	-	-	45,6 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la deformación	-	-	3,3 %	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la rotura	-	-	5,2 %	ISO 527 (50 mm/min)
Resistencia a la flexión	-	-	103,0 MPa	ISO 178
Módulo de flexión	-	-	3150,0 MPa	ISO 178
Resistencia a la prueba de impacto Izod, con mella (a 23 °C)	-	-	5,1 kJ/m ²	ISO 180
Resistencia a la prueba de impacto Charpy (a 23 °C)	-	-	-	-
Dureza	-	-	83 (Shore D)	Durómetro
<u>Propiedades térmicas</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>		
Índice de fluidez (MFR)	6,09 g/10 min	ISO 1133 (210 °C, 2,16 kg)		
Deformación térmica (HDT) a 0,455 MPa	-	-		
Deformación térmica (HDT) a 1,82 MPa	-	-		
Temperatura vítrea	-80 °C	ISO 11357		

Anexo 2. Referente al diagrama del circuito de control para los motores.

