ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

ESTUDIO PARAMÉTRICO E IMPRESIÓN 3D DE UNA PRÓTESIS DE MANO PARA NIÑOS

TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN INGENIERÍA MECÁNICA

DIEGO FRANCISCO BUSTAMANTE BUSTAMANTE
diego.bustamante@epn.edu.ec

DIRECTOR:
ING. MARCO VINICIO GUAMÁN ALARCÓN
marco.guaman@epn.edu.ec

CO-DIRECTOR:
ING. ÓSCAR IVÁN ZAMBRANO OREJUELA
ivan.zambrano@epn.edu.ec

1 de diciembre de 2021

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo fue desarrollado por **DIEGO FRANCISCO BUSTAMANTE BUSTAMANTE**, bajo nuestra supervisión.

Ing. Marco Vinicio Guamán Alarcón

DIRECTOR DE PROYECTO

Ing. Óscar Iván Zambrano Orejuela

CO-DIRECTOR DE PROYECTO

DECLARACIÓN

Yo, **DIEGO FRANCISCO BUSTAMANTE BUSTAMANTE**, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondiente a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.

Diego Francisco Bustamante Bustamante

DEDICATORIA

Este trabajo representa la culminación de una etapa más en mi vida y lo quiero dedicar a mi papá Jorge Bustamante, a mi mamá Priscila Bustamante y a mi hermano Jorge A. Bustamante; quienes han sido para mí símbolos de amor, esfuerzo y perseverancia. En ellos encuentro el impulso para continuar cada día, son ellos la razón de mi ser y a quienes yo más amo. Ellos siempre me han motivado a alcanzar mis sueños y a dar de mí el 101%. Me han demostrado que nada es imposible en esta vida, que todo lo puedo alcanzar, que todo lo puedo hacer.

Papá, mamá, hermano ustedes son mi orgullo, ustedes son mi todo y quiero dedicarles este trabajo como un símbolo de amor y esfuerzo hacia ustedes.

Papá y mamá gracias por su amor incondicional, por permitirme ser su hijo y por darme esta oportunidad de ser un profesional.

Hermano gracias por ser mi apoyo, por ser mi consejero y por siempre darme ese empujón para continuar.

Los amé, los amo y los amaré cada momento de mi vida.

AGRADECIMIENTO

A mis mejores amigos Darwin, Daniela y Joao, quienes desde el inicio hasta el final supieron guiarme y aconsejarme para el desarrollo de este proyecto. En ustedes encontré un lugar al cual recurrir durante mis años en la universidad. Son ustedes lo mejor que me llevo en esta etapa de mi vida.

A todos mis demás amigos a quienes conocí en la universidad, les agradezco por permitirme ser parte de sus vidas. Cada risa y cada momento que pasé con ustedes los atesoraré por siempre.

A mi buen amigo Brian, quien con tiempo y paciencia me ayudó muchas veces a avanzar en este proyecto y que con sus consejos y enseñanzas pude culminar este proyecto.

Al Ingeniero Marco Guamán y la Ingeniera Patricia Pontón quienes confiaron en mí y que hicieron posible que este proyecto se hiciera realidad.

A Mayte, Inti y sus familias quienes hicieron posible que este proyecto no se quedara plasmado únicamente en tinta y hojas.

A mis maestros quienes con tiempo y dedicación me compartieron sus conocimientos.

ÍNDICE DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN 1
Objetivo general 2
Objetivos específicos 2
Alcance 2
1. MARCO TEÓRICO 3
1.1. Fisiología de la mano 3
1.1.1. Rango de movimiento 4
1.1.2. Tipos de agarre 5
1.2. Anatomía de la mano 5
1.2.1. Sistema óseo 5
1.2.2. Articulaciones 6
1.2.3. Sistema muscular 7
1.3. Amputaciones y sus causas 8
1.3.1. Nivel de amputación de la mano 9
1.4. Prótesis de mano 9
1.4.1. Tipos de mano protésicas 10
1.5. Fabricación aditiva 12
1.5.1. Modelado por deposición (FDM) – Fabricación de filamento fundido (FFF)…… 13
1.6. Modelo cinemático del mecanismo de cuatro barras para el dedo protésico… 15
1.6.1. Método vectorial 15
1.6.2. Ecuaciones de Freudenstein 17
2. METODOLOGIA 19
2.1. Selección de impresora 3D, software y material de impresión 19
2.1.1. Impresora 3D 19
2.1.2. CAD software 20
2.1.3. Slicer software 21
2.1.4. Material de impresión 21
2.2. Análisis de parámetros de modelos de acceso libre 22
2.2.1. Modelamiento de prótesis 25
2.3. Impresión 3D de la prótesis 36
2.4. Protocolo de pruebas 37
2.4.1. Prueba de agarre básico 37

2.4.2. Prueba de motricidad y movimiento de los objetos 37
2.4.3. Indicaciones 37
2.5. Análisis de costos 38
2.5.1. Costo de impresión 38
2.5.2. Costo de elementos normalizados 38
2.5.3. Costos indirectos 39
2.5.4. Costo total 39
3. ANÁLISIS DE RESULTADOS 40
3.1. Planos de taller y conjunto 40
3.2. Prototipo construido 40
3.3. Costo total 41
3.4. Evaluación del prototipo 41
4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES 46
4.1. Conclusiones 46
4.2. Recomendaciones 46
Referencias Bibliográficas 48
Anexo I 52
Anexo II 54
Anexo III 55
Anexo IV 57
Anexo V 60
Anexo VI 61
Anexo VII 62
Anexo VIII 63
Anexo IX 65
Anexo X 68

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Movimientos angulares y de rotación de la mano 3
Figura 1.2. Tipos de agarre básicos 5
Figura 1.3. Huesos de la muñeca y mano, vista anterior (palmar) 6
Figura 1.4. Articulaciones y ligamentos de la muñeca y mano (vista palmar) 7
Figura 1.5. Músculos intrínsecos, tendones y ligamentos de la mano 8
Figura 1.6. Sindactilia compleja - mano derecha 9
Figura 1.7. Niveles de amputación parcial de la mano. 1) Transfalángica, 2) Tenar, 3) Distal transmetacarpiano y 4) Proximal transmetacarpiano 9
Figura 1.8. Prótesis estética de mano y digital [. 10
Figura 1.9. Prótesis mecánica 11
Figura 1.10. Prótesis eléctrica 11
Figura 1.11. Prótesis neumática 12
Figura 1.12. Prótesis mioeléctrica 12
Figura 1.13. Proceso de modelado FDM 13
Figura 1.14. Benchy – modelo de calibración 3D impreso en PLA 14
Figura 1.15 El vector unitario $\boldsymbol{e}$ apunta en la misma dirección que r y s 16
Figura 1.16. Un bucle vectorial que usa vectores unitarios para dar dirección. 17
Figura 1.17 a) Mecanismo de cuatro barras. b) Ecuación de bucle vectorial. 18
Figura 2.1. Impresora Artillery Sidewinder X1 – FDM, disponible en el mercado local. 20
Figura 2.2. Software Slicer CURA. 21
Figura 2.3. Prótesis mecánicas a) Cyborg Beast, b) Raptor Reloaded, c) K1 Hand, d) Odysseus Hand, e) Flexy Hand 2 23
Figura 2.4. Dedo de dos falanges, modelo Raptor Reloaded 25
Figura 2.5. Flexión y extensión de la muñeca (A: miembro no afectado, B: miembro afectado) 25
Figura 2.6. Diagrama de especificaciones del modelo 26
Figura 2.7. Modelo Raptor Reloaded 27
Figura 2.8 Mecanismo de cuatro barras - dedo protésico de Haulin. 27
Figura 2.9 a) Vista frontal b) Vista lateral – paciente 1, mano izquierda. 28
Figura 2.10 Tabla de tallas para prótesis de mano Cyborg Beast 29
Figura 2.11 Dedo medio - Modelo Cyborg Beast a 129% de escala 29
Figura 2.12 Diagrama vectorial (flexión) – dedo protésico (trayectoria de 0º a 90º) 31
Figura 2.13 Dibujo del mecanismo para el dedo protésico. 31
Figura 2.14 a) Dedo protésico para los dedos índice, medio, anular y meñique. b) Dedo protésico para el dedo pulgar. 32
Figura 2.15 Fotogrametría mano izquierda - vista frontal y lateral. 32

Figura 2.16 Plano 1 – contorno de mano. 33
Figura 2.17 Modelo de mano protésica. 34
Figura 2.18. Palma de mano protésica, fabricada con TPU. 34
Figura 2.19. Pulsera de mano protésica, fabricada con TPU. 35
Figura 2.20 Prótesis de mano. 35
Figura 3.1 Prototipo impreso y ensamblado a) Vista superior, b) Vista Inferior. 40
Figura 3.2 Rango de movimiento del brazo izquierdo de la paciente 1..... 42
Figura 3.3 Pruebas de protocolo, paciente 1. a) Agarre cilíndrico, b) Agarre esférico. 42
Figura 3.4 Pruebas de protocolo, paciente 2. a) Agarre esférico, b) Agarre esférico... 44
Figura 3.5 Mano protésica de acceso libre - Raptor Reloaded. 45

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Características de software slicer para impresión 3D 21
Tabla 2.2. Propiedades mecánicas – filamento PLA, PETG y TPU 22
Tabla 2.3. Especificaciones generales de prótesis mecánicas impulsadas por el cuerpo 23
Tabla 2.4. Cinemática de prótesis mecánicas 24
Tabla 2.5. Métodos de fabricación de prótesis mecánicas. 24
Tabla 2.6. Clasificación de los dispositivos más utilizados de e-NABLE 24
Tabla 2.7 Ángulos de entrada y salida del mecanismo de cuatro barras (falange proximal). 28
Tabla 2.8. Longitud de las falanges del dedo medio. 29
Tabla 2.9. Longitud de los eslabones del dedo protésico. 30
Tabla 2.10. Medidas del contorno de mano. 33
Tabla.2.11 Parámetros de impresión de cada una de las partes de la mano protésica [34], [35]. 36
Tabla 2.12. Costo de impresión. 38
Tabla 2.13. Costo de elementos normalizados. 39
Tabla 2.14. Costos indirectos. 39
Tabla 2.15. Costo total. 39
Tabla 3.1 Especificaciones generales del prototipo. 40
Tabla 3.2. Prueba de agarre - Paciente 1 y 2. 43
Tabla 3.3 Prueba de motricidad - Paciente 1 y 2. 43
Tabla 3.4 Cinemática del prototipo. 44

RESUMEN

Las prótesis de mano o dispositivos de asistencia requieren de una personalización para satisfacer de manera efectiva las necesidades de los pacientes. La aceptación de la prótesis depende en gran medida de su tamaño, peso y estética. En muchas aplicaciones, se puede utilizar el modelado paramétrico para diseñar dispositivos médicos. Actualmente, las prótesis de miembros superiores impresas en 3D, que son de acceso libre y están disponibles en sitios online, utilizan un método de escalado uniforme para adaptarlas a diferentes usuarios en función de su edad y diagnóstico. El presente estudio propone un método de modelado paramétrico parcial de una mano protésica impresa en 3D para niños. Esta prótesis consta de dedos de tres falanges y fue desarrollado con base en modelos de acceso libre. Para modelar las falanges del dedo protésico se utilizó un mecanismo de articulación de cuatro barras en serie y su rango de movimiento (ROM) se determinó mediante las ecuaciones de Freudenstein, de igual forma, para parametrizar la palma de la mano, se utilizó fotogrametría. Luego las partes de la mano protésica fueron impresas con PLA (*polylactic acid*), TPU (*thermoplastic polyurethane*) y PETG (*polyethylene terephthalate glicol*) mediante el proceso de fabricación aditiva FDM (fused position modeling). Finalmente, la evaluación de la mano impresa en 3D se llevó a cabo con una serie de pruebas en las que los pacientes debían sujetar objetos de distintas formas y pesos. Al final, la prótesis pudo completar con éxito muchas de las tareas definidas en el protocolo de pruebas, demostrando así el potencial que tiene para cambiar de manera positiva la vida de los pacientes y estableciendo un punto de partida para incursionar en proyectos relacionados.

Palabras Clave: personalización, prótesis, mecanismo, modelado, impresión 3D.

ABSTRACT

Hand prostheses or assistive devices require customization to effectively meet the needs of patients. The acceptance of the prosthesis depends largely on its size, weight, and aesthetics. In many applications, parametric modeling can be used to design medical devices. Currently, 3D-printed upper limb prostheses, which are freely accessible and available online, use a uniform scaling method to adapt them to different users based on their age and diagnosis. The present study proposes a partial parametric modeling method of a 3D printed prosthetic hand for children. This prosthesis consists of fingers with three phalanges and was developed based on free access models. To model the phalanges of the prosthetic finger, an articulation mechanism of four bars in series was used and its range of motion (ROM) was determined by means of Freudenstein's equations, in the same way, to parameterize the palm of the hand, photogrammetry was used. Then the parts of the prosthetic hand were printed with PLA (polylactic acid), TPU (thermoplastic polyurethane), and PETG (polyethylene terephthalate glycol) using the FDM (fused position modeling) additive manufacturing process. Finally, the evaluation of the 3D printed hand was carried out with a series of tests in which the patients had to hold objects of different shapes and weights. In the end, the prosthesis was able to successfully complete many of the tasks defined in the testing protocol, thus demonstrating its potential to positively change patients' lives and establishing a starting point for related projects.

Keywords: customization, prosthetics, mechanism, modeling, 3D-printing.

ESTUDIO PARAMÉTRICO E IMPRESIÓN 3D DE UNA PROTESIS DE MANO PARA NIÑOS

INTRODUCCIÓN

En los últimos años, en nuestro país existe un incremento de desarrollo tecnológico en muchas áreas de importancia social. Sin embargo, es necesario dar una mayor importancia a la biomecánica de prótesis [1]. El Ministerio de Salud Pública del Ecuador cuenta con tres talleres de órtesis y prótesis ubicados en el Hospital Eugenio Espejo en Quito, Hospital Isidro Ayora en Loja y Hospital Guayaquil en Guayas los cuales aún utilizan métodos tradicionales en la fabricación de prótesis activas o pasivas (son de tipo estándar con una cubierta de PVC o de silicona) que resultan en elevados tiempos de elaboración y uso ineficiente de recursos. Por estos motivos, la demanda no puede ser cubierta y en muchos casos las personas deben esperar meses, o inclusive años, para poder conseguir una prótesis [2].

La fabricación en el área de prótesis ha sido una fuente de problemas para un sinnúmero de ecuatorianos, en especial para los niños y niñas que nacieron con alguna enfermedad congénita como es el caso de la adactalia, afalangia, simbraquidactilia o a causa de accidentes que los limita en la realización de actividades diarias por una mal formación de sus extremidades, que puede conllevar a un problema en su desarrollo psicosocial [2]. Los niños debido a su crecimiento constante necesitan cambiar su prótesis cada cierto tiempo. Considerando que el precio de una sola prótesis está dentro de un rango de $5.000,00 a $10.000,00 [3], dependiendo de los materiales que se emplean en su fabricación, el costo total por el intercambio de las prótesis durante la etapa de desarrollo del niño representaría un gasto para sus padres.
Actualmente, la impresión 3D está ganando fuerza dentro del área de biomecánica. Además, utiliza materiales asequibles y biodegradables, esta tecnología permite la fabricación de prótesis en un tiempo reducido y con un desperdicio mínimo de recursos, convirtiéndola en una alternativa eficiente. Una prótesis impresa en 3D, impulsada de manera mecánica por la extremidad que no se desarrolló por completo, se puede fabricar en aproximadamente 12 horas [4]. El precio de una prótesis impresa en 3D oscila entre $50,00 a $200,00 [3].

En este contexto, la propuesta de este proyecto de titulación es optimizar e imprimir un modelo 3D de una prótesis de mano, con base en un modelo de acceso libre, mejorando el uso de material. Por otro lado, se mejorará la estética y ergonomía con base en un

análisis funcional, de tal forma que se favorezcan el desempeño y desarrollo psicosocial de los niños con una mal formación congénita en sus extremidades superiores.

Objetivo general

Estudiar los parámetros, imprimir un modelo 3D de una prótesis de mano para niños y realizar pruebas básicas de funcionalidad.

Objetivos específicos

- Seleccionar una impresora 3D de modelado por deposición fundida (*Fused Deposition Modelling, FDM*).
- Determinar los parámetros de la prótesis de la mano a partir de modelos de acceso libre.
- Obtener un modelo optimizado con base en los parámetros determinados.
- Imprimir un modelo optimizado.
- Evaluar el modelo impreso mediante pruebas de agarre y motricidad.

Alcance

Si bien el diseño y fabricación de prótesis mioeléctricas, eléctricas y neumáticas han sido bien documentadas, las prótesis mecánicas no disponen de información detallada. El objetivo de este estudio es modelar una prótesis para impresión 3D, no antropomórfica, para niños, con base en modelos de acceso libre, que sea fácil de fabricar y ensamblar.

El alcance del estudio se limita al modelamiento cinemático de una mano protésica, sin considerar el dimensionamiento mecánico de sus componentes. Para el movimiento de los dedos se utilizan mecanismos de cuatro barras en serie, que simulan las tres falanges de un dedo normal. El dimensionamiento de los eslabones tendrá como base investigaciones realizadas al rango de movimiento de mecanismos de dos falanges en función de la edad del paciente. Para el modelamiento de la mano y el brazalete se utilizará fotogrametría.

La aplicación de esta prótesis está encaminada a actividades de manipulación de objetos livianos, característicos de tareas domésticas y académicas realizadas por niños con edad de 10 a 15 años, tal como lo sugieren estudios previos. En este contexto, la intención de este trabajo no es obtener un prototipo que permita realizar actividades de gran dificultad y con objetos pesados.

CAPÍTULO 1

1. MARCO TEÓRICO

Este capítulo proporciona una introducción a la fisiología y anatomía de la mano, seguido del problema de investigación (amputaciones y sus causas) y sus posibles soluciones. Además, se describe el método empleado para la fabricación de la prótesis y el método cinemático utilizado para el prototipo de la mano protésica.

1.1. Fisiología de la mano

El movimiento de la mano se relaciona con el tipo de estructura de cada articulación, algunas restringen el movimiento completo de la mano, mientras que otras permiten movimientos amplios. Los tipos de movimientos presentes en nuestros cuerpos son lineales y angulares [5]:

a) Movimiento lineal: ocurre cuando las superficies de dos huesos opuestos se resbalan entre sí, por ejemplo, entre el carpo y el tarso o entre la clavícula y el esternón.

b) Movimiento angular: algunos ejemplos de movimientos angulares (ver Figura 1.1) en los dedos y en la muñeca son:

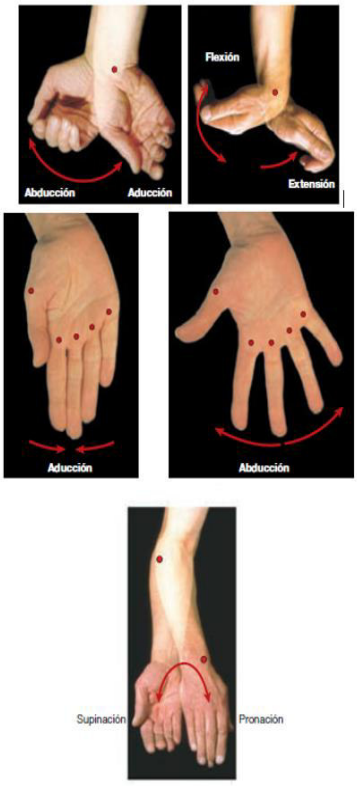


Figura 1.1. Movimientos angulares y de rotación de la mano [5].

- Abducción - aducción: la abducción ocasiona un alejamiento del miembro desde el eje longitudinal del cuerpo. Mientras que, la aducción coloca de vuelta al miembro en su posición natural.
- Flexión – extensión: la flexión reduce el ángulo entre elementos articulados en el plano anteroposterior del miembro. Mientras que, la extensión aumenta el ángulo entre los elementos articulados en el mismo plano.
- Hiperextensión: es una expresión utilizada cuando al miembro se lo lleva más allá de sus límites normales.
- Supinación y pronación: las articulaciones radiales y cubitales permiten la rotación de la mano a la cara anterior y posterior. Al girar la mano a su cara posterior se denomina pronación, mientras que, su opuesto es la supinación.

1.1.1. Rango de movimiento

La mano humana se considera una herramienta de precisión y fuerza. Todo esto se atribuye en gran parte a los 27 grados de libertad (GDL) que posee. Cada uno de los dedos tiene cuatro GDL a excepción del pulgar el cual tiene cinco GDL, dejando seis GDL para la rotación y traslación de la muñeca [6].

Además, los dedos usan apenas una porción del rango de movimiento normal para la realización de actividades diarias. A esto se conoce como, rango de movimiento funcional. Bain *et al.* [7] precisa un rango promedio de movimiento (*Range of Motion*, ROM) normal en flexión y extensión para cada uno de los dedos.

- Pulgar: 0º a 56º articulación metacarpofalángica (*Metacarpophalangeal Joint,* MCP) y 5º a 73º articulación interfalángica (*Interphalangeal Joint,* IP)
- Meñique, anular, medio e índice: -19º a 90º MCP, -7º a 101º articulación interfalángica proximal (*Proximal Interphalangeal Joint*, PIP) y -6º a 84º articulación interfalángica distal (*Distal Interphalangeal Joint,* DIP)

Posteriormente, en su investigación se obtuvo como resultado que el movimiento funcional necesario de las articulaciones en los dedos para la realización de 20 actividades diarias es de: 19º a 71º, 23º a 87º y 10º a 64º en las articulaciones metacarpofalángicas, interfalángica proximal e interfalángica distal, respectivamente. Por lo tanto representa el 48%, 59% y 60% del movimiento normal de las articulaciones [7].

Para el caso de la muñeca, su rango de movimiento funcional es de 30º en extensión, 5º en flexión, 10º en desviación radial y 15º en desviación cubital [8].

1.1.2. Tipos de agarre

Debido al número de articulaciones y músculos que componen la mano es posible realizar distintos tipos agarre los cuales son dependientes de la geometría del objeto [9]. Taylor y Schwart [10], definieron seis categorías de agarre posibles con la mano humana las mismas que se las puede observar en la Figura 1.2.

- Cilíndrico: se lo emplea en objetos cilíndricos.
- Punta: se lo utiliza en objetos pequeños o finos en los que participan el dedo pulgar e índice.
- Gancho: se utiliza al levantar objetos con los cinco dedos.
- Palmar: ayuda a sujetar objetos de distinta geometría y gran longitud.
- Lateral: permite sujetar objetos delgados y planos con la parte interna del dedo pulgar y la parte lateral del índice.

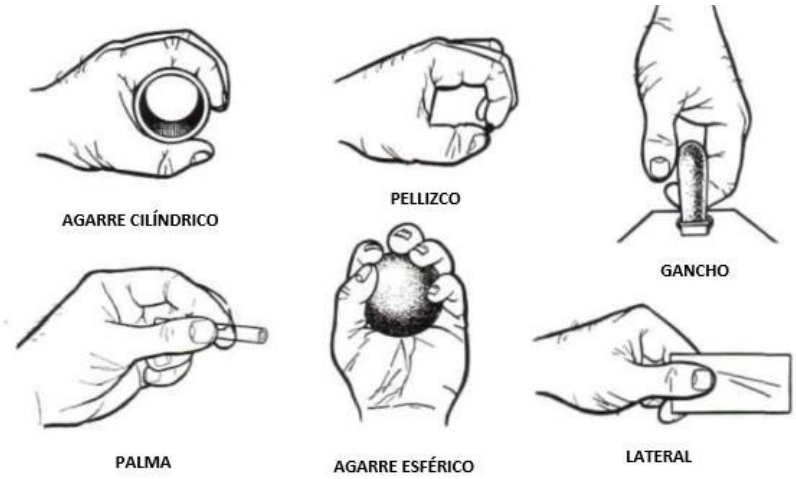


Figura 1.2. Tipos de agarre básicos [10].

1.2. Anatomía de la mano

La anatomía de la mano es única debido a la composición de huesos, articulaciones, venas, nervios y músculos que la forman. Además, es una de las partes más importantes del cuerpo humano por su movilidad y capacidad de manipular y sujetar objetos [5], [11].

1.2.1. Sistema óseo

La mano está formada por 27 huesos, divididos en tres grupos llamados carpo (ocho huesos), metacarpo (cinco huesos) y falanges (14 huesos) [11] ilustrados en la Figura 1.3. A continuación, se describe cada uno de ellos:

- Carpo: forman parte de la muñeca y lo componen los huesos semilunar, pisiforme, piramidal, ganchoso, grande, escafoides, trapecio y trapezoide.

- Metacarpo: se encuentran en la parte intermedia de la mano, entre los dedos y la muñeca y son: primer metacarpiano (dedo pulgar), segundo metacarpiano (dedo índice), tercer metacarpiano (dedo medio), cuarto metacarpiano (dedo anular) y quinto metacarpiano (dedo meñique).
- Falanges: forman parte de los dedos y son responsables de la mayoría de los movimientos en la realización de actividades diarias. Cada dedo cuenta con tres falanges (proximal, medial y distal), excepto el pulgar que solo cuenta con dos falanges (proximal y distal).

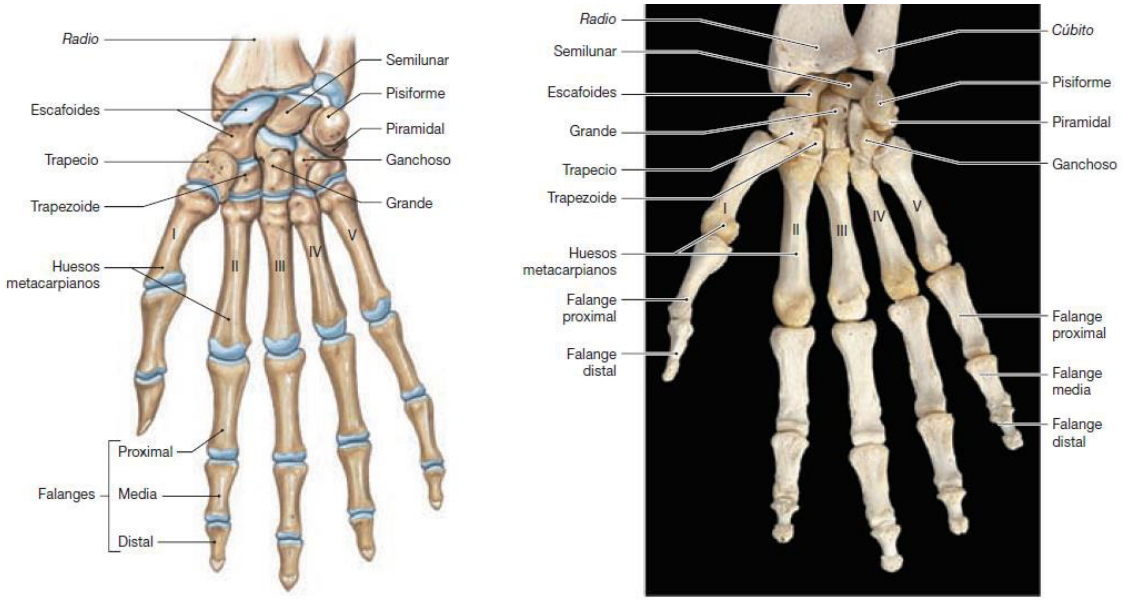


Figura 1.3. Huesos de la muñeca y mano, vista anterior (palmar) [5].

1.2.2. Articulaciones

Las articulaciones o junturas se encuentran en puntos donde se unen dos o más huesos. En los dedos meñique, anular, medio e índice se encuentran las articulaciones: metacarpofalángica (MCP), interfalángica proximal (PIP) e interfalángica distal (DIP). El pulgar cuenta únicamente con dos articulaciones: metacarpofalángica (MCP) e interfalángica (IP). Por otra parte, en la muñeca se tienen las articulaciones radiocarpianos e intercarpianos, radio cubital proximal y distal [5], [11]. En la Figura 1.4 se aprecian las articulaciones presentes en la mano.

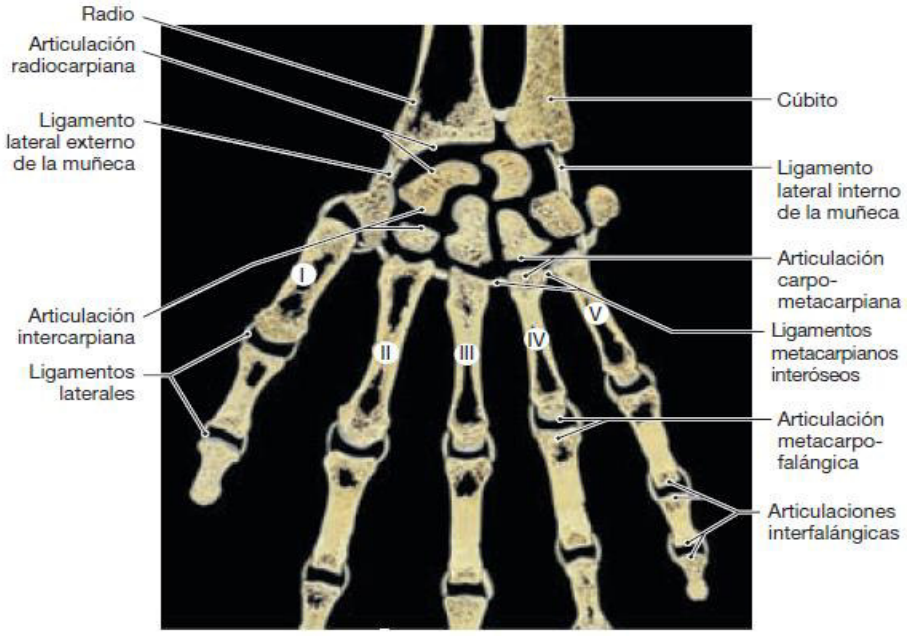


Figura 1.4. Articulaciones y ligamentos de la muñeca y mano (vista palmar) [5].

1.2.3. Sistema muscular

Los músculos de la mano mostradas en la Figura 1.5 pueden dividirse en músculos extrínsecos e intrínsecos. Los músculos extrínsecos forman parte del antebrazo y se insertan en la mano, permitiendo controlar movimientos de flexión y extensión sobre la mano, los músculos intrínsecos se ubican exclusivamente en la región de la muñeca y la mano, y se encargan de los movimientos finos. Los músculos intrínsecos de la mano son [5]:

- Interóseos: se encuentran entre los metacarpianos y se los divide en interóseos dorsales y palmares. Permiten la abducción y aducción de los dedos. Además, ayudan en la flexión de las articulaciones metacarpofalángicas y extensión de las articulaciones interfalángicas.
- Lumbricales: son cuatro músculos que se asocian con cada uno de los dedos a excepción del pulgar. Unen a los tendones extensores con los flexores, flexionan la articulación metacarpofalángica y extienden a la articulación interfalángica.
- Tenares: permiten los movimientos finos del dedo pulgar y se dividen en abductor corto, abductor, flexor corto y oponente.
- Hipotenares: permiten los movimientos finos del dedo meñique y se componen de abductor, flexor, oponente y palmar corto.

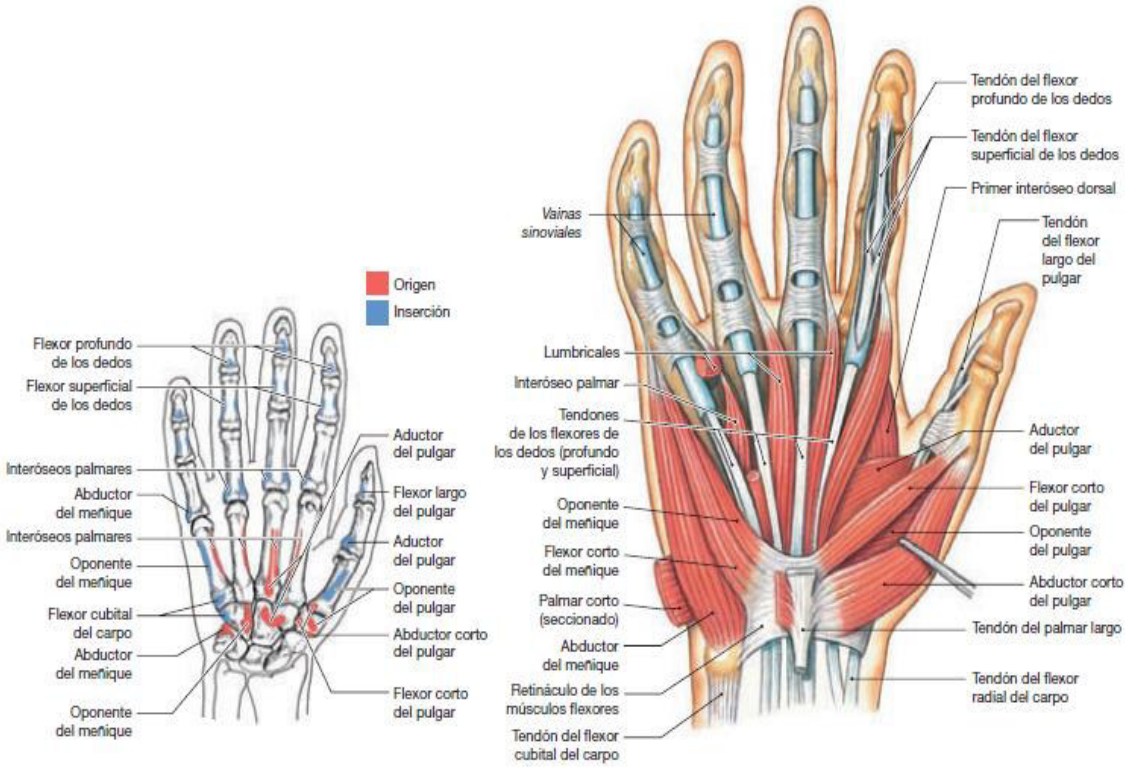


Figura 1.5. Músculos intrínsecos, tendones y ligamentos de la mano [5].

1.3. Amputaciones y sus causas

La amputación es el resultado de la separación o corte de un miembro. Según el tipo de amputación se las clasifica en [12]–[14]:

- Amputación traumática: se produce como resultado de un traumatismo, puede ser total o parcial. Es una de las cusas más comunes de amputación en adultos.
- Amputación quirúrgica: consiste en la extirpación de un miembro por medio de una planificación quirúrgica. Dentro de esta se incluye la amputación cerrada en la cual se utiliza parte de la piel para dar la forma de un muñón en el extremo del miembro. La amputación abierta se la realiza cuando hay presencia de heridas, tumores, infecciones, etc.
- Amputación congénita: las deformaciones congénitas de las extremidades superiores son una enfermedad muy común. Las deformaciones congénitas de la mano, antebrazo y brazo pueden ser una forma de anomalía o deformidades múltiples, o por la manifestación de algún síndrome como en la Figura 1.6. Los factores etiológicos pueden ser muy complejos, pero se los puede dividir en dos tipos: el factor genético y los factores externos.

Las amputaciones congénitas pueden ocurrir a cualquier nivel:

- Amelia: ausencia total de la extremidad
- Hemimelia: ausencia del antebrazo o de la mano

- Acheiria: ausencia de la mano
- Adactilia y afalangia: ausencia de dedos y falanges

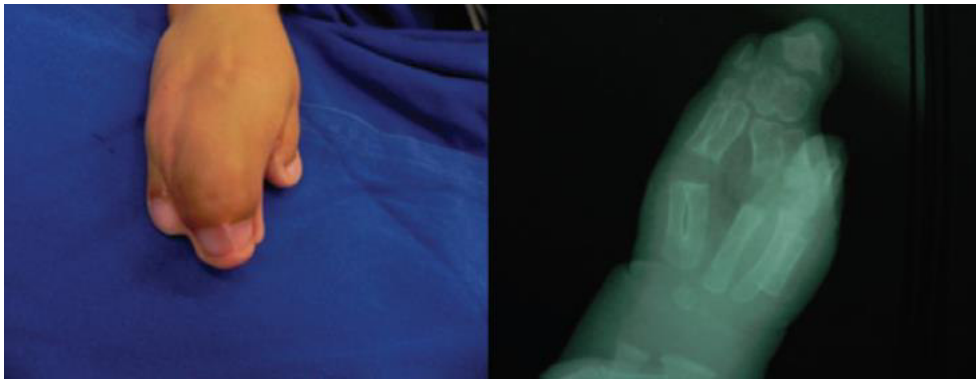


Figura 1.6. Sindactilia compleja - mano derecha [12].

1.3.1. Nivel de amputación de la mano

Los niveles de amputación en la Figura 1.7 describen los sitios en el que se amputa parte de la mano, siendo en muchos casos un factor determinante para elegir el tipo de prótesis que se utilizara [15]:

- Amputación parcial o total de la mano: se debe a la perdida parcial de la mano o de uno o más dedos.
- Desarticulación de la muñeca: es una amputación a través de la articulación de la muñeca

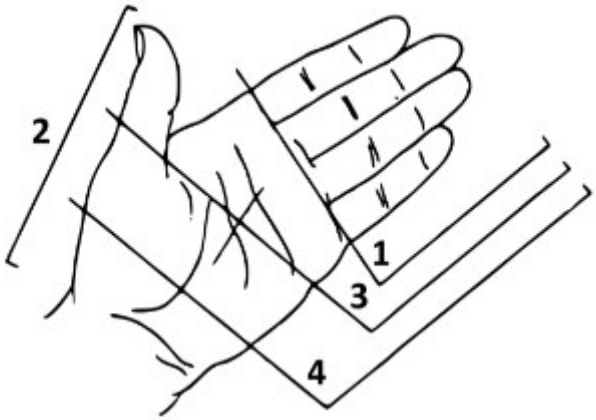


Figura 1.7. Niveles de amputación parcial de la mano. 1) Transfalángica, 2) Tenar, 3) Distal transmetacarpiano y 4) Proximal transmetacarpiano [15].

1.4. Prótesis de mano

La fabricación de la primera prótesis data del año 2000 a.C., pero a partir del siglo XVI hubo grandes avances con la prótesis fabricada por el francés Ambroise Paré. Luego en el siglo XX el médico francés Gripoulleau ayudó en la fabricación de accesorios protésicos y finalmente en el año 1912 Dorrance fabricó la prótesis Hook que tenía por

objetivo ayudar al amputado a retornar a sus actividades laborales. En la actualidad los países con grandes avances tecnológicos en el desarrollo de prótesis son: Japón, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Alemania. La fabricación de una prótesis es una tarea multidisciplinaria que abarca áreas como: ingeniería mecánica, ingeniería electrónica, robótica, programación, etc. Hoy en día se fabrican prótesis de mano con distintos tipos de mecanismos y formas de control [16].

1.4.1. Tipos de mano protésicas

La elección del tipo de prótesis depende de varios factores como: nivel de amputación del miembro, contextura de la persona, mecanismo de control de la prótesis, disponibilidad, costo, etc. [16].

1.4.1.1. Prótesis estética

Conocidas también como prótesis pasivas, las cuales no tienen ningún tipo de movimiento y se las utiliza exclusivamente para cubrir la parte estética del miembro faltante como se muestra en la Figura 1.8. En su fabricación se utilizan materiales como: policloruro de vinilo (*Polyvinyl chloride,* PVC), látex o silicona, estos materiales se los emplea por su versatilidad a la hora de usarlos en moldes.

Figura 1.8. Prótesis estética de mano y digital [16].

1.4.1.2. Prótesis mecánica

Las prótesis mecánicas son capaces de realizar acciones simples como la apertura y cierre de la mano, además, de sujetar objetos livianos. La señal mecánica se la obtiene de la parte restante del miembro amputado, flexión de la muñeca (Figura 1.9).

Figura 1.9. Prótesis mecánica [16].

1.4.1.3. Prótesis eléctrica

Este tipo de prótesis actúa mediante el uso de motores eléctricos, los cuales son controlados por servocontroladores, pulsantes o interruptores. Su desventaja es el costo que tiene y el mantenimiento que debe de recibir (Figura 1.10).

Figura 1.10. Prótesis eléctrica [16].

1.4.1.4. Prótesis neumática

Las prótesis neumáticas utilizan aire a presión proveniente de un compresor. Su ventaja es la fuerza de agarre y la rapidez en sus movimientos, mientras que, su desventaja es el costo que puede tener (Figura 1.11).

Figura 1.11. Prótesis neumática [16].

1.4.1.5. Prótesis mioeléctrica

Son de las más utilizadas debido a su estética y grado de precisión. Su mecanismo de control son las señales musculares obtenidas de electrodos que son colocados alrededor del miembro (Figura 1.12).

Figura 1.12. Prótesis mioeléctrica [16].

1.5. Fabricación aditiva

La fabricación aditiva es un proceso en la que una pieza se construye añadiendo capas de material unas sobre otras. Este tipo de proceso es diferente a los procesos sustractivos (fresado, torneado, taladrado, etc.) o de consolidación (fundición o moldeado). Los procesos aditivos, construyen directamente la pieza a partir de un

modelo 3D el cual es diseñado en un software de diseño asistido por computadora (CAD). Luego, el modelo se exporta a otro software propio del tipo de proceso aditivo que utiliza los datos geométricos para generar un código y obtener la pieza. Los procesos más utilizados son: estereolitografía, modelado multijet, por laminación, impresión tridimensional, sinterización selectiva por láser y modelado por deposición fundida (*Fused Deposition Modeling*, FDM) [17]. Sin embargo, el que más destaca es el FDM, por ser fácil de implementar, por tener una amplia gama de materiales a disposición y no requiere grandes inversiones.

1.5.1. Modelado por deposición (FDM) – Fabricación de filamento fundido (FFF)

En el proceso FDM, el filamento termoplástico ingresa a la impresora a través de un extrusor que alcanza temperaturas entre 180º C y 300º C haciendo que el material pase de un estado sólido a líquido. El cabezal de extrusión de la impresora actúa como una pistola de pegamento caliente como se muestra en la Figura 1.13 que deposita plástico fundido en capas consecutivas de una altura promedio de 0,2 mm. Cada capa se endurece y se adhiere a la capa anterior para crear un objeto 3D (ver Figura 1.14) a partir de un código generado por un software de rebanado (*Slicer*) [17], [18].

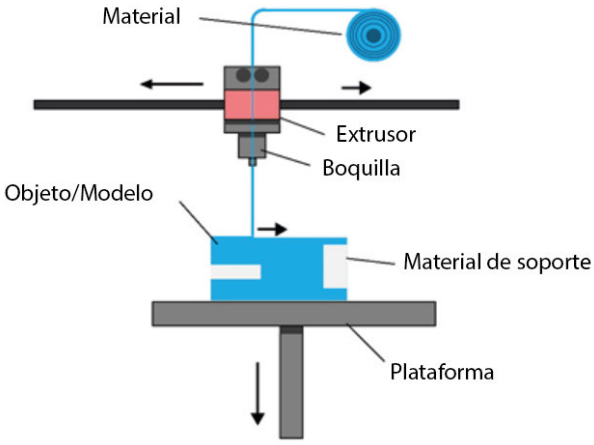


Figura 1.13. Proceso de modelado FDM [19].

Los materiales empleados en FDM son polímeros termoplásticos, los cuales vienen en forma de filamento. El tipo de composición del filamento dependerá del uso que se vaya a dar [20].

- Ácido poliláctico (PLA): es uno de los materiales más utilizados en el proceso de FDM. Es un poliéster biodegradable que está elaborado de almidón de maíz,

haciéndolo ecológico en comparación con otros polímeros. Sus aplicaciones son principalmente para prototipos o piezas que no van a estar sometidas a esfuerzos.

- Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS): es un polímero amorfo que se utiliza ampliamente en piezas que requieran de resistencia adicional. Sin embargo, algunos materiales compuestos lo han comenzado a desplazar.
- Tereftalato de polietileno (PET): es una resina de polímero, la cual se combina a partir de dos monómeros de polietileno tereftalato. Es un material que se utiliza ampliamente para elaborar prototipos y piezas. Sin embargo, es muy contaminante.
- Tereftalato de polietileno glicol (PETG): la añadidura de glicol hace un termoplástico amorfo más fuerte y duradero que el PET.
- Poliuretano termoplástico (TPU): es un material flexible resistente a la abrasión. Dependiendo del fabricante puede llegar a ser muy blando, pero tiene muchos beneficios aprovechados en la industria. Además, puede soportar impactos y es resistente a muchos productos químicos.
- Policarbonato (PC): es un polímero que se compone de carbonato, mismo que le aporta una resistencia similar al del ABS. Se utiliza en aplicaciones médicas, aeronáuticas y construcción.
- Nylon: es uno de los mejores materiales utilizados en el proceso FDM para la fabricación de prototipos debido a sus propiedades mecánicas. Se fabrica a partir de poliamida la cual tiene un buen nivel de tenacidad. además, se la utiliza en impresión SLS.

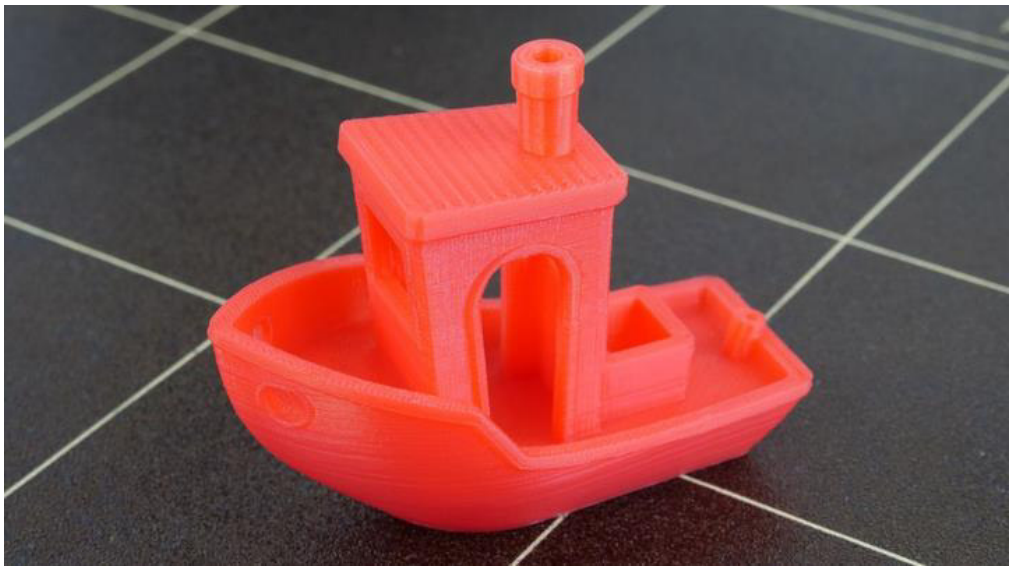


Figura 1.14. Benchy – modelo de calibración 3D impreso en PLA [21].

1.6. Modelo cinemático del mecanismo de cuatro barras para el dedo protésico

1.6.1. Método vectorial

El enlace de cuatro barras es el mecanismo más común que se utiliza en la fabricación de prótesis, a pesar de su simplicidad es capaz de producir muchos tipos de movimientos. Como está compuesto únicamente de eslabones y pasadores, es mucho más sencillo de fabricar en impresión 3D que un mecanismo de deslizamiento completo. Un mecanismo de cuatro barras se compone de una manivela, balancín, acoplador (eslabón móvil que conecta la manivela y el balancín) y bastidor (eslabón fijo que conecta la manivela y el balancín).

En la literatura se define a una manivela como un eslabón que puede hacer una revolución completa, mientras que, un balancín no. Es importante señalar que normalmente la manivela recibe la entrada del mecanismo, ya sea a través de un motor, un cilindro neumático. En el caso de prótesis de mano el movimiento de entrada viene dado por la muñeca.

Al usar MATLAB para el análisis vectorial en un mecanismo es posible conocer su posición, velocidad y aceleración en todo su rango de movimiento de manera compacta. El método vectorial además, permite [22]:

- Analizar tiempos: puede ser importante conocer el tiempo que tarda un eslabón en llegar a una posición especifica.
- Prevenir interferencias: en la mayoría de los casos, el mecanismo debe operar dentro de un espacio limitado con lo cual es necesario conocer su trayectoria.
- Prevenir fallas: los enlaces están diseñados para mover objetos. Si el movimiento se realiza demasiado rápido o con demasiada fuerza, los objetos que se mueven podrían fallar. Ejemplo: falla de un cigüeñal o la biela de un motor de pistón.

Para el análisis de posición se utilizan vectores unitarios que tiene una dirección y magnitud como se muestra en la Ec. (1.1), pero la magnitud de un vector unitario es siempre uno. A continuación, en la Figura 1.15 se muestra un eslabón con dos puntos P y Q, el vector de origen de P es $\boldsymbol{r}$ y el de Q es $\boldsymbol{s}$, donde

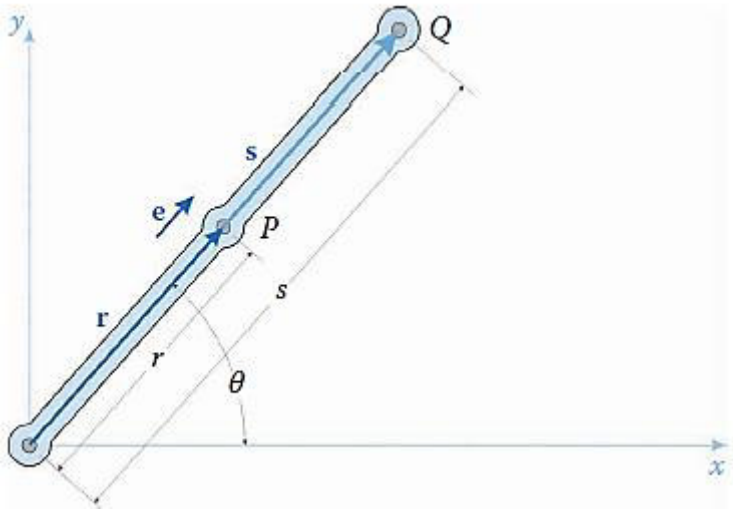


Figura 1.15 El vector unitario $\boldsymbol{e}$ apunta en la misma dirección que r y s [23].

$$\boldsymbol{r} = r\begin{Bmatrix} cos\theta \\ sin\theta \end{Bmatrix} \qquad \boldsymbol{s} = s\begin{Bmatrix} cos\theta \\ sin\theta \end{Bmatrix} \qquad \text{Ec. (1.1)}$$

debido a que ambos vectores tienen la misma dirección, pero distinta magnitud se define al vector unitario como $\boldsymbol{e}$ en la Ec. (1.2).

$$\boldsymbol{e} = \begin{Bmatrix} cos\theta \\ sin\theta \end{Bmatrix} \qquad \text{Ec. (1.2)}$$

Ahora los vectores $\boldsymbol{r}$ y $\boldsymbol{s}$ pueden escribirse como en la Ec. (1.3)

$$\boldsymbol{r} = re \qquad \boldsymbol{s} = se \qquad \text{Ec. (1.3)}$$

haciendo que la notación sea más compacta. Dado que MATLAB maneja mejor los vectores y matrices, resulta conveniente utilizar vectores unitarios para el análisis de posición, velocidad y aceleración. En la Figura 1.16 se muestra un bucle vectorial en función de vectores unitarios.

El vector de $\boldsymbol{AB}$ puede ser escrito como en la Ec. (1.4)

$$\boldsymbol{r_{AB}} = ae_2 \qquad \text{Ec. (1.4)}$$

y la Ec. (1.5) del bucle vectorial del mecanismo en términos de vectores unitarios es

$$ae_2 + be_3 - ce_4 - de_1 = 0 \qquad \text{Ec. (1.5)}$$

ahora utilizando la definición de producto escalar tenemos la Ec. (1.6)

$$r.s = |r||s|cos\theta \qquad \text{Ec. (1.6)}$$

y al escribir el producto escalar de los vectores unitarios e_2 y e_3 el resultado será la Ec. (1.7)

$$e_2.e_3 = cos\,\theta \qquad \text{Ec. (1.7)}$$

a continuación, en la Ec. (1.8), podremos obtener la unidad normal siendo esta perpendicular al vector $\boldsymbol{e}$

$$\boldsymbol{n} = \begin{Bmatrix} -sin\theta \\ cos\theta \end{Bmatrix} \qquad \text{Ec. (1.8)}$$

la unidad normal es un vector unitario que es útil al realizar un análisis de velocidad o aceleración en mecanismos.

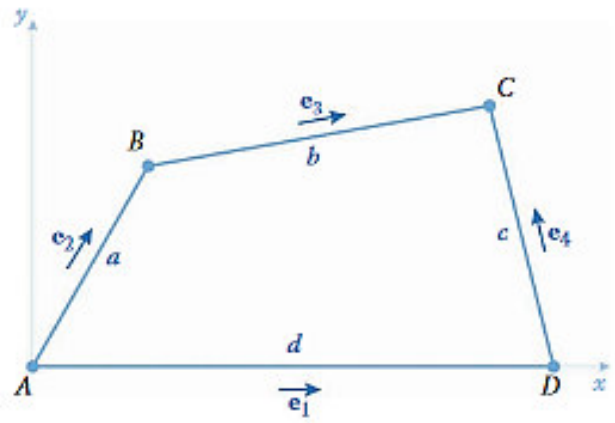


Figura 1.16. Un bucle vectorial que usa vectores unitarios para dar dirección [22].

1.6.2. Ecuaciones de Freudenstein

Las Ecs. 1.9 a 1.12 de Freudenstein, son una herramienta útil para realizar la síntesis de generación de funciones. Con estas ecuaciones podemos obtener la longitud de tres eslabones de un mecanismo de cuatro barras (b, c, d), siempre y cuando se conozcan tres posiciones relacionadas a los eslabones de entrada (φ_i) y salida (ψ_i) y la longitud del eslabón de entrada (a). Cuando estos valores se sustituyen en las ecuaciones de Freudenstein se obtiene un sistema de tres ecuaciones con tres incógnitas [23]. Al

aplicar un bucle vectorial como en la Figura 1.17 obtenemos:

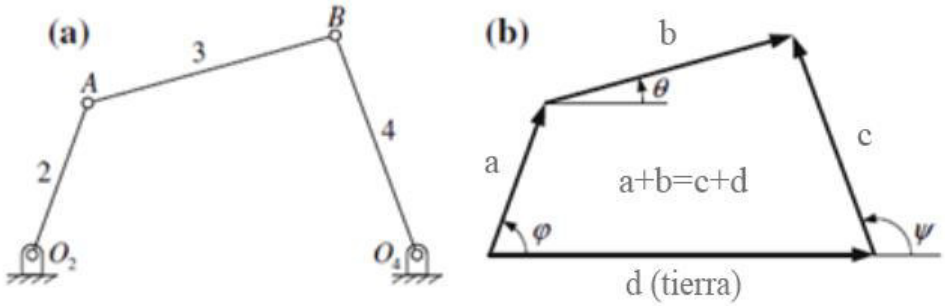


Figura 1.17 a) Mecanismo de cuatro barras. b) Ecuación de bucle vectorial. Adaptado de [23].

$$R_1 \cos\psi_1 - R_2 \cos\varphi_1 + R_3 = \cos\ (\psi_1 - \varphi_1) \qquad \text{(Ec. 1.9)}$$

$$R_1 \cos\psi_2 - R_2 \cos\varphi_2 + R_3 = \cos\ (\psi_2 - \varphi_2) \qquad \text{(Ec. 1.10)}$$

$$R_1 \cos\psi_3 - R_2 \cos\varphi_3 + R_3 = \cos\ (\psi_3 - \varphi_3) \qquad \text{(Ec. 1.11)}$$

Donde los coeficientes R_i son:

$$\left.\begin{aligned} R_1 &= \frac{d}{a} \\ R_2 &= \frac{d}{c} \\ R_3 &= \frac{d^2 + c^2 + a^2 - b^2}{2ac} \end{aligned}\right\} \qquad \text{(Ec. 1.12)}$$

Donde:

a, b, c, d	longitud de los eslabones, mm
φ_i	ángulo de entrada, º
ψ_i	ángulo de salida, º

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGIA

El objetivo de este capítulo es describir la selección de los equipos utilizados para la fabricación de la prótesis y la comparación de parámetros de fabricación con prótesis de acceso libre. Finalmente, se describen los parámetros empleados en la impresión de cada una de las partes del prototipo, sus costos y el protocolo de pruebas usado para validar su funcionamiento.

2.1. Selección de impresora 3D, software y material de impresión

2.1.1. Impresora 3D

Con los recientes avance en la tecnología para la fabricación de piezas u objetos, la impresión 3D ha ganado popularidad rápidamente. Entonces, ya sea un principiante o un experto, es necesario considerar varios factores al seleccionar una impresora [24].

- Proceso de impresión: es necesario saber qué tipo de proceso es idóneo para la fabricación de nuestros objetos o piezas. Una de las tecnologías de impresión más utilizadas es el modelado por deposición fundida, la cual cuenta con una gran comunidad e información.
- Volumen de impresión: el tamaño de los objetos que se desea imprimir ayuda a determinar el volumen necesario de la impresora. El volumen de impresión es el tamaño máximo de impresión de una impresora.
- Resolución: para una resolución más alta y con mejores detalles, hará falta un tamaño adecuado de capa que a su vez depende del tipo de boquilla que se utilice.
- Espacio de trabajo: la impresora estar en un lugar con una ventilación adecuada para garantizar un flujo adecuado de aire por razones de salud y para mitigar los olores desagradables.

En el Anexo I se detalla una lista de impresoras 3D de proceso FDM disponibles en el país, considerando los factores antes descritos [25]:

La impresora que se utilizará para este proyecto es la Artillery Sidewinder X1, que se indica en la Figura 2.1 la cual ofrece un conjunto de funciones que otras de sus competidoras no poseen como la cama con calefacción CA, sus ventiladores silenciosos y su gran volumen de impresión. En el caso del extrusor se tiene un extrusor directo estilo *Titan Aero* y un *hot end* estilo volcano [26]. En cuanto a la velocidad de impresión, la Artillery puede imprimir hasta 80 mm/s con una altura de capa que va desde los 0,12 mm hasta los 0,4 mm. De esta manera la Artillery Sidewinder X1, ofrece una calidad de impresión sobresaliente para cada una de las piezas de la mano protésica. Además,

gracias a su sistema de extrusión directa y a su gran robustez es posible emplear una amplia gama de materiales, incluyendo flexibles, garantizando así la estética y funcionalidad de la prótesis.

Figura 2.1. Impresora Artillery Sidewinder X1 – FDM, disponible en el mercado local [26].

2.1.2. CAD software

Diseño asistido por computadora (*Computer-aided design*, CAD) es el uso de un software basado en computadora para los procesos de diseño. Lo utilizan con frecuencia los ingenieros y diseñadores. Se lo utiliza para crear dibujos bidimensionales (2D) o modelos tridimensionales (3D). Su propósito es optimizar y agilizar el flujo de trabajo de los diseñadores. Los archivos que se obtienen del software CAD se utilizan para los procesos de fabricación de piezas u objetos. Además, se usa junto a procesos de fabricación digitalizados como fabricación asistida por computadora (*Computer-aided manufacturing*, CAM), ingeniería asistida por computadora (*Computer-aided engineering*, CAE). En el Anexo II se realiza una comparativa entre los software CAD más utilizados [27].

Al ser un proyecto en el que es necesario considerar el diseño orgánico de una mano, se optó por utilizar Fusion 360 el cual admite el modelado paramétrico, directo y de malla. También, es mucho más versátil que SolidWorks en la interfaz de ensamblaje. Y como punto adicional los archivos pueden ser vistos y compartidos a través de la nube.

2.1.3. Slicer software

Un programa *slicer* prepara el modelo a parámetros definidos como: velocidad de impresión, altura de capa, relleno, temperatura de impresión, calidad de impresión, etc. Luego, genera un código G, que se encarga de decir a la impresora la trayectoria que debe de recorrer y los lugares en donde colocará las capas de material [28]. En la Tabla 2.1 se describen algunos de los softwares más utilizados en el proceso FDM que se encuentran disponibles en Internet [29]–[33].

Tabla 2.1. Características de software slicer para impresión 3D [28].

Software	Nivel de experiencia	Precio $	Sistema Operativo
Cura	Principiante/Avanzado	Gratuito	Windows, Mac, Linux
Prusa Slicer			
Simplify 3D		150,00	
Slic3r	Avanzado/Profesional	Gratuito	
Repetier			

Artillery no cuenta con un cortador patentado (*slicer software*) permitiendo elegir uno de código abierto. Por lo tanto, se eligió Cura el cual se muestra en la Figura 2.2 desarrollado por la empresa de impresoras 3D Ultimaker. Es un software maduro que proporciona una gama completa de parámetros con los cuales se puede experimentar para calibrar la configuración de impresión. Admite formatos como STL, 3MF y OBJ, además, estima el consumo de material y el tiempo de impresión.

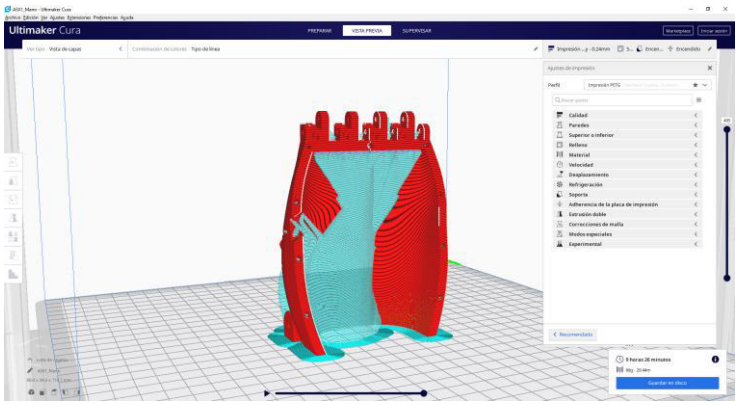


Figura 2.2. Software Slicer CURA.

2.1.4. Material de impresión

La selección del tipo de material se relaciona con el tipo de impresora que se vaya a utilizar. Cada una de las impresoras tiene sus propias características como [26]:

- Diámetro del filamento: el diámetro más utilizado es de 1,75 mm, pero también se puede utilizar de 2,85 mm.

- Boquilla de impresión: las boquillas de latón se utilizan para imprimir materiales como PLA, ABS, TPU, pero si se quiere utilizar materiales abrasivos hará falta cambiar está por una de acero endurecido o de Ruby.
- Temperatura de impresión: cada material tiene su temperatura de fusión, con lo cual, se deberá tomar en cuenta la temperatura máxima que puede tener la impresora.

En la Tabla 2.2 se presentan los filamentos que serán empleados para las partes rígidas y flexibles de la prótesis, respectivamente, con sus especificaciones técnicas:

Tabla 2.2. Propiedades mecánicas – filamento PLA, PETG y TPU [34], [35].

	PLA+ / PLA plus	**PETG**	**TPU**
Temperatura de impresión (ºC)	205 - 225	230 - 250	225-250
Temperatura de cama (ºC)	60 - 80	60 - 80	50
Densidad (g/cm3)	1,24	1,23	1,19
Temperatura de distorsión de calor (ºC)	52	64	-
Índice de flujo de fusión (g/10min)	4 (190 ºC/2,16Kg)	6,6 (230 ºC/2,16Kg)	-
Límite de fluencia (MPa)	-	-	4
Resistencia última (MPa)	65	49	26
Elongación de ruptura (%)	12	280	660
Resistencia a la flexión (MPa)	75	60	-
Módulo de flexión (MPa)	2102	1170	-
Resistencia al impacto (kJ/m2)	8,5	7,6	4,2

2.2. Análisis de parámetros de modelos de acceso libre

En 2017, Jell ten Kate, *et al* [36] realizó una descripción general de las especificaciones mecánicas de las prótesis impresas en 3D, la cual utilizó información disponible en internet y sitios enfocados en impresión 3D. La revisión resultó en la recopilación de siete dispositivos encontrados en la literatura científica y 51 dispositivos encontrados en internet. Para el presente proyecto se considera la información de los modelos más utilizados de e-NABLE, la cual es una comunidad en línea que utilizan la impresión 3D para la fabricación de dispositivos protésicos de miembros superiores gratuitos para niños y adultos. Los diseños son de código abierto y se muestran en la Figura 2.3.

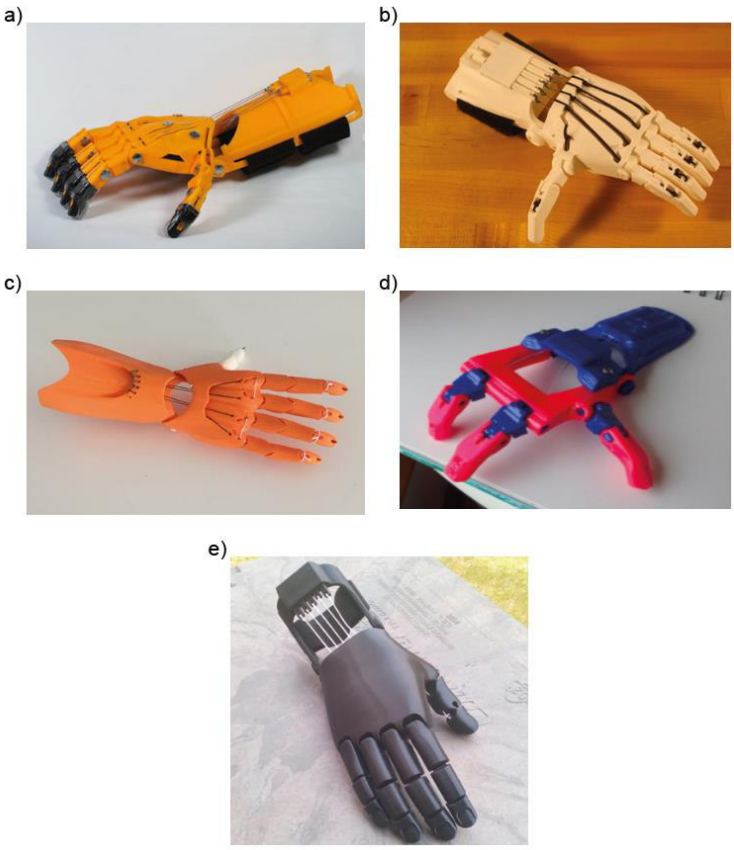


Figura 2.3. Prótesis mecánicas a) Cyborg Beast, b) Raptor Reloaded, c) K1 Hand, d) Odysseus Hand, e) Flexy Hand 2 [37]–[41].

La Tabla 2.3 contiene especificaciones generales y características de las prótesis.

Tabla 2.3. Especificaciones generales de prótesis mecánicas impulsadas por el cuerpo [37]–[41].

Modelo	**Tipo de control**	**Peso (g)**	**Distribución de fuerza**	**Flexor**	**Extensor**
Cyborg beast [37]	Muñeca	1315	Equitativa	Cables / cordones	Cordones elásticos
Raptor Reloaded [38]		-			
K1 Hand [39]		-			
Odysseus Hand [40]		-	-		
Flexy Hand [41]		-	Equitativa		Mecanismos compatibles

En la Tabla 2.4 se proporciona información sobre la cinemática de las prótesis y en la Tabla 2.5 el campo de la tecnología de impresión 3D.

Tabla 2.4. Cinemática de prótesis mecánicas [36].

				Rango de movimiento			
Modelo	**Art.**	**GDL**	**Actuadores**	**Art. MCP (º)**	**Art. PIP (º)**	**Art. DIP (º)**	**Flexión pulgar (º)**
Cyborg beast	10	10	1 (IPC)	0-45	0-60	N/A	0-60
Raptor Reloaded	10	10		0-80	0-90	N/A	0-90
K1 Hand	14	14		0-90	0-90	0-45	0-90
Odysseus Hand	6	6		0-90	0-45	N/A	0-45
Flexy Hand	14	14		0-45	0-80	0-45	0-30

* Art.: Articulación, IPC: Impulsada por el cuerpo

Tabla 2.5. Métodos de fabricación de prótesis mecánicas [36].

Modelo	**Material**	**Costo de material ($)**	**Disponibilidad de diseño**
Cyborg beast	ABS	50	Sí
Raptor Reloaded	PLA	-	
K1 Hand	PLA	-	
Odysseus Hand	ABS	-	
Flexy Hand	FLA/Filaflex	-	

Adicionalmente, en la Tabla 2.6 se detalla la clasificación de dispositivos de código abierto de e-NABLE en la que se evalúa la funcionalidad de sus prótesis [37].

Tabla 2.6. Clasificación de los dispositivos más utilizados de e-NABLE [42].

	Diseñador	**Madurez**	**Costo**	**Aceptación**	**Dificultad de fabricación**	**Fuerza de agarre**
K1 Hand	Evan Keuster	Media	$30-50	<20 Insignias	Alta	Media
Odysseus Hand	Peter Binkley	Avanzada	$30-50	<20 Insignias	Baja	Alta
Flexy Hand 2	Steve Wood	Avanzada	$30-50	<20 Insignias	Moderada	Baja
Cyborg Beast	Jorge Zuñiga	Avanzada	$30-50	20-75 Insignias	Baja	Alta
Raptor Reloaded	Andreas Bastian	Avanzada	$30-50	>75 Insignias	Moderada	Moderada

2.2.1. Modelamiento de prótesis

La parametrización de la prótesis se realiza con base a los modelos de código abierto Raptor Reloaded y Cyborg Beast [37], [38], con el objetivo de obtener un prototipo optimizado, así como mejorar las características estéticas y ergonómicas. Los modelos cuentan con cinco dedos de dos falanges cada uno (ver Figura 2.4) y un grado de libertad. La fuerza motriz para el movimiento de la prótesis proviene únicamente de la flexión de la muñeca (ver Figura 2.5), que a su vez tensa las cuerdas no elásticas, haciendo que todos los dedos se flexionen para producir un movimiento de agarre. Para extender los dedos a su posición inicial se utiliza cuerdas elásticas o ligas dentales [38], [43], [44]. De esta forma, el funcionamiento de la prótesis será completamente mecánico, sin ningún sistema electrónico.

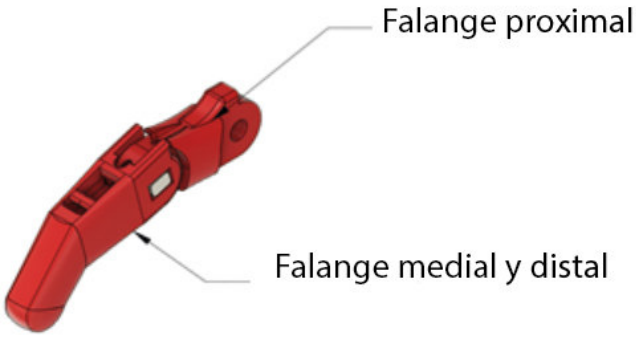


Figura 2.4. Dedo de dos falanges, modelo Raptor Reloaded [38].

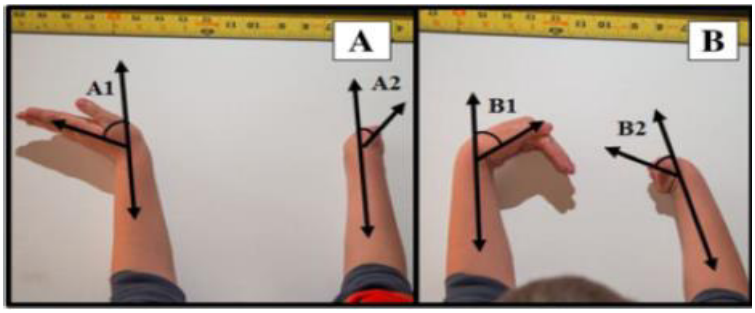


Figura 2.5. Flexión y extensión de la muñeca (A: miembro no afectado, B: miembro afectado) [45].

En la Figura 2.6 se mencionan las especificaciones que se consideran para el modelo de la prótesis.

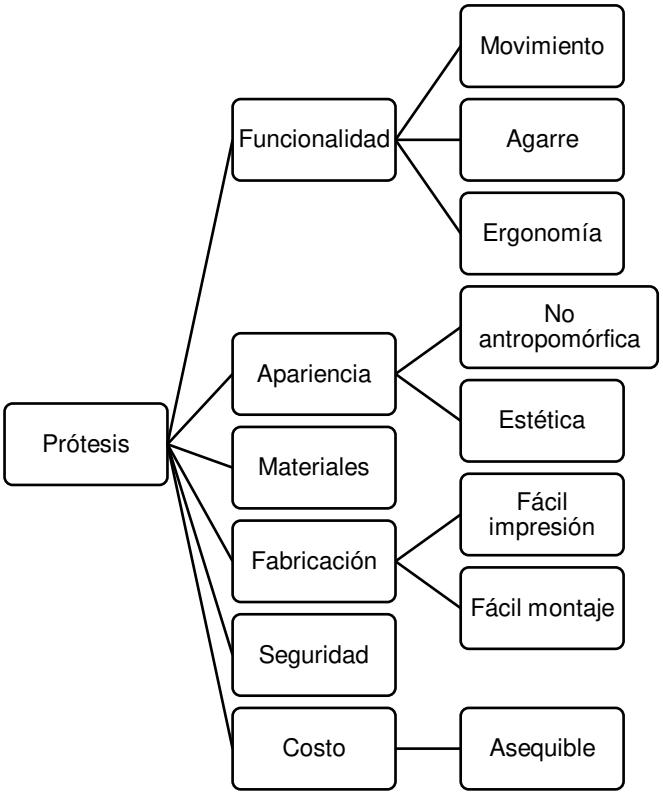


Figura 2.6. Diagrama de especificaciones del modelo .

2.2.1.1. Modelamiento mecánico de los dedos

Para mejorar la capacidad de agarre de la prótesis, en comparación con otras, se emplea mecanismos en serie de cuatro barras cruzadas en cada uno de los dedos que represente a las tres falanges, a excepción del dedo pulgar, que contará solamente con dos falanges. Debido a que la prótesis se utilizará principalmente en niños, las longitudes de las falanges proximal, medial y distal, de los dedos meñique, anular e índice, serán las misma que la del dedo medio como en el modelo Raptor Reloaded que se muestra en la Figura 2.7. Mientras que, para el dedo pulgar se mantendrán las longitudes del dedo medio, pero únicamente de las falanges proximal y medial. Cabe mencionar que, si se considera la longitud de todos los dedos, los mecanismos que correspondería a cada falange serían demasiado pequeños.

Figura 2.7. Modelo Raptor Reloaded [38].

Las longitud de los eslabones para el dedo medio se basan en una investigación realizada por Haulin *et al.* [46], el cual presentó una relación de articulación que permite el movimiento de un dedo protésico sin puntos muertos durante agarres cilíndricos o pellizcos. La Figura 2.8 muestra el mecanismo de cuatro barras cruzadas de Haulin, en donde las longitudes son: a=44,54 mm, b=7,58 mm, c=45,30 mm, d=7,42.

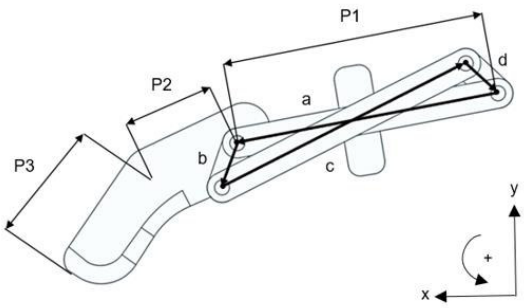


Figura 2.8 Mecanismo de cuatro barras - dedo protésico de Haulin. Adaptado de [41].

Estas medidas son la base para realizar un modelo matemático de los mecanismos necesarios para la falange proximal y medial, conservando así las condiciones del modelo antes mencionado y que además tenga un rango de movimiento acorde al de un dedo normal (flexión de la falange proximal, 0º - 90º). Cabe señalar que la falange distal será únicamente una pieza sólida con la forma de la punta del dedo ya que el mecanismo al ser muy pequeño no es posible su impresión y ensamble.

Utilizando Fusion 360 y las longitudes de los eslabones de Haulin, se obtienen los ángulos de entrada (φ) y salida (ψ) descritos en la Tabla 2.7 correspondientes a tres posiciones de desplazamiento (flexión de la falange proximal 0º, 45º y 90º), para luego

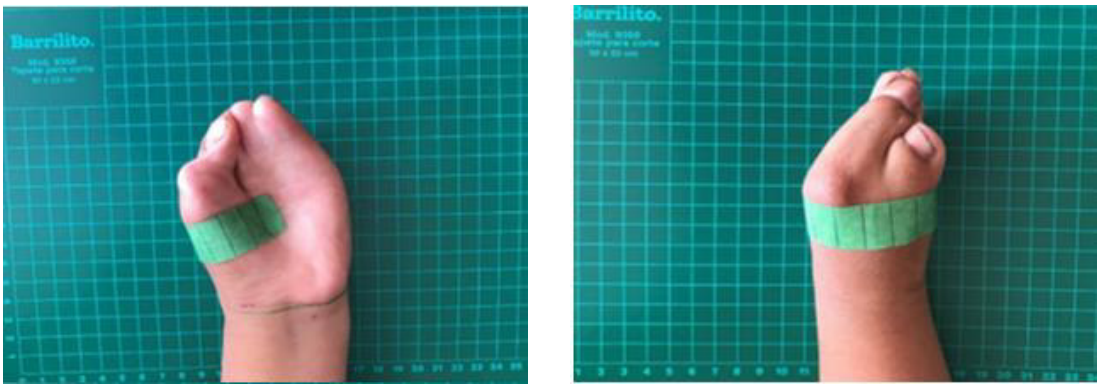
reemplazarlos en las ecuaciones de Freudenstein (Ec. 1.9 a 1.12).

Tabla 2.7 Ángulos de entrada y salida del mecanismo de cuatro barras (falange proximal).

Posición	**Ángulo de flexión (º)**	**Ángulo de entrada φ_i (º)**	**Ángulo de salida ψ_i (º)**
1	0	180	175,7
2	45	225	211,9
3	90	270	250,9

El presente caso de estudio cuenta con la participación de una niña de 15 años con síndrome de sindactilia de manos y pies, a la cual se la referirá como paciente 1. Ambas manos tienen una mal formación congénita en los cinco dedos. La paciente puede realizar sus actividades diarias únicamente al utilizar ambas manos, pero se le dificulta escribir o sujetar objetos con una sola mano.

Para modelar la prótesis se utiliza una técnica de fotogrametría, que consiste en obtener información a través de imágenes fotográficas, lo cual ayudará en el dimensionamiento de los dedos y la mano. La Figura 2.9 muestra la mano de la niña en vista frontal y lateral, respectivamente.



(a) (b)

Figura 2.9 a) Vista frontal b) Vista lateral – paciente 1, mano izquierda.

Al no tener una referencia del largo del dedo medio de la niña, se utilizara las medidas descritas por J. Zuniga, *et al.* [45] (ver Figura 2.10) que estima el tamaño de las partes de la mano protésica Cyborg Beast en relación con la edad del paciente.

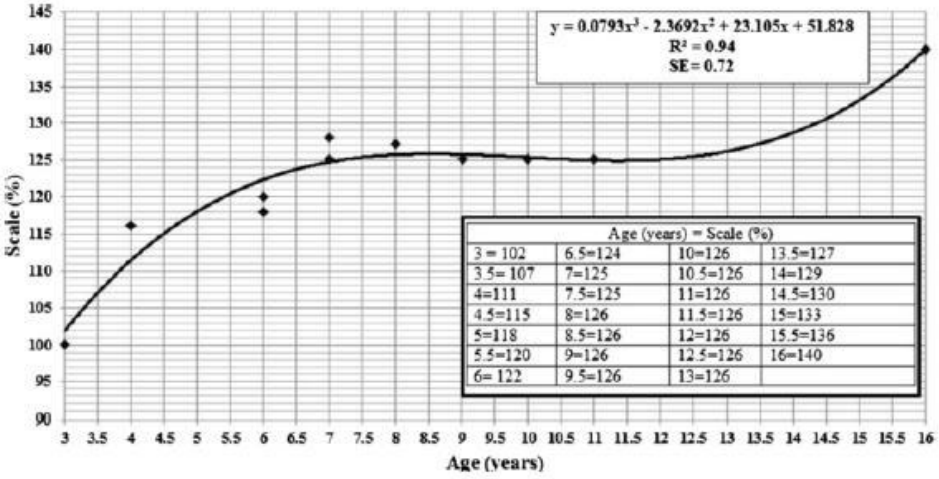


Figura 2.10 Tabla de tallas para prótesis de mano Cyborg Beast [45].

Al escalar los archivos .stl del dedo medio en 133% (15 años) e imprimirlos fue posible determinar que el largo del dedo debía ser 75 mm como se muestra en la Figura 2.11.

Figura 2.11 Dedo medio - Modelo Cyborg Beast a 129% de escala [45].

Para el largo de cada uno de los falanges del dedo protésico se utiliza la investigación realizada por Burnyanov Alexander, *et al.* [47]. En ella definen una relación para la falange distal, medial y proximal del dedo medio de 1, 1.5 y 2.6 respectivamente. Al aplicar la relación en el largo del dedo se obtiene las longitudes de las falanges descritas en la Tabla 2.8.

Tabla 2.8. Longitud de las falanges del dedo medio.

Falange	Eslabón	Longitud (mm)
Proximal	a_1	38,22
Medial	a_2	22,05
Distal	a_3	14,7
		74,97

Al reemplazar las posiciones relacionadas a los ángulos de entrada (φ) y salida (ψ) y las longitudes a_1, a_2, a_3 en las ecuaciones de Freudenstein Ec. 1.9 a 1.12 se obtienen las longitudes b_1, c_1, d_1, b_2, c_2 y d_2 de los eslabones de cada mecanismo, las mismas que están descritas en la Tabla 2.9. Para su cálculo se desarrolló un programa en Python el cual se presenta en el Anexo III.

Tabla 2.9. Longitud de los eslabones del dedo protésico.

Eslabón	**Falange proximal (mm)**	**Falange medial (mm)**	**Falange distal (mm)**
a_i	38,22	22,05	14,70
b_i	6,58	3,80	-
c_i	38,72	22,34	-
d_i	6,30	3,63	-

*Falange proximal (mecanismo 1), falange medial (mecanismo 2) y falange distal.

Al conocer la longitud de cada uno de los eslabones, se define la forma del mecanismo de cuatro barras en serie del dedo protésico utilizando un código de programación en MATLAB de Constans Eric [22] para conocer su trayectoria utilizando vectores. El código se modificó acorde al caso de estudio**,** específicamente colocando dos mecanismos en serie que representan a las falanges proximal y medial, y un último eslabón para la falange distal. El código se presenta en el Anexo IV.

Ante cualquier movimiento de la falange proximal, habrá una reacción en cadena de las demás falanges, por el mecanismo que las conecta. En la Figura 2.12 se muestra el diagrama vectorial correspondiente al dedo protésico en función del ángulo. La síntesis dimensional del mecanismo articulado se desarrolló teniendo en cuenta las proporciones de trasmisión e interferencia entre los eslabones [22].

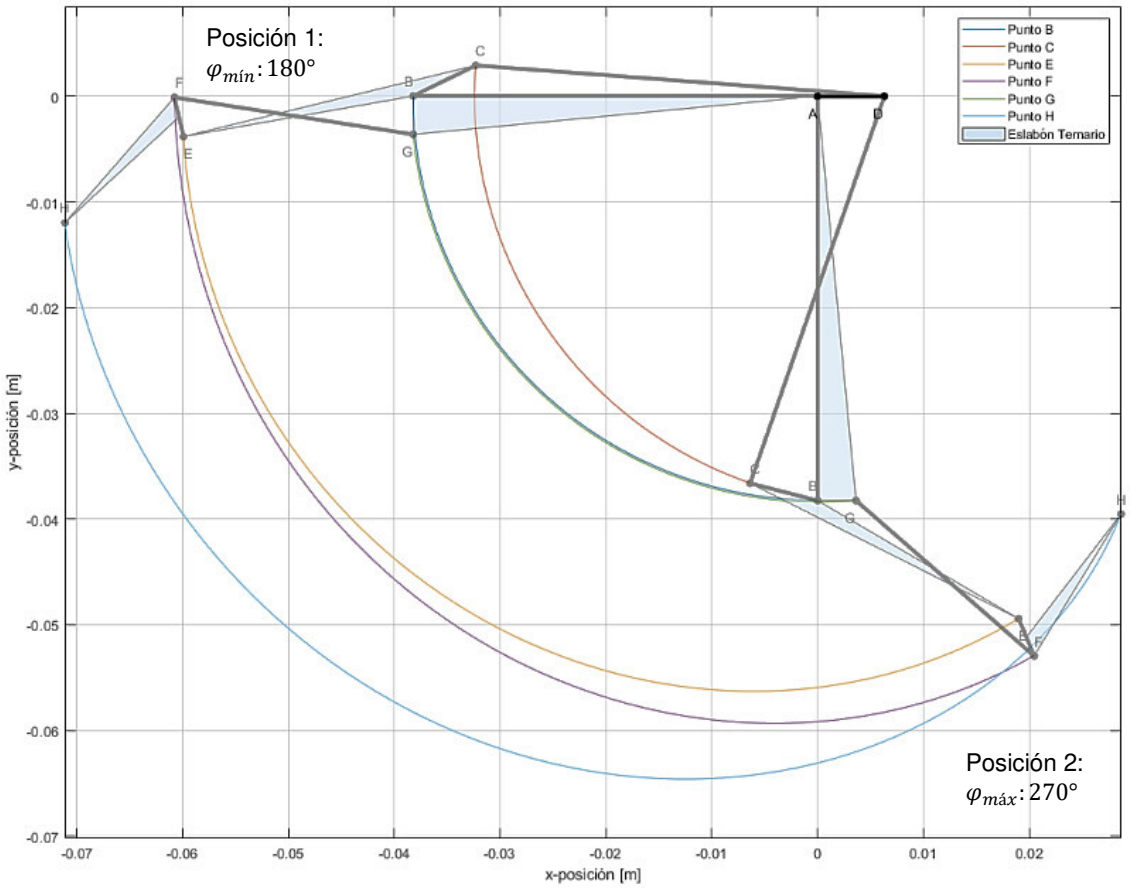


Figura 2.12 Diagrama vectorial (flexión) – dedo protésico (trayectoria de 0º a 90º).

Al tener definida la conexión entre los mecanismos de cada una de las falanges, se dibujó el dedo en Fusion 360, a partir del diagrama obtenido en MATLAB, como se muestra en la Figura 2.13.

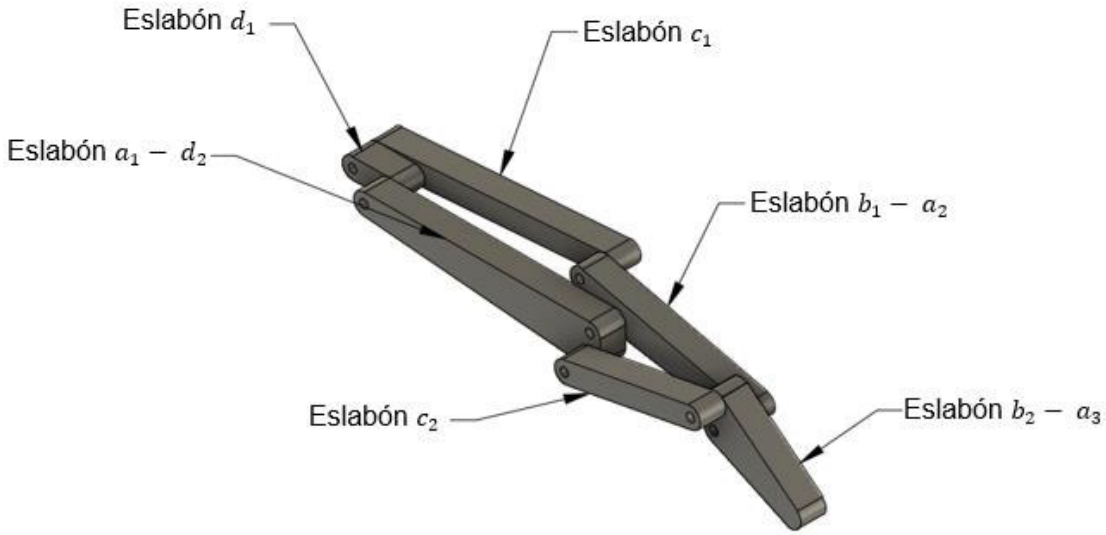


Figura 2.13 Dibujo del mecanismo para el dedo protésico.

Al modificar el mecanismo anterior se obtuvo el modelo final mostrado en la Figura 2.14 que tendrán los dedos índices, medio, anular, meñique y pulgar.

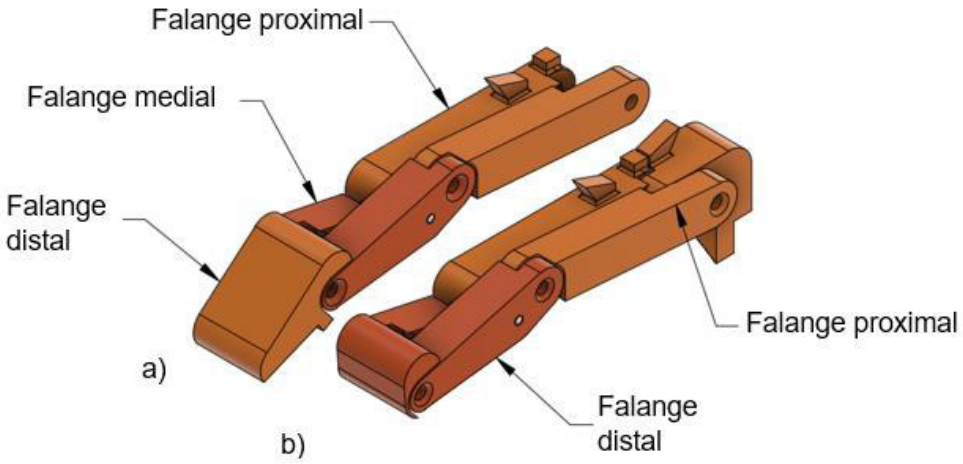


Figura 2.14 a) Dedo protésico para los dedos índice, medio, anular y meñique. b) Dedo protésico para el dedo pulgar.

2.2.1.2. Modelamiento mecánico de la mano

Debido a que cada persona tiene una forma de mano única, los diseños de acceso libre en muchos casos requieren grandes modificaciones. Se hizo evidente la necesidad de modelar la palma de la mano dependiendo del caso del paciente [48]. Para eso se eligieron puntos en los que sobresale el perfil de la mano, desde la muñeca hasta el extremo distal, por lo que la distancia entre planos no será necesariamente la misma creando así contornos paralelos a la muñeca como se indica en la Figura 2.15.

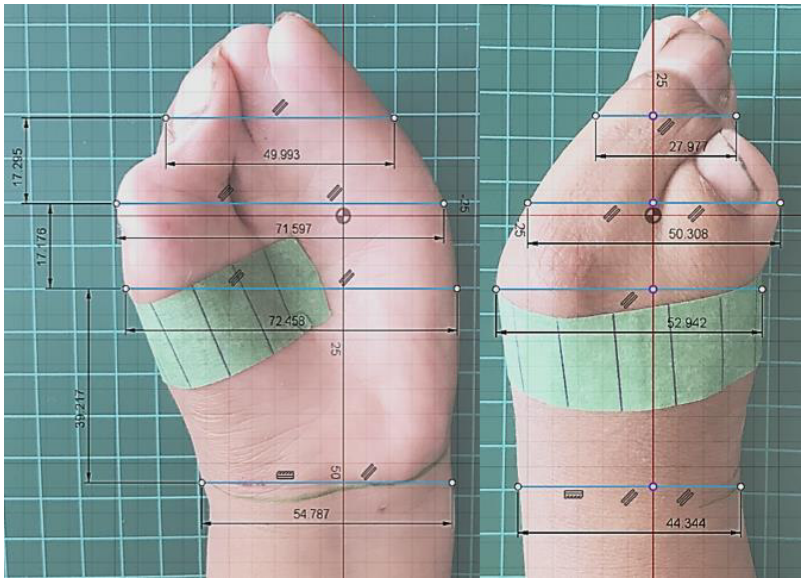


Figura 2.15 Fotogrametría mano izquierda - vista frontal y lateral.

Las medidas obtenidas por fotogrametría se detallan en la Tabla 2.10, las cuales se utilizaron para definir un modelo con geometría simple dentro de Fusion 360. Para mantener una forma básica de la mano, pero realista, cada uno de los contornos se crearon utilizando la función ranura. La Figura 2.16 representa el boceto del primer plano del modelo de mano con un grosor de pared de 5 mm.

Tabla 2.10. Medidas del contorno de mano.

Plano	Ancho (mm)	Espesor (mm)	Ancho-Espesor (mm)	Separación entre planos
1	59,79	49,34	10,44	0,00
2	77,46	57,94	19,52	39,22
3	77,46	55,31	22,15	17,18
4	77,46	42,50	34,96	17,30
5	60,00	30,00	35,00	30,31

*Cont.: contorno – se consideró sobredimensionar el modelo en 5 mm para evitar que la prótesis sea muy apretada y cause molestias en la mano de la persona.

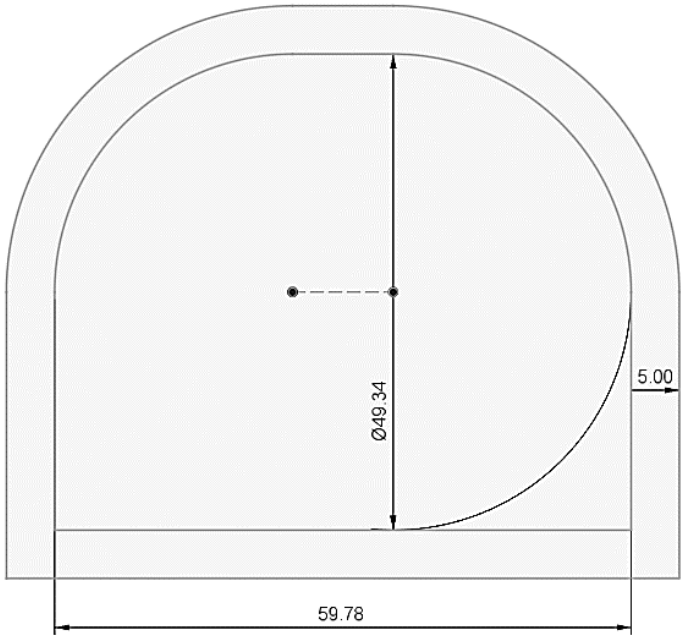


Figura 2.16 Plano 1 – contorno de mano.

Para ensamblar los dedos en la mano se combinó el eslabón a_1 con la mano protésica, tal como se muestra en la Figura 2.17, reduciendo de esta manera el número de eslabones del dedo protésico de seis a cinco. Además, se añadieron partes como los puntos de sujeción de la mano con el brazalete y de las ligas dentales con el eslabón a_1.

Figura 2.17 Modelo de mano protésica.

La palma de la mano mostrada en la Figura 2.18 fue fabricada con un TPU para evitar incomodar la extremidad de la persona al retirar o colocar la prótesis y mientras la utilice. Además, se incluyó ranuras en las que se colocaron piezas de silicona para mejorar la adherencia de los objetos.

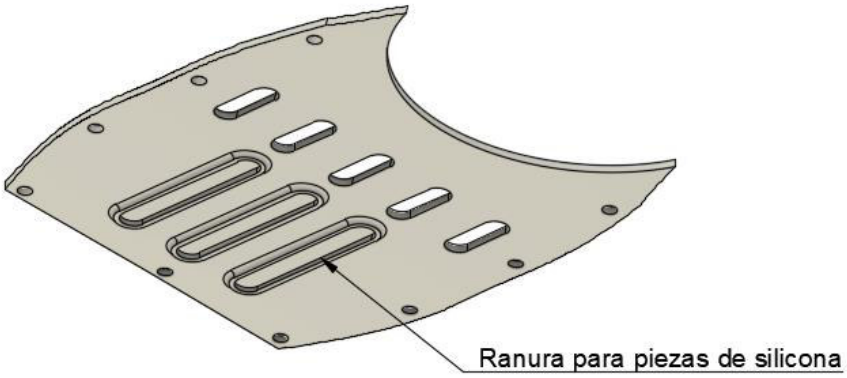


Figura 2.18. Palma de mano protésica, fabricada con TPU.

2.2.1.3. Modelamiento mecánico del brazalete

El mecanismo de tensión de las cuerdas para el movimiento de los dedos, que se observa en la Figura 2.19, se ubica encima del brazalete y consta de varios pines que van dentro de un tensor de tornillos que al ajustarlos tensionen las cuerdas de cada uno de los dedos. A diferencia del diseño del guantelete de las prótesis Raptor Reloaded y Cyborg Beast, el cual es una pieza rígida y que restringe parte de la movilidad de la muñeca, se optó por un modelo de brazalete bajo el mismo principio, pero con la diferencia de que se utilizó TPU.

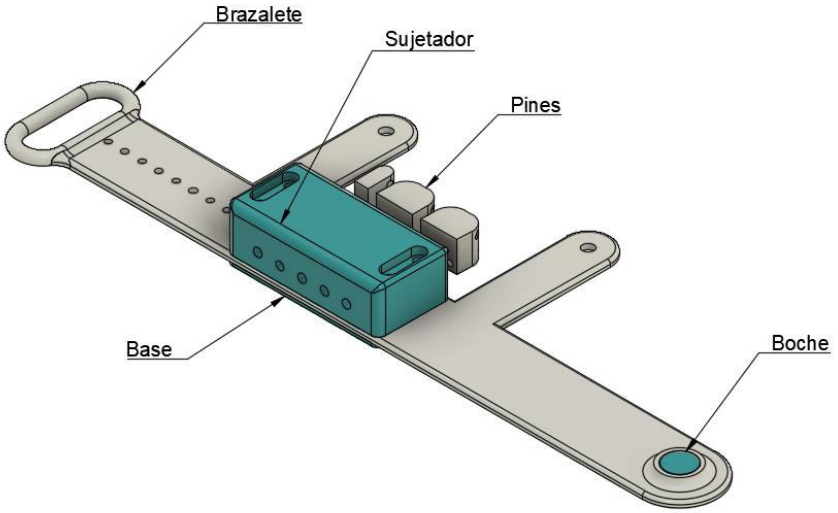


Figura 2.19. Pulsera de mano protésica, fabricada con TPU.

La Figura 2.20 ilustra una vista lateral del conjunto de la mano protésica con sus componentes.

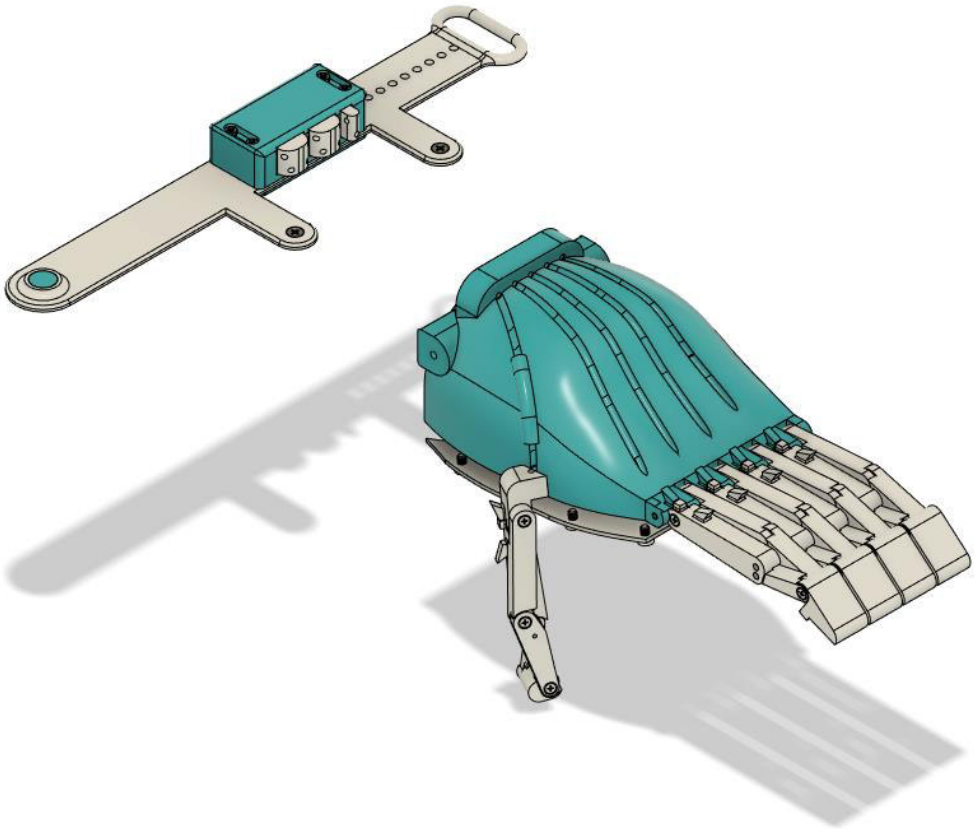


Figura 2.20 Prótesis de mano.

2.3. Impresión 3D de la prótesis

Al tener las partes modeladas, se las exporta a un archivo .stl, con la herramienta Impresión 3D de Fusion 360. Un archivo .stl es un formato estándar que se utiliza en procesos de fabricación aditiva, que define la geometría de un objeto 3D, excluyendo información como texturas, color, material, etc. Al abrir el archivo en el programa Cura se puede especificar los parámetros de impresión que tendrán cada una de las piezas. Dependiendo de cada material se utilizó los parámetros mostrados en la Tabla.2.11, según recomendaciones de los fabricantes.

Para los dedos y los pines del sujetador se utilizó PETG que es un material más resistente que el PLA y más flexible que el ABS. Además, es resistente al agua, a los productos químicos y a la fatiga. Al ser un material no tóxico e inodoro, es apto para estar en contacto con alimentos [49].

Mientras que, para la mano, el sujetador y el broche se utilizó PLA, un material resistente y rígido. Desafortunadamente, su bajo punto de fusión (180º C) comparado con el PETG (240º C) lo hace un material susceptible a deformaciones.

Finalmente, para la palma y el brazalete se utilizó TPU por ser un material resistente y flexible, capaz de soportar fuerzas de tracción y compresión mucho más altas que el PLA y PETG.

Tabla.2.11 Parámetros de impresión de cada una de las partes de la mano protésica [34], [35].

Parámetros	Dedos/Pines	Mano/Sujetador/Broche	Brazalete/Palma
Calidad			
Altura de capa (mm)	0,28		
Relleno			
Densidad de relleno (%)	70		
Material			
Temperatura de impresión (ºC)	240	215	235
Temperatura de base (ºC)	60		50
Flujo (%)	100		110
Flujo de capa inicial (%)	100		110
Velocidad			
Velocidad de impresión (mm/s)	60		20
Soporte			
Generar soporte	Activo		Desactivado
Estructura de soporte	Normal		Ninguno
Adherencia de la placa de impresión			
Tipo adherencia de la placa de impresión	Borde		Ninguna
Recuento de líneas de borde	15		-

Las partes de la prótesis fueron ensambladas utilizando pasadores y pernos avellanados Phillips M2 y M3. Para el movimiento de los dedos se utilizó nylon (flexión) y ligas dentales (extensión). Al igual que en la palma se utilizaron piezas de silicona en los dedos.

2.4. Protocolo de pruebas

Debido a la falta de métodos de evaluación de funcionalidad de prótesis impresas en 3D, no se ha establecido un procedimiento estándar para los nuevos prototipos. Para evaluar el modelo de prótesis se aplicaron los métodos descritos en la investigación realizada por Gerardi Maria [48] (secciones 2.4.1 y 2.4.2), en la que se evalúa de manera cualitativa el funcionamiento de una prótesis impresa en 3D. Para el protocolo de pruebas se consideran los siguientes parámetros: diámetro de agarre y peso de los objetos, ergonomía del dispositivo y facilidad de uso del dispositivo.

2.4.1. Prueba de agarre básico

Se evalúa la capacidad de agarre de objetos de la vida diaria los cuales se detallan en el Anexo V; con una única calificación entre aprobar o reprobar. El principal interés de esta prueba cualitativa es evaluar el agarre de objetos y no cómo los manipula el paciente.

2.4.2. Prueba de motricidad y movimiento de los objetos

Los objetos que hayan podido ser sujetados en la sección anterior deberán ser levantados y colocados nuevamente en su lugar sin dejarlos caer. En el Anexo V se incluyen los diámetros y pesos de los objetos utilizados para esta prueba.

2.4.3. Indicaciones

- Se realizará una sesión con el/la paciente.
- Se evaluará la prótesis con los objetos descritos por Gerardi Maria, mencionados en el apartado anterior.
- Se pesarán los objetos con una balanza digital.
- Con la ayuda de un calibrador digital, se medirá el diámetro mayor de cada objeto utilizado durante la prueba.
- Luego, se colocarán los objetos sobre una superficie plana y se tomará el tiempo que tarda el paciente en sujetar, levantar y mover cada objeto.
- Los datos se registrarán en los protocolos mostrados en el Anexo V.
- Los resultados obtenidos se compararán con la investigación de Gerardi Maria.

2.5. Análisis de costos

El presupuesto para el modelado, fabricación y ensamblaje de la prótesis incurre en los siguientes elementos:

- Impresión
- Elementos normalizados
- Costos indirectos

2.5.1. Costo de impresión

El costo de impresión de la prótesis (tiempo y material) se detalla en la Tabla 2.12 y Anexo VI.

Tabla 2.12. Costo de impresión.

	Elemento	Material	Cantidad	Peso total (g)	Tiempo de impresión (hh:mm)	Valor total ($)
1	Eslabón 1A-2D	PETG	3	21	5:58	15,13
2	Eslabón 1C			24		
3	Eslabón 1B-2A			15		
4	Eslabón 2C			6		
5	Eslabón 2B-3A			24		
6	Eslabón base pulgar		1	20		
7	Pines		1	2		
8	Mano	PLA	1	56	10:52	30,25
9	Sujetador de pines		1	7		
10	Broche		1	1		
11	Palma	TPU	1	15	5:17	16,50
12	Brazalete		1	17		
				Total:	22:07	61,88

2.5.2. Costo de elementos normalizados

Los elementos normalizados para ensamblar la prótesis, con los costos respectivos, se detallan en la Tabla 2.13.

Tabla 2.13. Costo de elementos normalizados.

	Elemento	Descripción	Cant.	Valor total ($)
1	Kit surtido de tornillos	Tornillos Phillips de cabeza plana M2,M3 x 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm, 14 mm, 16 mm, 18 mm, 20mm	1	3,60
2	Clavos de acero	1/2 ´´ - 0,5 lb	1	4,00
			Total:	7,60

2.5.3. Costos indirectos

En la Tabla 2.14 se presentan los costos por hora del modelamiento mecánico y montaje de la prótesis [50]. Es necesario indicar que el número reducido de horas se debe a que se toma como base al modelo terminado, que a su vez es parcialmente parametrizado.

Tabla 2.14. Costos indirectos.

	Ítem	Cantidad	Valor unitario ($)	Valor total ($)
1	Modelamiento mecánico	12 (horas)	4,06	48,72
2	Montaje	2 (horas)	4,06	8,12
			Total:	56,84

2.5.4. Costo total

En la Tabla 2.15 se detalla el costo total para la fabricación de la prótesis.

Tabla 2.15. Costo total.

Ítem	Valor total ($)
Impresión	61,88
Elementos normalizados	7,60
Costos indirectos	56,84
Total:	126,32

CAPÍTULO 3

3. ANÁLISIS DE RESULTADOS

En este capítulo se realiza un análisis de los resultados obtenidos en el protocolo de pruebas y en aspectos relacionados al costo, fabricación y ensamblaje de la prótesis.

3.1. Planos de taller y conjunto

Como resultado del modelamiento mecánico se obtuvo la representación de los elementos de la mano protésica, bajo la norma INEN 003 [51]. En los planos se detallan las dimensiones y consideraciones para fabricación del modelo. Los planos de taller y conjunto se encuentran en el Anexo VII.

3.2. Prototipo construido

La prótesis construida se destinó a la paciente 1, como se muestra en la Figura 3.1. El modelo fue impreso a un tamaño adecuado evitando el abandono de la prótesis por incomodidad al utilizarla. Además, el rango de movimiento (trayectoria de la punta del dedo) se alinea estrechamente con la trayectoria natural de un dedo.

(a) (b)

Figura 3.1 Prototipo impreso y ensamblado a) Vista superior, b) Vista Inferior.

La prótesis consta de tres subconjuntos: dedos, mano y brazalete. Los elementos del dispositivo protésico fueron impresos con PLA, PETG y TPU y para el movimiento de flexión y extensión de los dedos se utilizó nylon y ligas dentales, respectivamente. Las características del modelo se detallan en la Tabla 3.1

Tabla 3.1 Especificaciones generales del prototipo.

Tipo de control	Peso (g)	Distribución de fuerza	Flexor	Extensor
Muñeca	160	Equitativa	Cables	Ligas dentales

3.3. Costo total

El presupuesto necesario para la fabricación de la mano protésica para niños es la sumatoria de la impresión, elementos normalizados y costos indirectos de fabricación. El costo total fue de $126,32.

Al comparar el costo de impresión ($61,88) de la prótesis con el de los modelos descritos en la Tabla 2.5 se observa una diferencia de apenas $11.88. Eso se debe a que el modelo desarrollado en este proyecto consta de un mayor número de partes, las cuales permiten un movimiento más natural del dedo protésico (tres falanges) comparado con las demás prótesis (dos falanges).

En su gran mayoría las prótesis comerciales disponibles en internet son de tamaños estándar y tienen costos de $500 a $10000 [52], la razón de su costo se debe a que el movimiento de cada dedo es independiente, tiene una mayor fuerza de agarre y se maneja a través de sensores, pero sus desventajas son: en su gran mayoría la utilizan personas adultas y el reemplazarlas por daños seria costoso. Demostrando una vez más la ventaja en costo y funcionalidad de una prótesis impresa en 3D las cuales pueden ser modeladas y fabricadas en función de las necesidades de los pacientes, la pueden utilizar niños y pueden ser reemplazadas por un bajo costo.

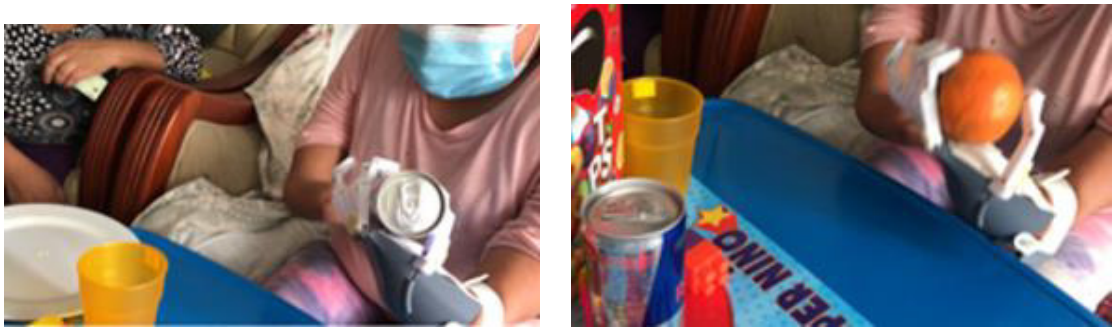
3.4. Evaluación del prototipo

Para verificar que el dispositivo cumple con los objetivos planteados y evaluar la efectividad de su agarre y motricidad, se realizaron pruebas en las que el paciente sujetó objetos de distinta geometría y peso. Al tener tres falanges, se aumenta el área de contacto con los objetos y con ello se mejora el agarre, en comparación a otros modelos que únicamente cuentan con dos falanges [36]. El mecanismo empleado para cada uno de los dedos tiene la posibilidad de ser personalizado en función de la edad y necesidades del paciente.

Debido a las limitaciones en el rango de movimiento del brazo de la paciente 1 (ver Figura 3.2), no fue posible llevar a cabo todas las actividades del protocolo. No obstante, se procedió a realizarlas con el uso de ambas manos, la derecha sin prótesis y la izquierda con prótesis.

Figura 3.2 Rango de movimiento del brazo izquierdo de la paciente 1.

Los resultados de las pruebas de la mano protésica izquierda de la paciente 1 se detallan en la Tabla 3.2 y Tabla 3.3 y la evidencia fotográfica en la Figura 3.3 y en el Anexo VIII.



(a) (b)

Figura 3.3 Pruebas de protocolo, paciente 1. a) Agarre cilíndrico, b) Agarre esférico.

Debido a las limitaciones en el rango de movimiento de la paciente 1, se realizó una segunda evaluación para respaldar la funcionalidad de la prótesis con un paciente 2. Sin embargo, para la segunda evaluación se pudieron completar las pruebas faltantes de la paciente 1 las mismas que se detallan en la Tabla 3.2 y Tabla 3.3 y la evidencia fotográfica en la Figura 3.4 y en el Anexo IX.

Tabla 3.2. Prueba de agarre - Paciente 1 y 2.

		Paciente 1		Paciente 2	
		Aprueba	**Reprueba**	**Aprueba**	**Reprueba**
PRUEBA DE AGARRE	**Agarre de gancho**				
	Jarra de plástico	x		x	
	Agarre esférico				
	Naranja	x		x	
	Agarre de extensión				
	Plato		x		x
	Caja de cereal	x			x
	Agarre cilíndrico				
	Lata de refresco	x		x	
	Marcador	x		x	
	Alicates	x		x	
	Llave	x		x	
	Agarre de empuñadura				
	Sartén		x		x
	Pulsar				
	Interruptor de luz	x		x	
	Actividad diaria				
	Escritura	x		x	

Tabla 3.3 Prueba de motricidad - Paciente 1 y 2.

					Paciente 1	**Paciente 2**
PRUEBA DE MOTRICIDAD	**Objeto**	**Forma**	**Dimensión (mm)**	**Peso (g)**	**Tiempo (s)**	**Tiempo (s)**
	Botella	Cilindro	54,95	315	-	2
	Lata		52,95	272	-	1,5
	Vaso	-	59,95	100	-	1,5
	Frasco (agua oxigenada)	Cilindro	44,74	139	-	1,2
	Frasco (alcohol en espray)		65,3	290	-	1
	Frasco (goma en barra)		20	18	-	1,1
	Frasco (alcohol en gel)	Rectángulo	59,83	131	-	1,1
	Tubo (pasta dental)	-	28,82	48	-	1
	Muñeco	-	-	34	-	0,9

La prueba de agarre y motricidad tiene como objetivo obtener conocimientos generales sobre la capacidad del dispositivo paramétrico y comparar los resultados obtenidos con los de Gerardi Maria [48] mostrados en el Anexo X. Al comparar ambos modelos, se obtuvo que el dispositivo desarrollado durante este proyecto tuvo mejores resultados en

el número de intentos y el tiempo que tardó en sujetar cada uno de los objetos con una diferencia de 6 segundos en el mejor tiempo.

Figura 3.4 Pruebas de protocolo, paciente 2. a) Agarre esférico, b) Agarre esférico.

Los resultados demuestran que el dispositivo protésico tiene el potencial para impactar de manera positiva la calidad de vida del paciente en la realización de actividades del hogar y de la escuela. Además, de ser capaz de manipular objetos con un peso de 315 g sin un tipo de forma definida.

Al comparar la cinemática del dispositivo (ver Tabla 3.4) con los modelos descritos en la Tabla 2.4, se observa una relación equivalente en el rango de movimiento de las articulaciones MCP y PIP, pero con una diferencia a favor en la articulación DIP de 60º, que a su vez permite manipular objetos cilíndricos con un diámetro máximo de 60 mm.

Tabla 3.4 Cinemática del prototipo.

				Rango de movimiento				**Tipo de agarre**	
Modelo	**Art.**	**GDL**	**Actuadores**	**Art. MCP (º)**	**Art. PIP (º)**	**Art. DIP (º)**	**Flexión pulgar (º)**	**Agarre ajustable**	**Patrón de agarre**
Modelo	14	14	1 (IPC)	0-90	0-65	0-60	0-60	No	Lateral

* Art.: Articulación, IPC: Impulsada por el cuerpo

El modelo desarrollado en este proyecto puede ser editado para ser utilizado en distintos casos de enfermedades congénitas, lo que no es posible hacerlo con modelos de acceso libre los cuales no son editables y tienen una cavidad reducida en el interior de la prótesis (ver Figura 3.5) por lo que únicamente se podrá utilizar en pacientes que tengan un muñón al nivel de la muñeca. También, cuenta con un movimiento más natural de los dedos, por tener tres falanges y el brazalete permite una libre movilidad de la muñeca, lo que no es posible en los otros modelos de acceso libre, ya que todas sus piezas son impresas con materiales rígidos (PLA) [36].

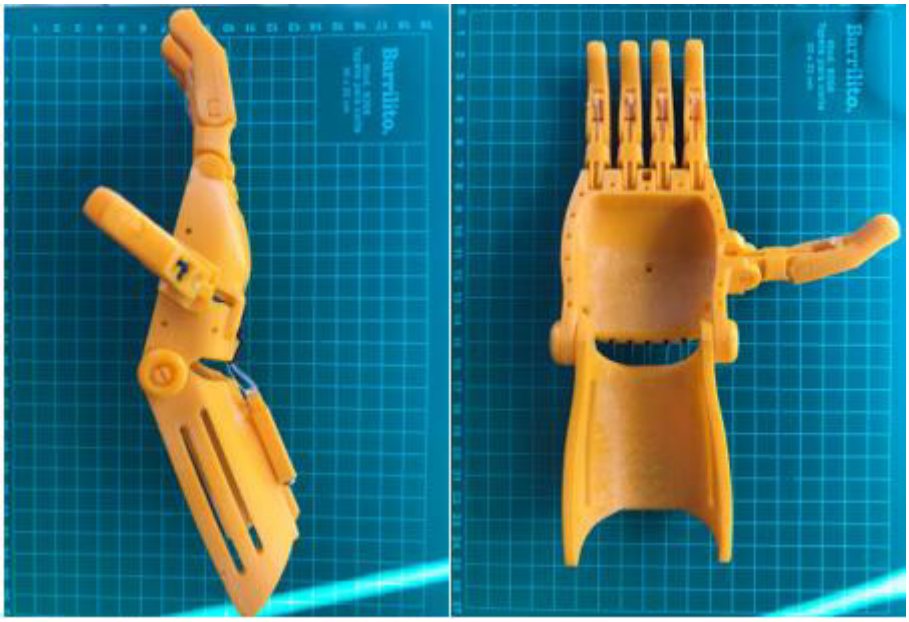


Figura 3.5 Mano protésica de acceso libre - Raptor Reloaded.

CAPÍTULO 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1. Conclusiones

- Para el proceso de modelado se tomó en cuenta la anatomía y las razones de amputación o falta de la extremidad de los pacientes. Teniendo en cuenta dichos aspectos, se definió los parámetros de ancho y largo del dedo protésico para el modelado de la prótesis.
- La impresora que se utilizó para la impresión de las partes fue la Artillery Sidewinder X1 por la calidad en el acabado y por su versatilidad para la impresión de una amplia gama materiales.
- El mecanismo de cuatro barras que se utilizó en cada uno de los dedos tiene la posibilidad de ser personalizado a diferentes medidas antropométricas y se lo puede emplear tanto para la mano derecha como para la izquierda. Su modelo cinemático fue desarrollado en MATLAB utilizando las ecuaciones de Freudenstein y se basa en el rango de movimiento de un dedo normal. Esto permitió definir la longitud que tendría cada uno de los eslabones del mecanismo de cuatro barras en serie. Es necesario destacar que la parametrización de los componentes fue únicamente parcial, por tal motivo, una vez obtenido el modelo base se deberá realizar modificaciones puntuales para que no haya interrupciones durante el movimiento de las partes.
- Se mejoró el sistema de ajuste de los cables de tensión de los dedos para que sea más sencillo de ajustarlos de acuerdo con las necesidades del paciente.
- El tiempo empleado para la impresión de las partes y el ensamblaje fue de 24 horas con 7 minutos. De esta manera se pudo comprobar que el modelo del presente proyecto se encuentra dentro del mismo rango de fabricación de las demás prótesis de acceso libre.
- Los resultados obtenidos en la evaluación de la prótesis demostraron el potencial que tiene al impactar de manera positiva la calidad de vida del paciente en la realización de actividades básicas en donde involucra manipular objetos con un peso máximo 350 g y con un diámetro comprendido entre 20 y 60 mm.

4.2. Recomendaciones

- Realizar estudios complementarios de la dinámica de la prótesis y el dimensionamiento mecánico de sus componentes.
- Utilizar escaneo 3D para el modelamiento antropomórfico de la prótesis (diseño orgánico).

- En futuras investigaciones se debe analizar la factibilidad de utilizar sensores y servomotores en modelos de acceso libre para el movimiento independiente de cada uno de los dedos.
- Optimizar el proceso de parametrización parcial a uno total de los dedos y de la palma, de esta manera se reducirán los tiempos de modelado y fabricación de las prótesis. Es decir, se podrá crear una familia de productos con base en un mismo modelo editable CAD.

Referencias Bibliográficas

[1] Á. Aguirre, “Acceso a prótesis mejora en Ecuador, pero aún hay deficiencias,” *Diario El Universo*, 2018. https://www.eluniverso.com/noticias/2018/10/28/nota/7016252/acceso-protesis-mejora-ecuador-aun-hay-deficiencias/ (accessed Aug. 22, 2021).

[2] J. M. Zuniga, J. Peck, R. Srivastava, D. Katsavelis, and A. Carson, “An open source 3D-printed transitional hand prosthesis for children,” *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 28, no. 3, pp. 103–108, 2016, doi: 10.1097/JPO.0000000000000097.

[3] K. Silva, S. Rand, D. Cancel, Y. Chen, R. Kathirithamby, and M. Stern, “Three-Dimensional (3-D) Printing: A Cost-Effective Solution for Improving Global Accessibility to Prostheses,” *PM R*, vol. 7, no. 12, pp. 1312–1314, 2015, doi: 10.1016/j.pmrj.2015.06.438.

[4] Vicente Alberto Rodríguez and J. J. Saldaña, “Prótesis en impresiones 3D de bajo costo ‘ Hand To Hand ’ Prosthesis in low cost 3D printers " Hand To Hand ",” *Univ. Tecnológica Panamá*, pp. 52–55, 2018, [Online]. Available: http://revistas.utp.ac.pa/index.php/memoutp/article/download/1788/2579.

[5] F. Martini, M. Timmons, and R. Tallitsch, *Anatomía humana*, Sexta. Madrid, 2009.

[6] G. Elkoura and K. Singh, “Handrix : Animating the Human Hand,” *Eurographics/SIGGRAPH Symp. Comput. Animat.*, p. 11, 2003.

[7] G. I. Bain, N. Polites, B. G. Higgs, R. J. Heptinstall, and A. M. Mcgrath, “The functional range of motion of the finger joints,” *J. Hand Surg. Am.*, vol. 40E(4) 406, p. 6, 2015, doi: 10.1177/1753193414533754.

[8] D. L. Nelson, M. A. Mitchell, P. G. Groszewskv, S. L. Pennick, and P. R. Manske, “Wrist range of motion in activities of daily living,” pp. 329–334, 1994.

[9] S. Kumar, *Biomechanics in Ergonomics*, Second. 6000 Broken Sound Parkway NW, Suite 300, 2007.

[10] C. Taylor and R. Schwarz, “The Anatomy and Mechanics of the Human Hand,” *Compr. Struct. Integr.*, vol. 9, pp. 329–363, 2007, doi: 10.1016/B0-08-043749-4/09065-0.

[11] A. Kumar, T. S. Mundra, and A. Kumar, “Anatomy of Hand,” in *Encyclopedia of Biometrics*, S. Z. Li and A. Jain, Eds. Boston, MA: Springer US, 2009, pp. 28–35.

[12] E. França, “Congenital deformities of the upper limbs. Part I: failure of formation,” *Rev. Bras. Ortop.*, vol. 47, no. 5, 2012, doi: 10.1016/S2255-4971(15)30002-1.

[13] E. França, “Congenital deformities of the upper limbs . Part II : failure of formation and duplications,” *Rev. Bras. Ortop.*, vol. 48, no. 1, pp. 3–10, 2013, doi: 10.1016/j.rboe.2012.10.001.

[14] E. França, “Congenital deformities of the upper limbs . Part III : Overgrowth ; Undergrowth ; Streeter and others,” *Rev. Bras. Ortop.*, vol. 48, no. 2, pp. 121–125, 2013, doi: 10.1016/j.rboe.2012.02.001.

[15] I. Imbinto *et al.*, “Treatment of the Partial Hand Amputation : An Engineering Perspective,” vol. 3333, no. TABLE 1, 2016, doi: 10.1109/RBME.2016.2523799.

[16] J. L. Brito, M. X. Quinde, and D. Cusco, “Estudio del estado del arte de las prótesis de mano,” *INGENIUS, Rev. Cienc. y Tecnol.*, no. 2013, pp. 57–64.

[17] S. Bernier, T. Reinhard, and B. Luyt, *Make: Design for 3D Printing*, Brian Jeps. Canadá, 2015.

[18] M. B. Panjwani, M. Pillai, R. T. De Silva, K. L. Goh, and P. Pasbakhsh, *Performance of 3D printed poly(lactic acid)/halloysite nanocomposites*. Elsevier Ltd, 2020.

[19] IMPRESORAS3D, “Impresoras 3d FDM – Impresoras 3d.” https://impresoras3d.org.es/impresoras-3d-fdm/ (accessed Sep. 06, 2021).

[20] TREATSTOCK, “Express guide of FDM 3D printing materials,” *TREATSTOCK*. https://www.treatstock.com/guide/article/118-express-guide-of-fdm-3d-printing-materials (accessed Aug. 22, 2021).

[21] PRUSA, “3D BENCHY by Prusa Research | Download free STL model | PrusaPrinters.” https://www.prusaprinters.org/prints/3161-3d-benchy (accessed Sep. 06, 2021).

[22] E. Constans and K. Dyer, *INTRODUCTION TO MECHANISM DESIGN WITH COMPUTER APPLICATIONS*. New York: Taylor & Francis, 2019.

[23] A. Simón Mata *et al.*, *Fundamentals of Machine Theory and Mechanisms*, vol. 40. 2016.

[24] G. Vernon, “6 Tips for Selecting A 3D Printer For Your Projects « Fabbaloo,” *Fabbaloo*, 2019. https://www.fabbaloo.com/2019/05/6-tips-for-selecting-a-3d-printer-for-your-projects (accessed Aug. 22, 2021).

[25] M. Mensley, “Best 3D Printers in 2021 – Buyer’s Guide | All3DP,” *ALL3DP*, 2021. https://all3dp.com/1/best-3d-printer-reviews-top-3d-printers-home-3-d-printer-3d/#after-table (accessed Aug. 22, 2021).

[26] F. Gehrke, “Artillery Sidewinder X1 Review: Best in Mid-Range | All3DP,” *ALL3DP*, 2020. https://all3dp.com/1/artillery-sidewinder-x1-review-3d-printer-specs/ (accessed Aug. 22, 2021).

[27] ALL3DP, “SolidWorks 2022 vs Fusion 360: The Differences | All3DP.”

https://all3dp.com/2/fusion-360-vs-solidworks-cad-software-compared-side-by-side/ (accessed Jan. 13, 2022).

[28] A. Locker, “Slicer 3D: los mejores softwares de corte de 2021 | All3DP,” *ALL3DP*, 2021. https://all3dp.com/es/1/slicer-3d-programa-corte-impresora-3d/ (accessed Aug. 22, 2021).

[29] Cura, “Ultimaker Cura: software de impresión 3D potente y fácil de usar | Ultimaker.” https://ultimaker.com/es/software/ultimaker-cura (accessed Dec. 15, 2021).

[30] PrusaSlicer, “PrusaSlicer | Original Prusa 3D printers directly from Josef Prusa.” https://www.prusa3d.com/page/prusaslicer_424/ (accessed Dec. 15, 2021).

[31] Simplify 3D, “Professional 3D Printing Software | Simplify3D.” https://www.simplify3d.com/ (accessed Dec. 15, 2021).

[32] Slic3er, “Slic3r - Open source 3D printing toolbox.” https://slic3r.org/ (accessed Dec. 15, 2021).

[33] Repetier, “- Repetier Software.” https://www.repetier.com/ (accessed Dec. 15, 2021).

[34] eSUN, “eSUN | 3D Printing Materials Worldwide Leading Brand.” https://www.esun3d.net/ (accessed Sep. 15, 2021).

[35] NinjaTek, “NinjaTek Advanced 3D Printing Filaments - NinjaTek.” https://ninjatek.com/ (accessed Sep. 15, 2021).

[36] J. ten Kate, G. Smit, and P. Breedveld, “3D-printed upper limb prostheses: a review,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 12, no. 3, pp. 300–314, 2017, doi: 10.1080/17483107.2016.1253117.

[37] J. Simon, “Cyborg Beast,” *e-NABLE*, 2021. https://hub.e-nable.org/s/e-nable-devices/wiki/page/view?title=Cyborg+Beast (accessed Aug. 24, 2021).

[38] J. Simon, “Raptor Reloaded,” *e-NABLE*, 2021. https://hub.e-nable.org/s/e-nable-devices/wiki/page/view?title=Raptor+Reloaded (accessed Aug. 24, 2021).

[39] J. Simon, “K1-Hand.” https://hub.e-nable.org/s/e-nable-devices/wiki/page/view?title=K1+Hand (accessed Sep. 07, 2021).

[40] J. Simon, “Odysseus Hand.” https://hub.e-nable.org/s/e-nable-devices/wiki/page/view?title=Ody+Hand (accessed Sep. 07, 2021).

[41] J. Simon, “Flexy Hand 2.” https://hub.e-nable.org/s/e-nable-devices/wiki/page/view?title=Flexy-Hand+2 (accessed Sep. 07, 2021).

[42] J. Simon, “e-NABLE Devices Catalog - e-NABLE.” https://hub.e-nable.org/s/e-nable-devices/wiki/page/view?title=Device+Ratings+Guide (accessed Sep. 12, 2021).

[43] J. Simon, “Kinetic Hand,” *e-NABLE*, 2021. https://hub.e-nable.org/s/e-nable-

devices/wiki/page/view?title=Kinetic+Hand (accessed Aug. 24, 2021).

[44] J. Simon, “Phoenix Hand v2,” *e-NABLE*, 2021. https://hub.e-nable.org/s/e-nable-devices/wiki/page/view?title=Phoenix+v2+Hand (accessed Aug. 24, 2021).

[45] J. Zuniga *et al.*, “Cyborg beast: A low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences,” *BMC Res. Notes*, vol. 8, no. 1, 2015, doi: 10.1186/s13104-015-0971-9.

[46] E. Ngal, A. A. Lakis, and R. Vinet, “Optimal synthesis of a planar four-link mechanism used in a hand prosthesis,” vol. 36, pp. 1203–1214, 2001.

[47] A. Buryanov and V. Kotiuk, “Proportions of Hand Segments,” *Int. J. Morphol.*, vol. 28, no. 3, pp. 755–758, 2010, doi: 10.4067/s0717-95022010000300015.

[48] M. Gerardi, “3D Parametric Hand to Improve Prosthetic Hand Functionality,” *UNLV Theses, Diss. Prof. Pap. Capstones*, 2020, [Online]. Available: https://digitalscholarship.unlv.edu/thesesdissertations/3896.

[49] P. Madeleine, “PLA vs PETG: Which Material Should You Choose? - 3Dnatives,” 2021. https://www.3dnatives.com/en/pla-vs-petg-which-material-should-you-choose-110520215/ (accessed Aug. 29, 2021).

[50] 2000 Carreras, “¿Cuánto gana un Diseñador Industrial al mes en 2021? - Información de hoy.” https://2000carreras.com/cuanto-gana-un-disenador-industrial-al-mes-en-2017-actualizado/ (accessed Nov. 29, 2021).

[51] INEN, “DIBUJO TECNICO-MECANICO,” Quito.

[52] Alibaba, “Protesis 3d-Protesis 3d Manufacturers, Suppliers and Exporters on Alibaba.com3D Printers.” https://spanish.alibaba.com/trade/search?fsb=y&IndexArea=product_en&CatId=&SearchText=protesis+3d (accessed Dec. 15, 2021).

Anexos

Anexo I

TABLA COMPARATIVA DE IMPRESORAS 3D FDM

	Original Prusa i3 MK3S	**Creality Ender 3**	**Artillery Genius**	**Artillery Sidewinder X1**
Precio	$749,00	$200,00	$319,00	$419,00
	Especificaciones Originales			
Tecnología	FDM	FDM	FDM	FDM
Año	2020	2020	2019	2019
Montaje	Semiensamblada			
Disposición Mecánica	cabezal XZ cartesiano	cabezal XZ cartesiano	cabezal XZ cartesiano	cabezal XZ cartesiano
Fabricante	Prusa Research	Creality	Artillery	Artillery
	Especificaciones Técnicas			
Volumen de impresión	250x210x210 mm	220x220x250 mm	220x220x250 mm	300x300x400 mm
Sistema de alimentación	accionamiento directo	accionamiento bowden	accionamiento directo	accionamiento directo
Tamaño de boquilla	0,4 mm	0,4 mm	0,4 mm	0,4 mm
Max. temperatura de extrusión	300 ºC	255 ºC	240 ºC	240 ºC
Max. temperatura de cama	120 ºC	100 ºC	130 ºC	80 ºC
Material de la cama	PEI	climatizada	lámina de acero	climatizada
Material de la boquilla	latón	latón	latón	latón
Marco	N/A	N/A	aluminio	N/A
Nivelación de la cama	automática	manual	semiautomática	manual
Conectividad	SD, USB tipo B	SD, USB tipo B	SD, USB	SD, USB
Recuperación de impresión	sí	sí	sí	sí
Sensor de filamento	sí	sí	sí	sí
Cámara	no	no	no	no
	Materiales			
Diámetro del filamento	1,75	1,75	1,75	1,75

Materiales de filamento	PLA hasta Nailon	PLA, ABS, PETG, TPU	PLA, ABS, TPU, PVA, HIPS	PLA, ABS, TPU, PVA, HIPS
	Software			
Slicer software recomendado	PrusaSlicer	Cura, Simplify 3D	Cura	Cura, Simplyfy3D, Slic3r
Sistema operativo	Windows, Mac, Linux	Windows, Mac	Windows, Mac	Windows, Mac
Tipos de archivo	STL, OBJ, AMF, 3MF	STL, OBJ	STL, OBJ, AMF	STL, OBJ, AMF, 3MF
	Dimensiones y peso			
Dimensiones de la impresora	550x400x500 mm	475x470x620 mm	430x390x510 mm	550x405x640 mm
Peso	7 kilogramos	7,8 kilogramos	8,9 kilogramos	16,5 kilogramos

Anexo II

TABLA COMPARATIVA DE SOFTWARE CAD

	SolidWorks	Fusion 360
Licencia y precio	Suscripción anual para actualizaciones y soporte las 24 horas. El precio de la licencia estándar es $1295	La versión completa se puede usar con pagos anuales o mensuales, que van desde $60 por mes a $495 por año
Requisitos del sistema	Windows 7/10 de 64 bits, procesador de 3,3 GHz o superior, 16 GB de RAM, GPU certificada	Windows 10, MacOS Big Sur 11.x/ Catalina 10,15 / Mojave v10,14, procesador de 64 bits a 3,0 GHz o superior con 6 o más núcleos, 8GB de RAM
Características y funcionalidad	Ambos programas ofrecen un conjunto de herramientas de características similares. Además de la técnica de modelado paramétrico, también hay funcionalidades como dibujos 2D y renderizados 3D	
Piezas y montaje	Las piezas se crean y guardan individualmente antes de ensamblarlas en un archivo separado. Esto es ventajoso cuando se utilizan las mismas piezas en diferentes ensamblajes y facilita la documentación.	Opta por un sistema de piezas de varios componentes, donde los componentes de un ensamblaje se crean y ensamblan en el mismo archivo. Esto facilita a los usuarios hacer referencia y crear nuevos componentes dentro de un ensamblaje.
Funciones avanzadas	Ofrece paquetes de simulación de gama alta, con análisis lineal y no lineal, carga dinámica, materiales compuestos y mucho más. Es una gran herramienta para el análisis avanzado y el desarrollo de ingeniería.	Ofrece paquetes de simulación fáciles de usar, quizás más útiles en las primeras etapas del diseño para comprender mejor cómo se comportarían las piezas en determinadas condiciones

Anexo III

CÓDIGO DE PYTHON PARA RESOLVER LAS ECUACIONES DE FREUDENSTEIN

```
#%% Import libraries
from scipy.optimize import fsolve
from scipy import linalg
import numpy as np


#%% Solve non-linear system of equation

def non_linear(vars, *args):
    d, b, c = vars
    R1, R2, R3, a = args

    eq1 = R1 - (d/a)
    eq2 = R2 - (d/b)
    eq3 = R3 - ((d**2 + b**2 + a**2 - c**2) / (2*a*b))

    return [eq1, eq2, eq3]

#%% Create a function

def Solution(a, phi_1, phi_2, phi_3, psi_1, psi_2, psi_3):

    """Function to compute b,c & d

        Parameters
        -------
        a : int
            lenght, [m]
        phi_1 : int
            angle 1, [rad]
        phi_2 : int
            angle 2, [rad]
        phi_3 : int
            angle 3, [rad]
        psi_1 : int
            angle 1, [rad]
        psi_2 : int
            angle 2, [rad]
        psi_3 : int
            angle 3, [rad]

        Returns
        -------
```

```
        sol : array
            Solution for b,c & d

    """

    # Compute R1, R2, & R3
    A = np.array([[np.cos(np.deg2rad(psi_1)), - np.cos(np.deg2rad(phi_1)), 1],
                  [np.cos(np.deg2rad(psi_2)), -np.cos(np.deg2rad(phi_2)), 1],
                  [np.cos(np.deg2rad(psi_3)), - np.cos(np.deg2rad(phi_3)), 1]])

    b = np.array([[np.cos(np.deg2rad(psi_1 - phi_1))],
                  [np.cos(np.deg2rad(psi_2 - phi_2))],
                  [np.cos(np.deg2rad(psi_3 - phi_3))]])

    R_sol = linalg.solve(A,b)

    R1, R2, R3 = R_sol

    data = (R1[0], R2[0], R3[0], a)
    x0 = (a, a, a)

    result = fsolve(non_linear, x0, args=data)

    return print(f"a = {a:.2f}, b = {result[2]:.2f}, c = {result[1]:.2f}, d = {result[0]:.2f}")


#%% Test
a = 22.05
psi_1 = 175.7
psi_2 = 211.9
psi_3 = 250.90
phi_1 = 180
phi_2 = 225
phi_3 = 270

Z = Solution(a, phi_1, phi_2, phi_3, psi_1, psi_2, psi_3)
```

Anexo IV

CÓDIGO DE MATLAB PARA SIMULACIÓN DEL DEDO PROTÉSICO

```
%Estudio paramétrico e impresión 3D de una prótesis de mano para niños.
%Propuesto por: Diego Francisco Bustamante Bustamante
%Director: Ing. Marco Vinicio Guamán Alarcón
%Codirector: Ing. Óscar Iván Zambrano Orejuela
%Análisis de posición - Mecanismo de cuatro barras (No Grashof S+L>P+Q)
%y gráfico de las posiciones
clear variables
close all
clc

%Longitud y ángulo de los eslabones
%Primer mecanismo/Falange proximal
a=0.03822; % Long. de 0-B (m)
b=0.00658; % Long. de B-C (m)
c=0.03872; % Long. de C-D (m)
d=0.00630; % Long. de D-0 (m)

%Segundo mecanismo/Falange medial
a2=0.02205; % Long. de B-E (m)
b2=0.00380; % Long. de E-F (m)
c2=0.02234; % Long. de F-G (m)
d2=0.00363; % Long. de G-B (m)

y=a2;  % Long. de B-E (m)
z=sqrt(a^2+d2^2); % Long. de A-G (m)

gamma=(asin(d2/z)); %Ángulo ABG (rad)
beta=163.9*pi/180; %Ángulo entre CBE (rad)85.7+78.2
alfa=120*pi/180; %Ángulo entre FIH (rad)

%Tercer Mecanismo/Falange distal
b3=0.0147; %Long. de H-I (m)
c3=0.5*b2; %Long. de F-I (m)

zeta=60*pi/180; %Ángulo entre FIH (rad)

%Posicion de los pines a tierra
%Primer mecanismo
x0=[0;0];   % Punto A (origen)
xD=[d;0];   % Punto D

%Identificación del tipo de mecanismo (Grashof - No Grashof - Caso Especial)
%Primer mecanismo
S = min([a b c d]); % Eslabón más corto
L = max([a b c d]); % Eslabón más largo
T = sum([a b c d]); % Suma de todos los valores dentro de la matriz
PQ = T-S-L; % Diferencia entre los valores obtenidos de las matrices S,T y L
%Segundo mecanismo
S2 = min([a2 b2 c2 d2]);
L2 = max([a2 b2 c2 d2]);
T2 = sum([a2 b2 c2 d2]);
```

```
PQ2 = T2-S2-L2;

%Declaración del rango de movimiento
theta2min = pi;
theta2max = 1.5*pi;

%Almacenamiento de datos de los datos de posición y ángulos
N = 91;
[xB,xC,xE,xF,xG,xH,xI] = deal(zeros(2,N));
[theta2,theta3,theta4,delta,theta22,theta32,theta42,delta2,theta22prima,theta32prima] =
deal(zeros(1,N));

%Primer mecanismo
for i=1:N
   %Cálculo de posición
   theta2(i)= (i-1)*(theta2max - theta2min)/(N-1) + theta2min;
   r = d - a*cos(theta2(i));
   s = a*sin(theta2(i));
   f = sqrt(r^2 + s^2);
   delta(i) = acos((b^2 + c^2-f^2)/(2*b*c));  % Configuración abierta
   g = b-c*cos(delta(i));
   h = c*sin(delta(i));
   theta3(i) = atan2((h*r - g*s),(g*r + h*s));
   theta4(i) = theta3(i) + delta(i);
   %Solución a los vectores unitarios y unidad normal
   [e1,n1]= UnitVector(0);
   [e2,n2]= UnitVector(theta2(i));
   [e3,n3]= UnitVector(theta3(i));
   [e4,n4]= UnitVector(theta4(i));
   [e5,n5]= UnitVector(theta2(i)+gamma);
   %Solución para las posiciones de los puntos B, C y P
   xB(:,i) = FindPos( x0,   a,   e2);
   xC(:,i) = FindPos( xD,   c,   e4);
   xG(:,i) = FindPos( x0,   z,   e5);

end

%Segundo mecanismo
for i=1:N
   %Cálculo de posición
   theta22(i)= theta3(i)+beta;
   theta22prima(i)=pi-theta22(i);
   f2=sqrt(a2^2+d2^2-2*a2*d2*cos(theta22prima(i)+(theta2(i)-0.5*pi)));% Contenido dentro de
coseno se encuentra el ángulo EBG
   s2= a2*sin(theta22(i));
   r2=sqrt(f2^2- s2^2);
   delta2(i) =acos((b2^2 + c2^2-f2^2)/(2*b2*c2));  % Configuración abierta
   theta321=asin((sin(delta2(i))*c2)/f2);
   theta322=abs(asin((sin(theta22prima(i))*d2)/f2));
   theta32(i)=theta321+theta322;
   theta42(i)=2*pi-theta22prima(i)-delta2(i)-theta32(i);
   theta32prima(i)=theta42(i)+delta2(i);
   %Solución a los vectores unitarios y unidad normal
   [e6,n6]= UnitVector(theta22(i));
   [e7,n7]= UnitVector(theta32prima(i));
   [e8,n8]= UnitVector(theta42(i));
   [e9,n9]= UnitVector(theta32prima(i)-zeta);
   %Solución para las posiciones de los puntos F y G
```

```
    xE(:,i) = FindPos( xB(:,i),   y,   e6);
    xF(:,i) = FindPos( xE(:,i),   b2,   -e7);
    xI(:,i) = FindPos( xF(:,i),   c3,   e7);
    xH(:,i) = FindPos( xI(:,i),   b3,   e9);

end

%Representación del mecanismo de cuatro barras
plot(xB(1,:),xB(2,:),xC(1,:),xC(2,:),xE(1,:),xE(2,:),...
    xF(1,:),xF(2,:),xG(1,:),xG(2,:),xH(1,:),xH(2,:)) % Representación de los puntos B, C, E, F y G
axis equal
grid on
%Ángulo al cual se va a graficar el mecanismo
hold on
iTheta = 1; %1-46-91
%Gráfico de los eslabones ternario
patch([x0(1) xB(1,iTheta) xG(1,iTheta)],...
[x0(2) xB(2,iTheta) xG(2,iTheta)],[229/255 240/255 249/255]);
patch([xC(1,iTheta) xB(1,iTheta) xE(1,iTheta)],...
[xC(2,iTheta) xB(2,iTheta) xE(2,iTheta)],[229/255 240/255 249/255]);
patch([xF(1,iTheta) xH(1,iTheta) xI(1,iTheta)],...
[xF(2,iTheta) xH(2,iTheta) xI(2,iTheta)],[229/255 240/255 249/255]);
%Gráfico de la manibela, acople, balancín y tierra
plot([x0(1) xB(1,iTheta)],[x0(2) xB(2,iTheta)],'Linewidth',2,'Color','k');
plot([xB(1,iTheta) xC(1,iTheta)], [xB(2,iTheta) xC(2,iTheta)],'Linewidth',2,'Color','k');
plot([xD(1) xC(1,iTheta)],[xD(2) xC(2,iTheta)],'Linewidth',2,'Color','k');
plot([x0(1) xD(1)], [x0(2) xD(2)],'Linewidth',2,'Color','k');

plot([xG(1,iTheta) xF(1,iTheta)], [xG(2,iTheta) xF(2,iTheta)],'Linewidth',2,'Color','k');
plot([xE(1,iTheta) xF(1,iTheta)], [xE(2,iTheta) xF(2,iTheta)],'Linewidth',2,'Color','k');
%Gráfico de las uniones del mecanismo
plot([x0(1) xD(1) xB(1,iTheta) xC(1,iTheta) xG(1,iTheta) xE(1,iTheta) xF(1,iTheta) xH(1,iTheta)],...
[x0(2) xD(2) xB(2,iTheta) xC(2,iTheta) xG(2,iTheta) xE(2,iTheta) xF(2,iTheta) xH(2,iTheta)],...
'o','MarkerSize',5,'MarkerFaceColor','k','Color','k');
%Gráfico de las etiquetas de cada articulación
text(x0(1),x0(2)-.0015,'A','HorizontalAlignment','right');
text(xD(1),xD(2)-.0015,'D','HorizontalAlignment','right');
text(xB(1,iTheta),xB(2,iTheta)+.0015,'B','HorizontalAlignment','right');
text(xC(1,iTheta),xC(2,iTheta)+.0015,'C','HorizontalAlignment','left');
text(xG(1,iTheta),xG(2,iTheta)-.0015,'G','HorizontalAlignment','right');
text(xE(1,iTheta),xE(2,iTheta)-.0015,'E','HorizontalAlignment','left');
text(xF(1,iTheta),xF(2,iTheta)+.0015,'F','HorizontalAlignment','left');
text(xH(1,iTheta),xH(2,iTheta)+.0015,'H','HorizontalAlignment','center');
axis equal
grid on
title('Dedo Protésico - Rango de movimiento (ROM) ')
xlabel('x-posición [m]')
ylabel('y-posición [m]')
legend('Punto B','Punto C','Punto E','Punto F','Punto G','Punto H','Eslabón Ternario')
```

Anexo V

PROTOCOLO DE PRUEBAS

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

PROTOCOLO DE PRUEBAS	
Prueba nº:	
Fecha:	

DATOS PERSONALES

Nombre:	
Edad:	
Género:	

Resultados				
Prueba de agarre básico				
	Aprueba	**Reprueba**	**Observaciones**	
Agarre de gancho:				
Jarra de plástico				
Agarre esférico:				
Naranja				
Agarre de extensión:				
Plato				
Caja de cereal				
Agarre cilíndrico:				
Lata de refresco				
Marcador				
Alicates				
Llave				
Agarre de empuñadura:				
Sartén				
Pulsar:				
Interruptor de luz				
Actividad diaria:				
Escritura				
Prueba de motricidad				
Objeto	**Forma**	**Dimensión (mm)**	**Peso (g)**	**Tiempo (s)**
Botella				
Lata				
Vaso				
Frascos				
Tubo (pasta dental)				
Otros …				

Anexo VI

VALORES PARA EL ANÁLISIS DE COSTOS

VOLTA

REPRESENTACIONES VOLTA CIA. LTDA.

RUC:1792987873001

SABANILLA OE 3439 Y CHUQUISACA

TELF.: +593 9 9621 4020
+593 9 9826 6122

contacto@voltalabsec.com

COTIZACIÓN No.	01203BA
FECHA COTIZACIÓN	miércoles, 10 de septiembre de 2021
FECHA VIGENCIA	miércoles, 01 de diciembre de 2021

RAZON SOCIAL: Diego Bustamante RUC: 1726444597

DIRECCIÓN: La Ecuatoriana

TELÉFONO: 0969001228

CANT.	DESCRIPCIÓN	TIPO	MARCA	PRECIO UNITARIO	TOTAL CON IVA
1	Impresión de modelos 3D de prótesis con filamento de impresión 3D PLA con un tiempo estimado de 11 horas	Fabricación	VOLTA	$27.01	$30.25
1	Impresión de modelos 3D de prótesis con filamento de impresión 3D TPU con un tiempo estimado de 6 horas	Fabricación	VOLTA	$14.73	$16.50
1	Impresión de modelos 3D de prótesis con filamento de impresión 3D PETG con un tiempo estimado de 6 horas	Fabricación	VOLTA	$13.50	$15.13
					$61.88

VIGENCIA DE LA COTIZACIÓN 5 DÍAS, ENTREGA 5 DIAS LABORABLES

Forma de pago: Pago en efectivo, cheque o transferencia,para pagos con tarjeta se agrega el 6% del valor total. Se debe abonar el 50% del valor total al aceptar la cotización.

GRACIAS POR SU CONFIANZA

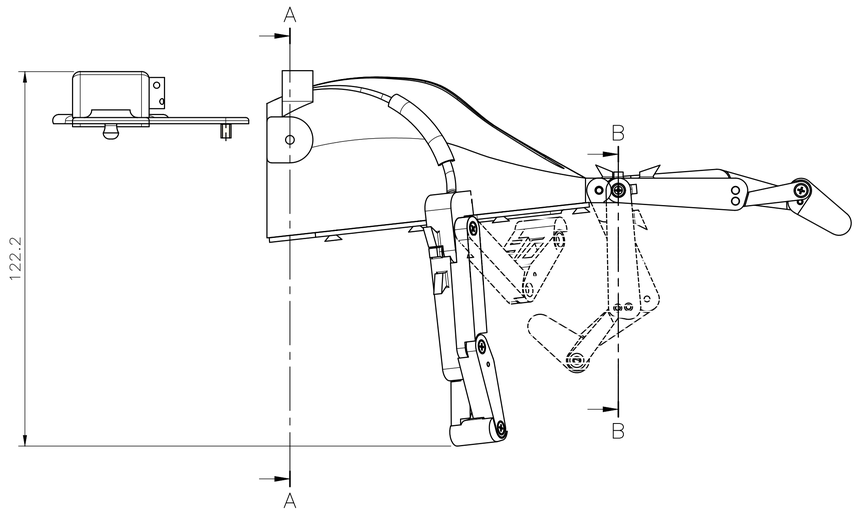
CONTACTO DEL ASESOR COMERCIAL

NOMBRES: Ing. Bryan Apolo P.

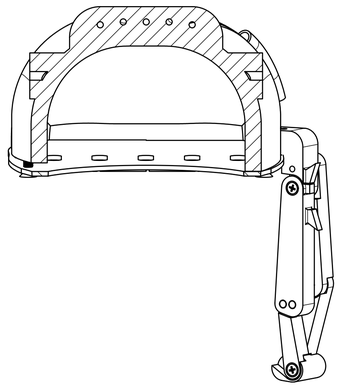
TELÉFONO: 0995214020

Anexo VII

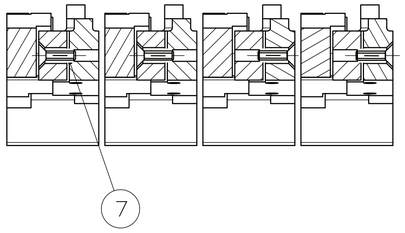
PLANOS DE CONSTRUCCIÓN

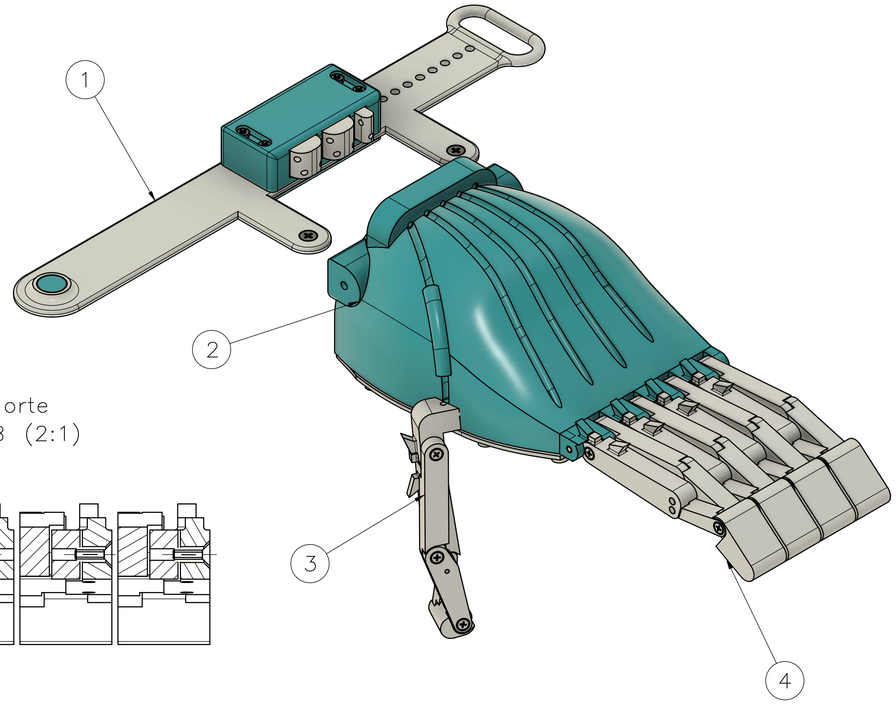


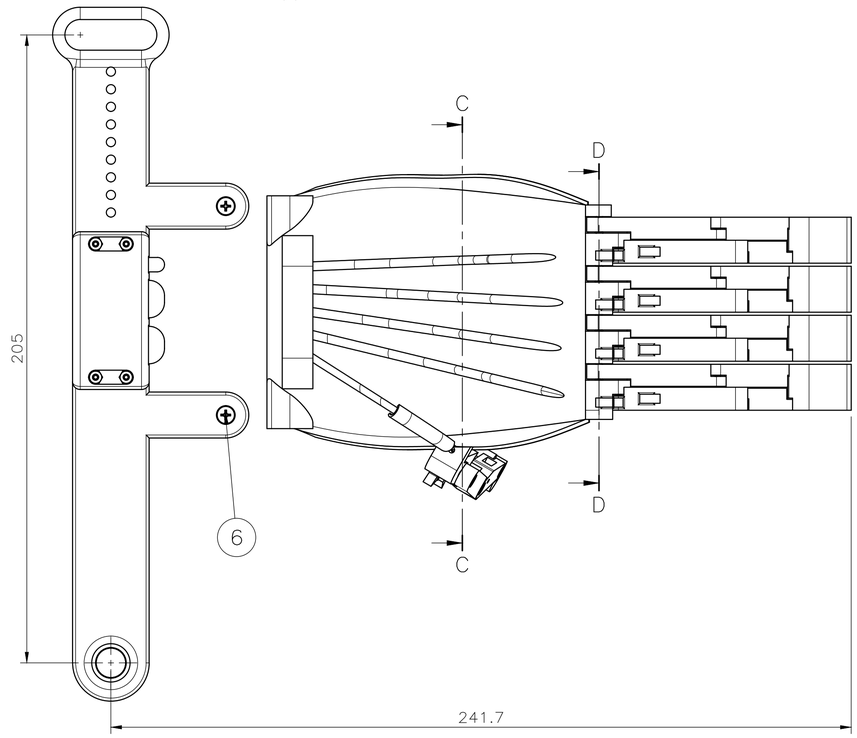
Corte
A–A



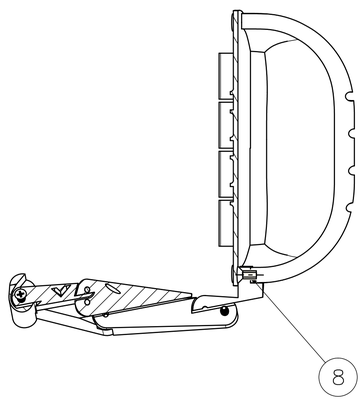
Corte
B–B (2:1)



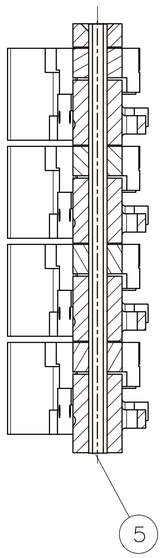




Corte
C–C



Corte
D–D (2:1)

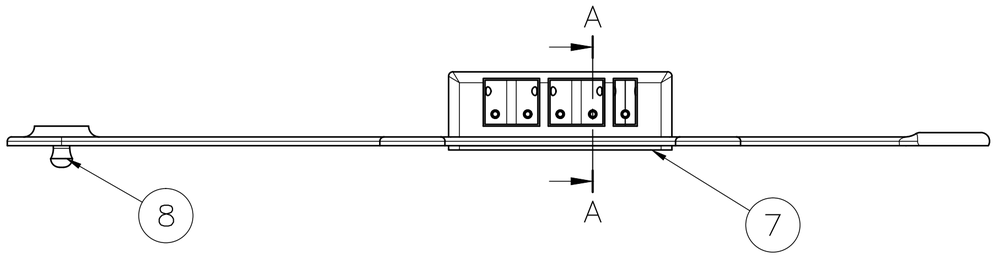


Especificaciones técnicas	
Dimensiones	X:241.7 mm Y:122.2 mm Z:205 mm
Peso	0.16 Kg
Rango de movimiento MCP	0°–90°
Rango de movimiento PIP	0°–65°
Rango de movimiento DIP	0°–60°
Flexión dedo pulgar	0°–60°
Rango de edad	10–15 años

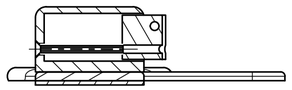
N°	ZONA	DENOMINACIÓN	PLANO/NORMA	CANT.	MATERIAL	OBSERVACIÓN
8	G7	Tornillo Phillips	DIN965	1	Acero	M3X0.5X6
7	D8	Tornillo Phillips	DIN965	4	Acero	M2X0.4X8
6	G2	Tornillo Phillips	DIN965	2	Acero	M3X0.5X6
5	G9	Varilla roscada	DIN976	1	Acero	M2.5X0.45X6
4	D12	Dedo	005	1		
3	C9	Dedo pulgar	004	1		
2	B9	Mano	003	1		
1	A8	Brazalete	002	1		

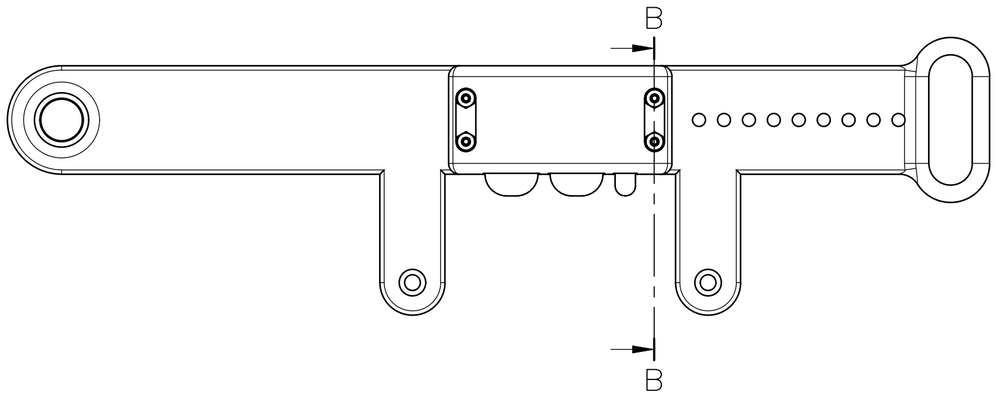
NOTA:
–LOS TORNILLOS SE ENROSCAN EN LOS AGUJEROS MIENTRAS SE LOS PRESIONA

EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	DIB.: Diego Bustamante DIS.: Diego Bustamante REV.: Ing. Marco Guamán A.	ESCALA: 1:1
PRÓTESIS DE MANO		PRMA.001	FECHA: 11/2021

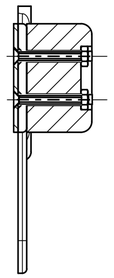


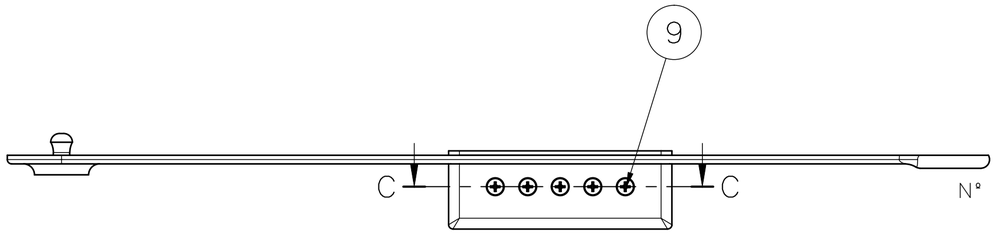
Corte
A–A



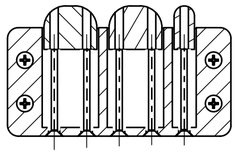


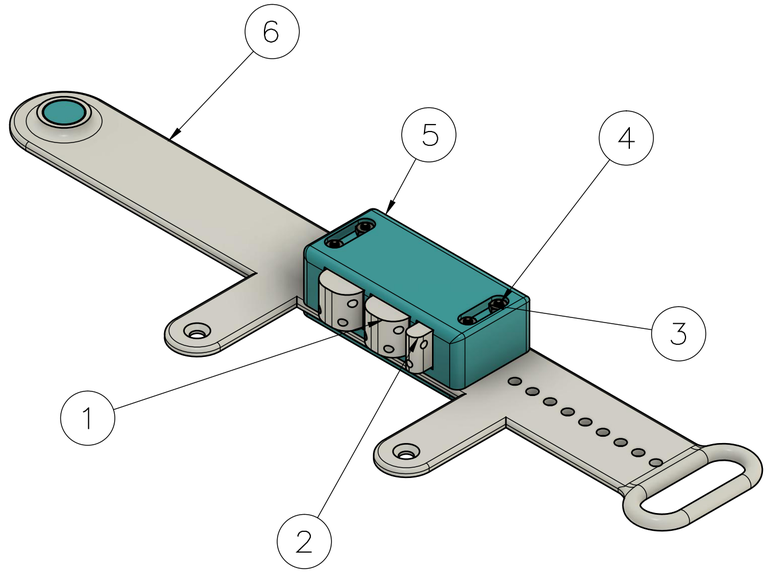
Corte
B–B





Corte
C–C

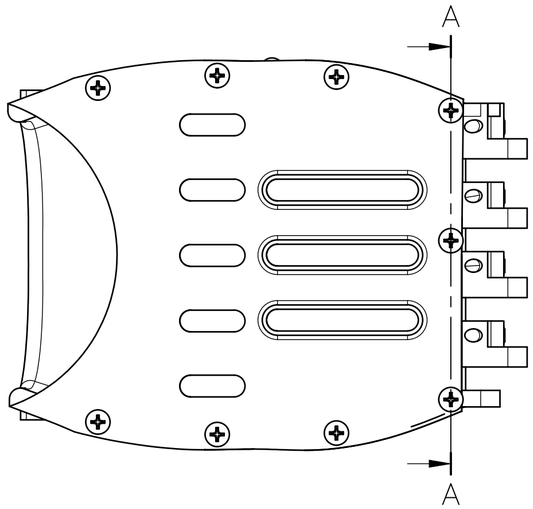




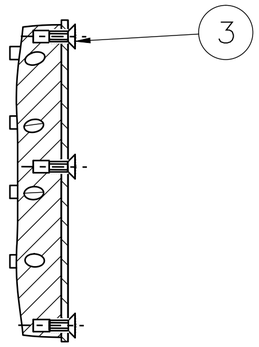
NOTA:
–LOS TORNILLOS SE ENROSCAN EN LOS AGUJEROS MIENTRAS SE LOS PRESIONA

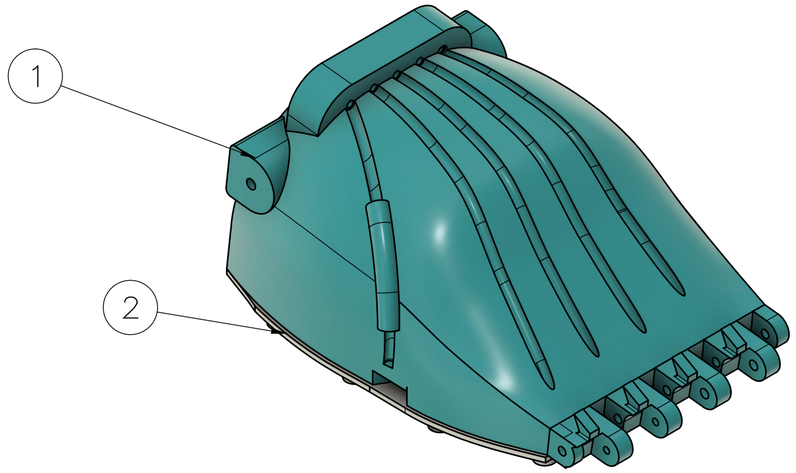
N°	ZONA	DENOMINACIÓN	PLANO/NORMA	CANT.	MATERIAL	OBSERVACIÓN
9	D3	Tornillo Phillips	DIN965	5	Acero	M2X0.4X20
8	B1	Broche	206	1	PLA	
7	B3	Base	205	1	PLA	
6	A7	Correa	204	1	TPU	
5	A7	Sujetador	203	1	PLA	
4	A8	Tornillo Phillips	DIN965	4	Acero	M2X0.4X18
3	B8	Tuerca	DIN934	4	Acero	M2X0.4
2	C7	Pin tensor pulg.	202	1	PETG	
1	B6	Pin tensor	201	2	PETG	

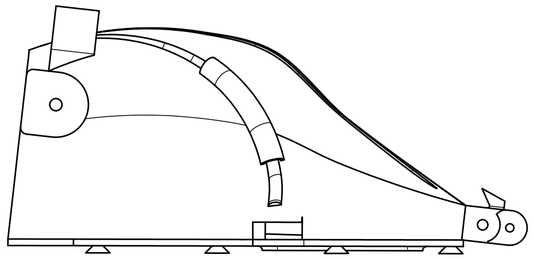
EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	DIB.: Diego Bustamante DIS.: Diego Bustamante REV.: Ing. Marco Guamán A.	ESCALA: 1:1
BRAZALETE		PRMA.002	FECHA: 11/2021



Corte
A–A



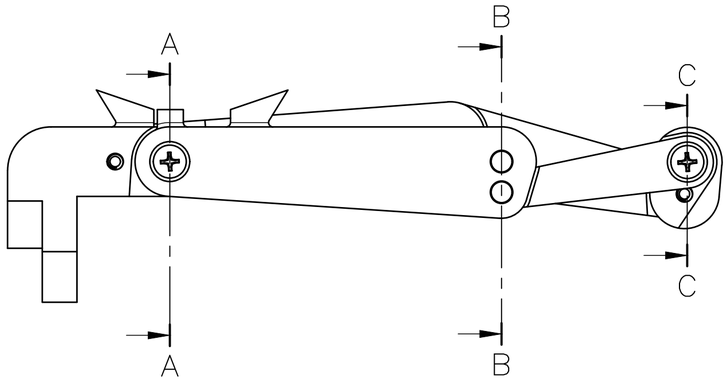


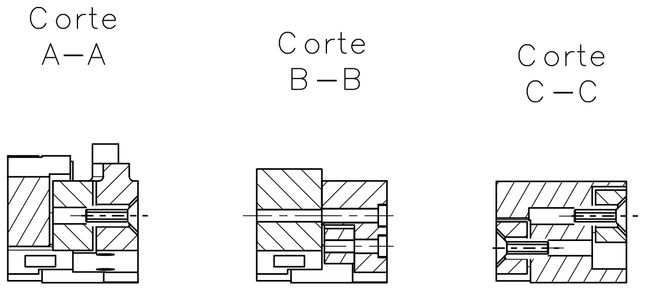


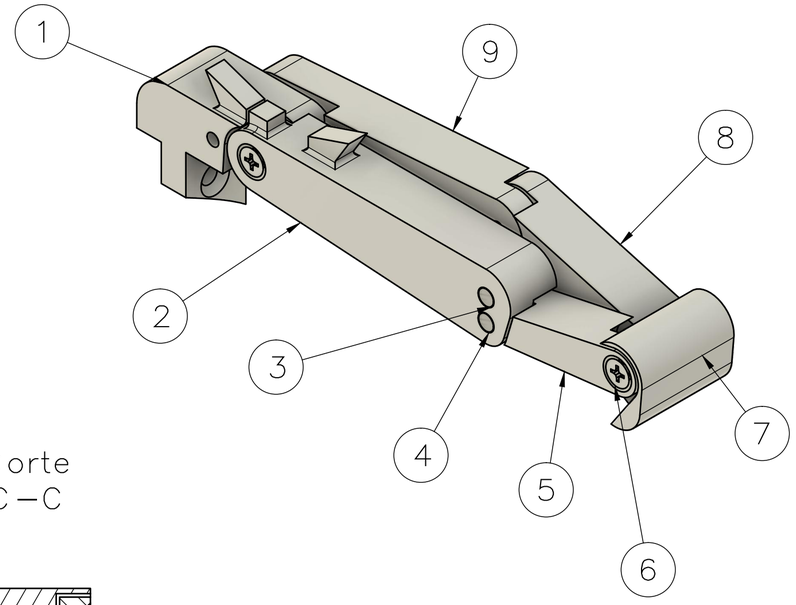
NOTA:
–LOS TORNILLOS SE ENROSCAN EN LOS AGUJEROS MIENTRAS SE LOS PRESIONA

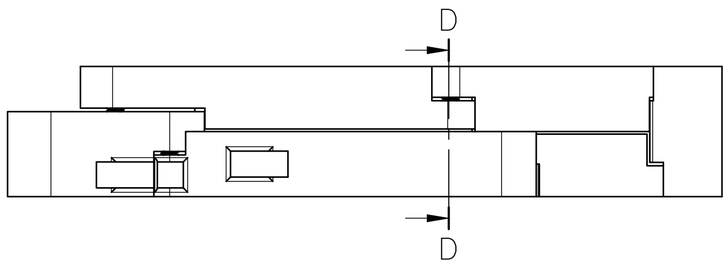
N°	ZONA	DENOMINACIÓN	PLANO/NORMA	CANT.	MATERIAL	OBSERVACIÓN
3	B5	Tornillo Phillips	DIN965	9	Acero	M3X0.5X6
2	B6	Palma	302	1	TPU	
1	A6	Mano	301	1	PLA	

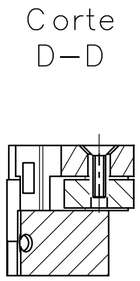
EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	DIB.: Diego Bustamante DIS.: Diego Bustamante REV.: Ing. Marco Guamán A.	ESCALA: 1:1
MANO		PRMA.003	FECHA: 11/2021







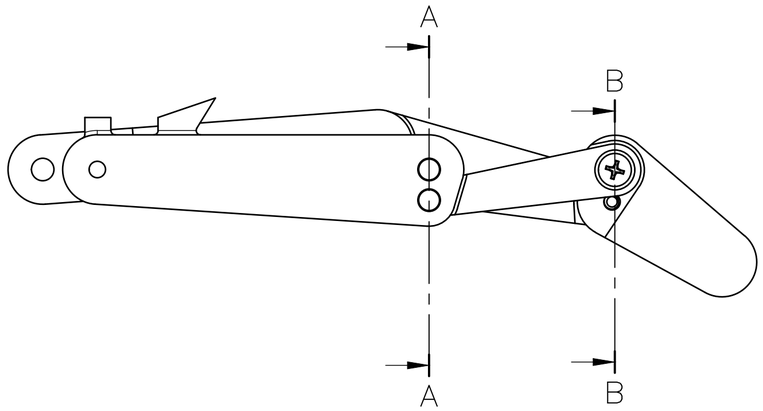




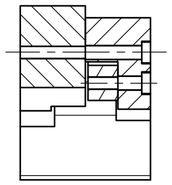
NOTA:
–LOS TORNILLOS SE ENROSCAN EN LOS AGUJEROS MIENTRAS SE LOS PRESIONA

N°	ZONA	DENOMINACIÓN	PLANO/NORMA	CANT.	MATERIAL	OBSERVACIÓN
9	A7	Eslabón c1	406	1	PETG	
8	A8	Eslabón b1–a2	405	1	PETG	
7	B8	Eslabón b2–a3	404	1	PETG	
6	C8	Tornillo Phillips	DIN 965	5	Acero	M2X0.4X8
5	B8	Eslabón c2	403	1	PETG	
4	B7	Pasador 2		1	Acero	Clavo 3 / 4''
3	B7	Pasador 1		1	Acero	Clavo 3 / 4''
2	B6	Eslabón a1–d2	402	1	PETG	
1	A6	Eslabón d1	401	1	PETG	

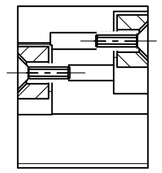
EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	DIB.: Diego Bustamante DIS.: Diego Bustamante REV.: Ing. Marco Guamán A.	ESCALA: 2:1
DEDO PULGAR		PRMA.004	FECHA: 11/2021

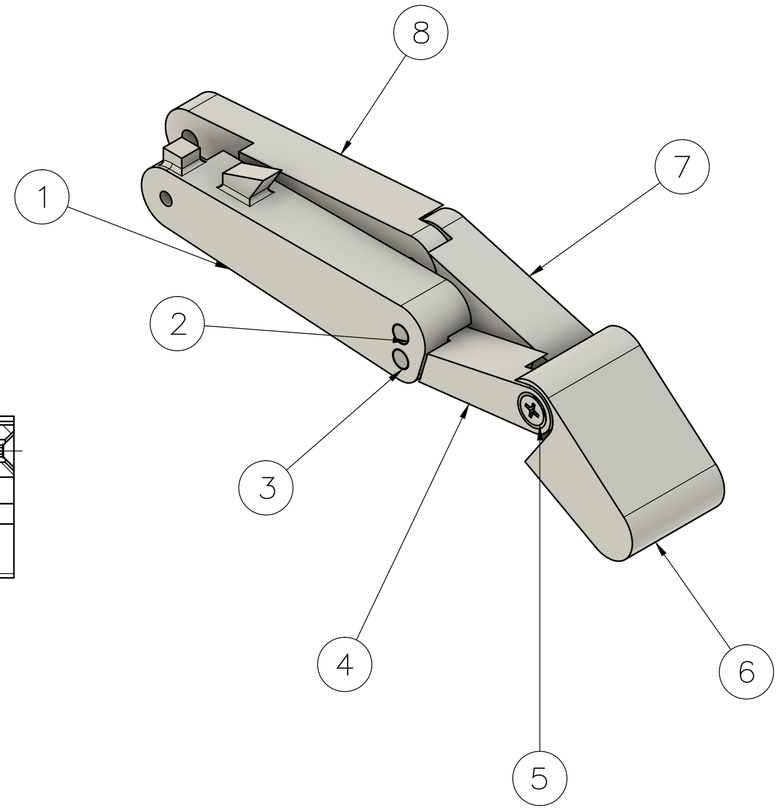


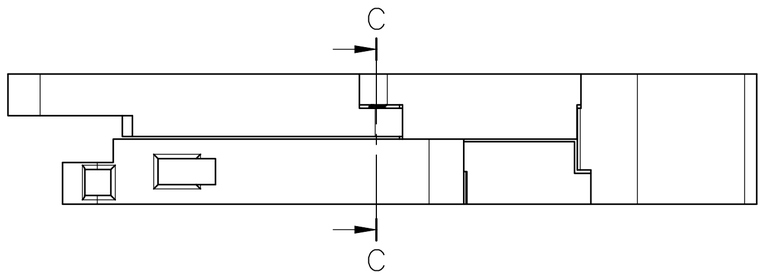
Corte
A–A



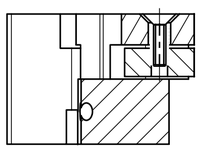
Corte
B–B







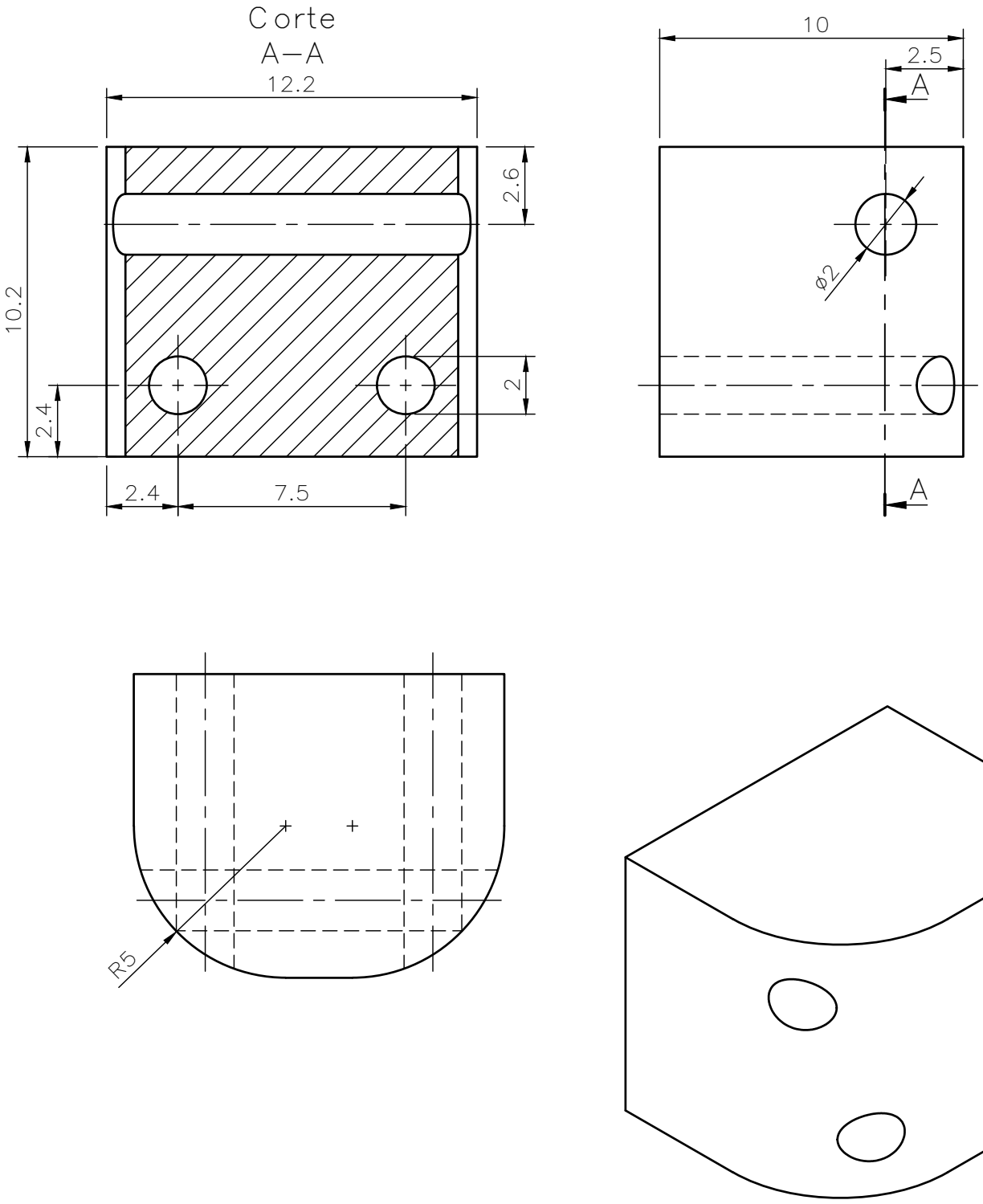
Corte
C–C



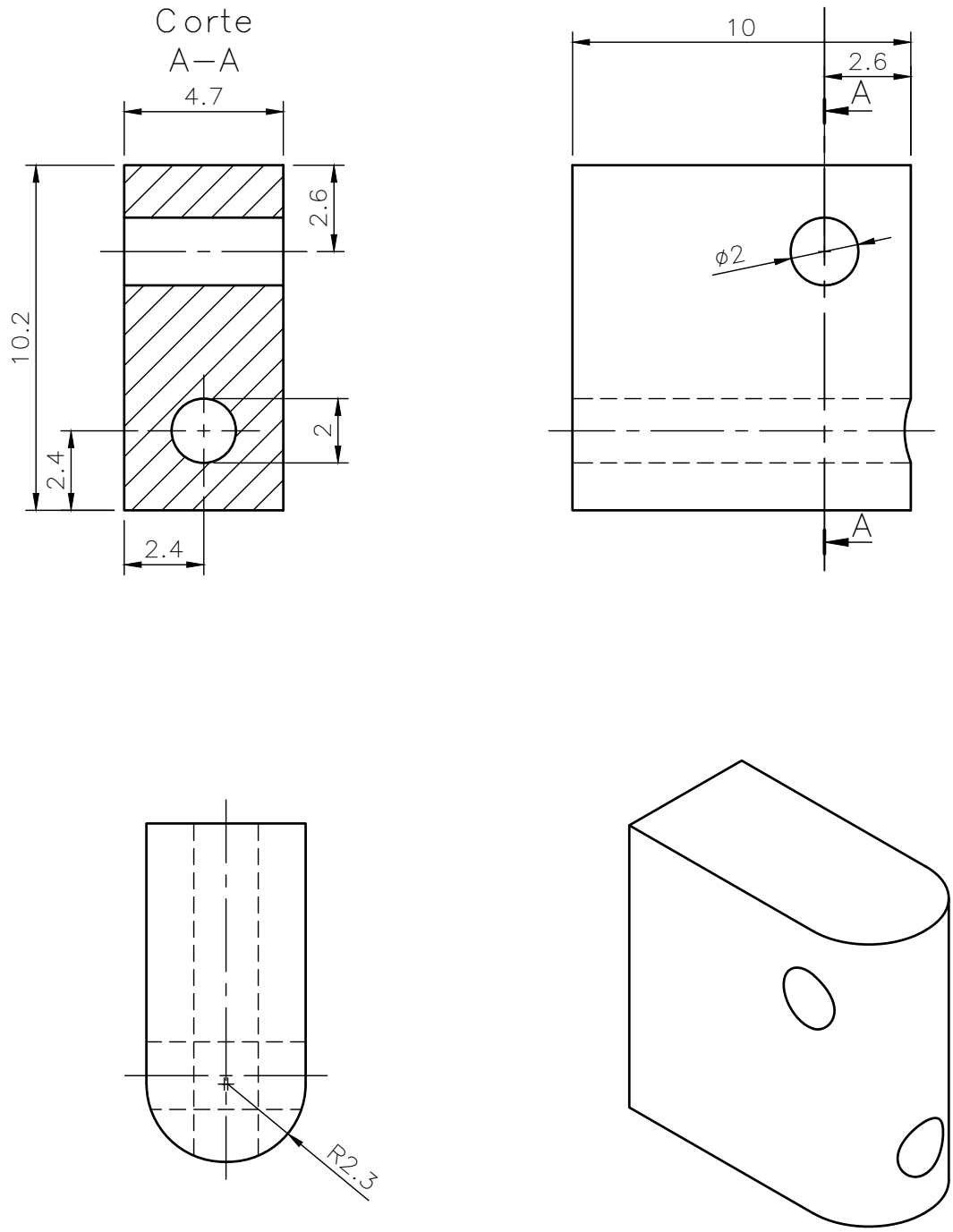
NOTA:
–LOS TORNILLOS SE ENROSCAN EN LOS AGUJEROS MIENTRAS SE LOS PRESIONA

N°	ZONA	DENOMINACIÓN	PLANO/NORMA	CANT.	MATERIAL	OBSERVACIÓN
8	A7	Eslabón c1	406	1	PETG	
7	A8	Eslabón b1–a2	502	1	PETG	
6	C8	Eslabón b2–a3	501	1	PETG	
5	C7	Tornillo Phillips	DIN965	3	Acero	M2X0.4X8
4	C7	Eslabón c2	403	1	PETG	
3	B7	Pasador 2		1	Acero	Clavo 3 / 4''
2	B6	Pasador 1		1	Acero	Clavo 3 / 4''
1	A6	Eslabón a1–d2	402	1	PETG	

EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	DIB.: Diego Bustamante DIS.: Diego Bustamante REV.: Ing. Marco Guamán A.	ESCALA: 2:1
DEDO		PRMA.005	FECHA: 11/2021

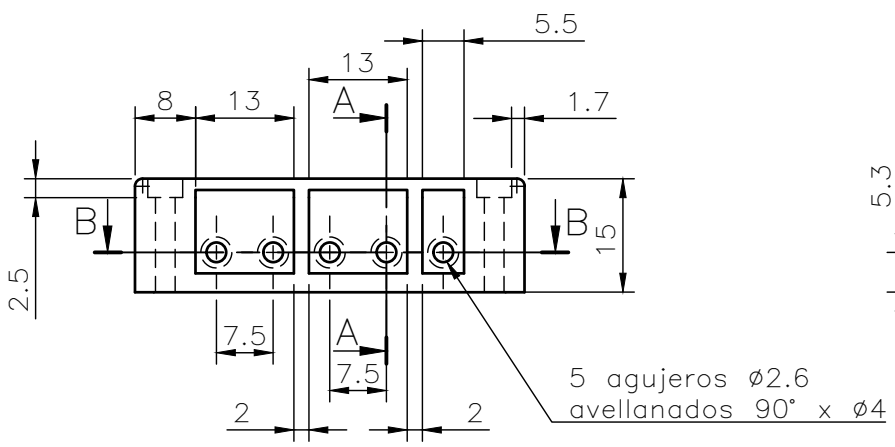


TRAT. TÉRMICO:	Ninguno		EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PETG		TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 5:1	DIB.:	Diego Bustamante
				DIS.:	Diego Bustamante
				REV.:	Ing. Marco Guamán A.
PIN TENSOR			PRMA.201	FECHA: 11/2021	

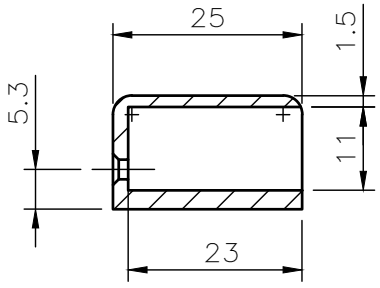


TRAT. TÉRMICO:	Ninguno		EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PETG		TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 5:1	DIB.:	Diego Bustamante
				DIS.:	Diego Bustamante
				REV.:	Ing. Marco Guamán A.
PIN TENSOR P			PRMA.202	FECHA: 11/2021	

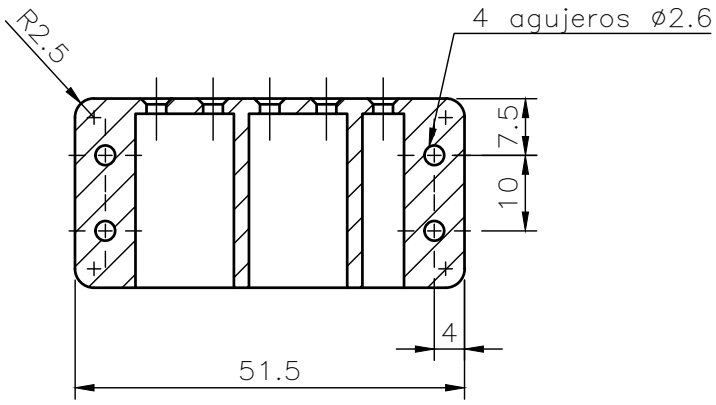
N11

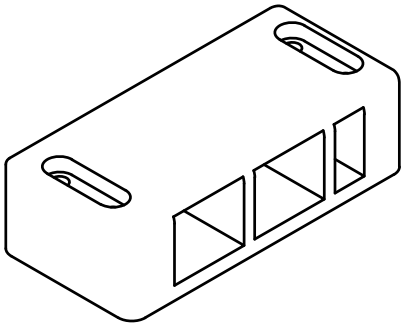


Corte
A–A



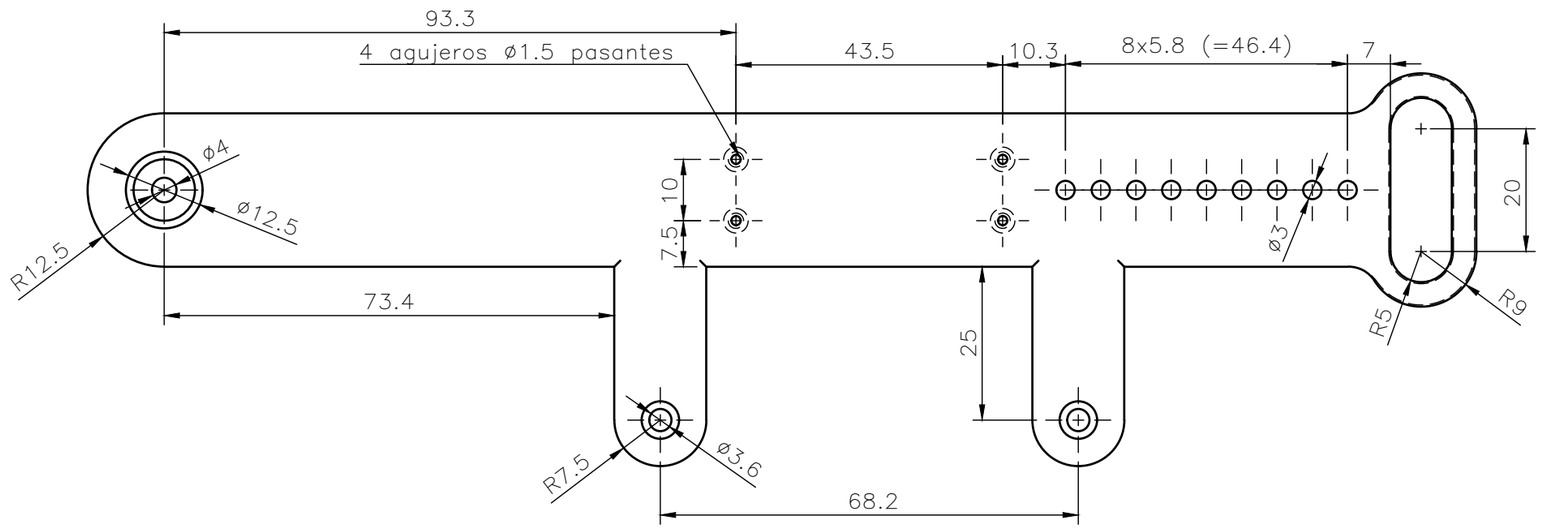
Corte
B–B

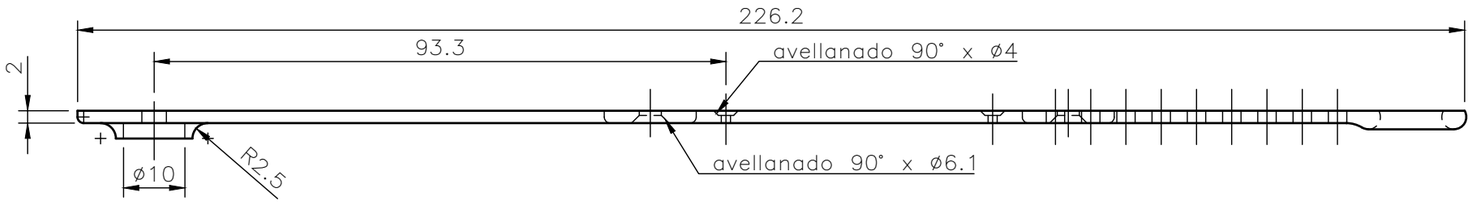


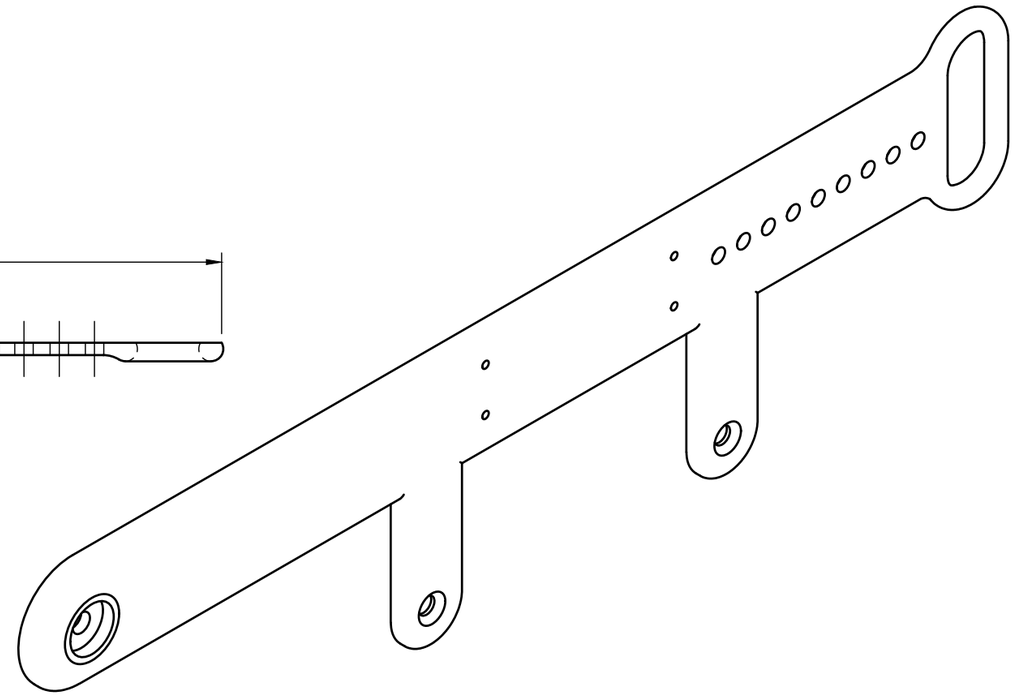


TRAT. TÉRMICO:	Ninguno		EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PLA		TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 1:1	DIB.:	Diego Bustamante
				DIS.:	Diego Bustamante
				REV.:	Ing. Marco Guamán A.
SUJETADOR			PRMA.203		FECHA: 11/2021

N11

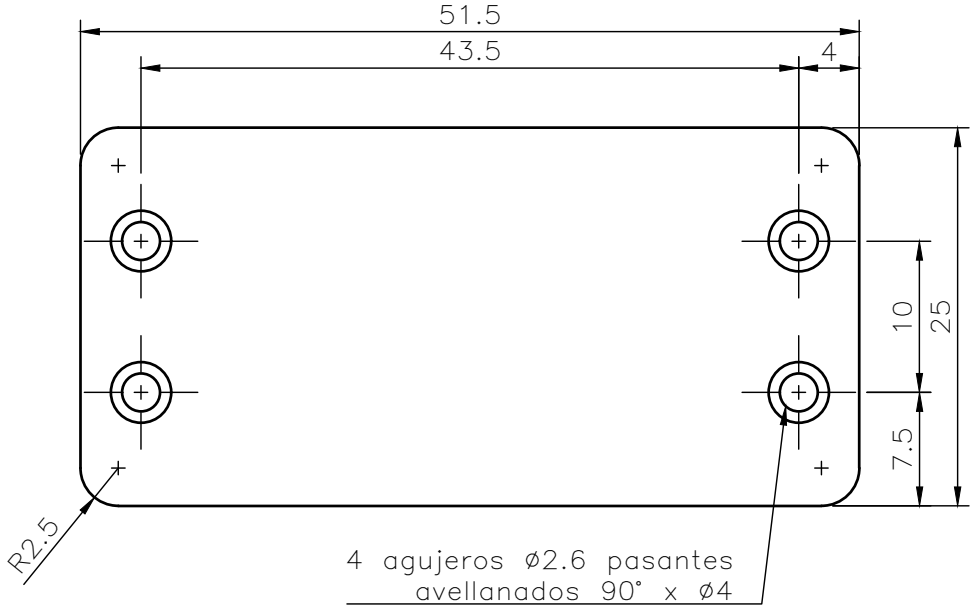


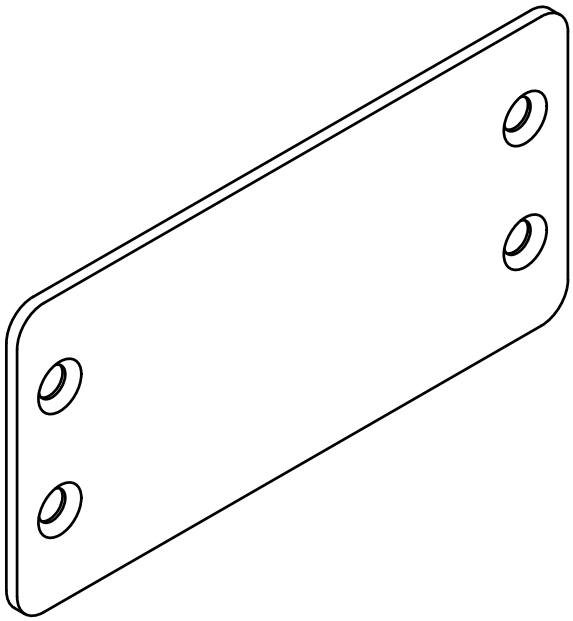




TRAT. TÉRMICO:	Ninguno		EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: TPU		TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 1:1	DIB.:	Diego Bustamante
				DIS.:	Diego Bustamante
				REV.:	Ing. Marco Guamán A.
CORREA			PRMA.204	FECHA: 11/2021	

N11

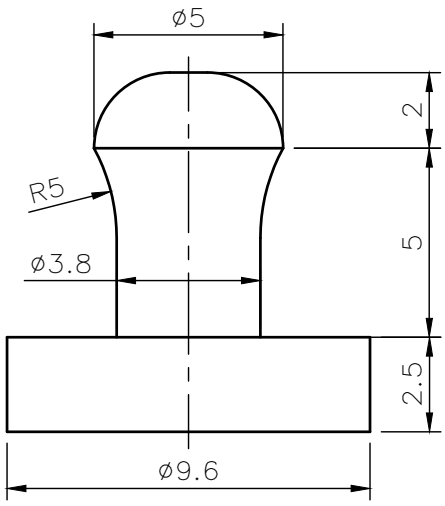


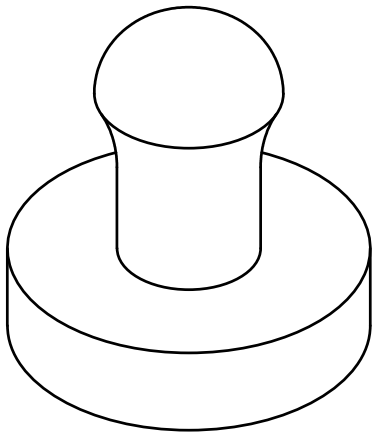


Nota:
—Espesor de pieza 1 mm

TRAT. TÉRMICO:	Ninguno		EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PLA		TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 2:1	DIB.:	Diego Bustamante
				DIS.:	Diego Bustamante
				REV.:	Ing. Marco Guamán A.
BASE			PRMA.205	FECHA: 11/2021	

N11

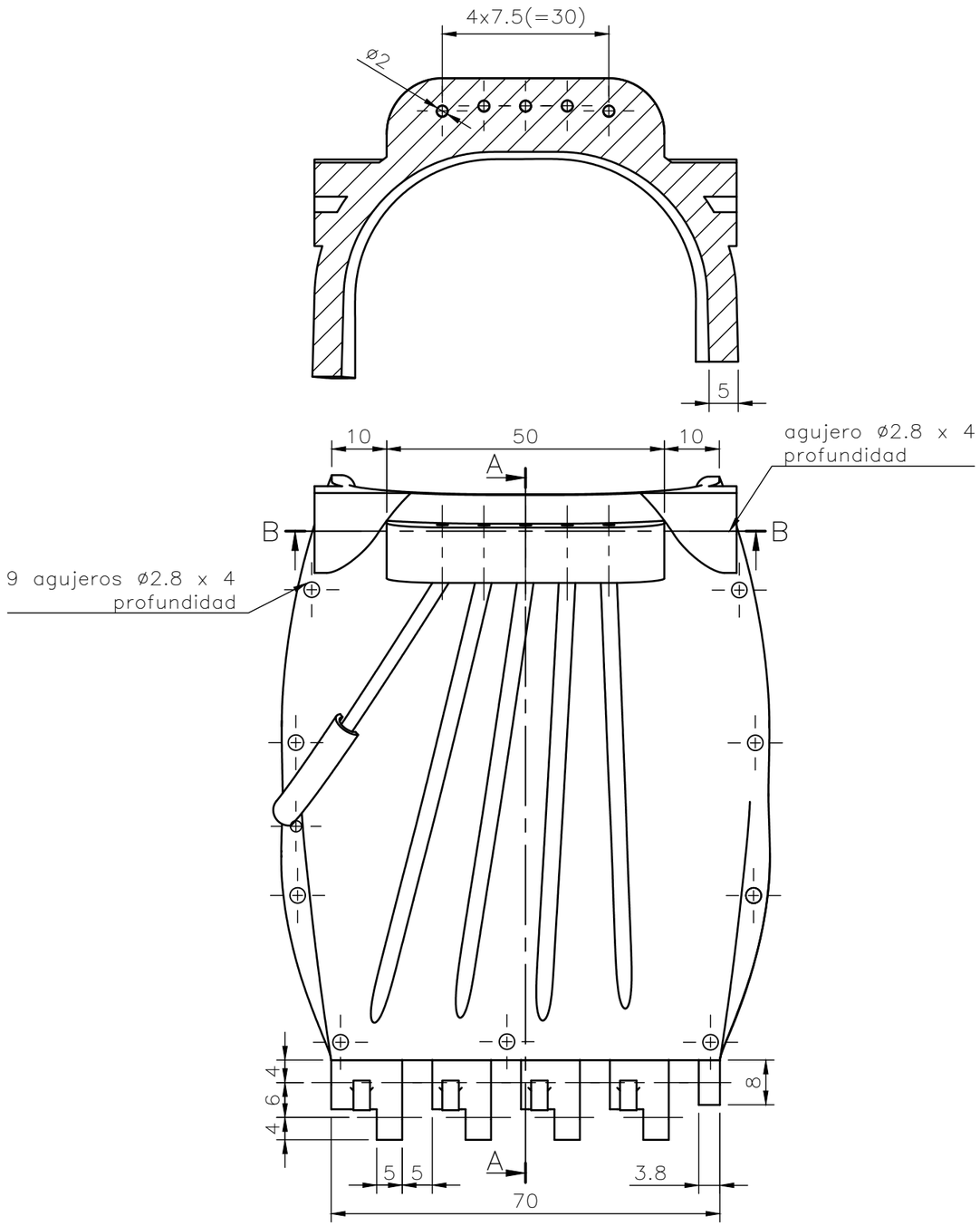




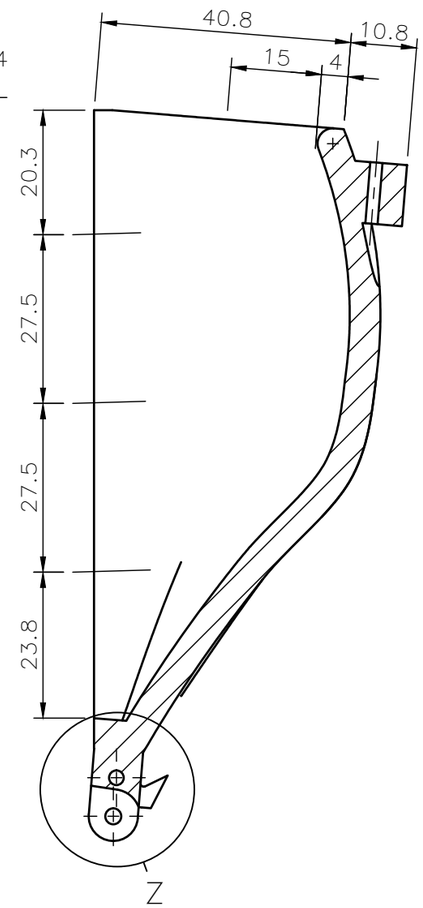
TRAT. TÉRMICO:	Ninguno		EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PLA		TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 5:1	DIB.:	Diego Bustamante
				DIS.:	Diego Bustamante
				REV.:	Ing. Marco Guamán A.
BROCHE			PRMA.206		FECHA: 11/2021

N11

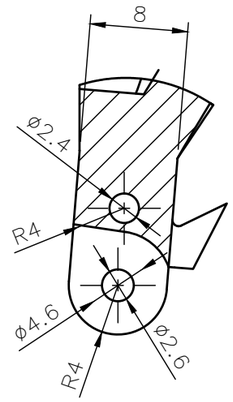
Corte
B–B

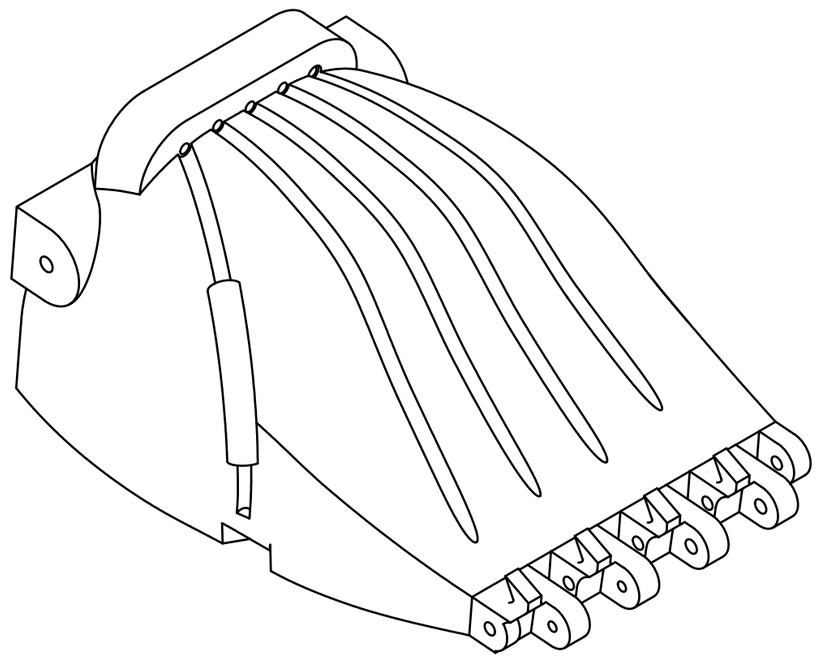


Corte
A–A



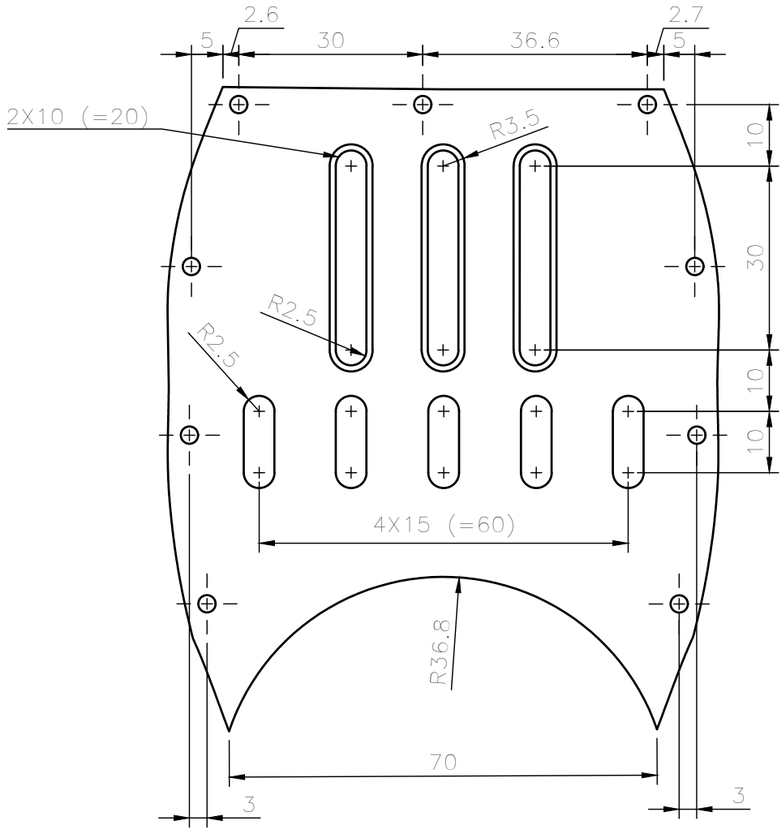
Detalle Z Escala (2:1)

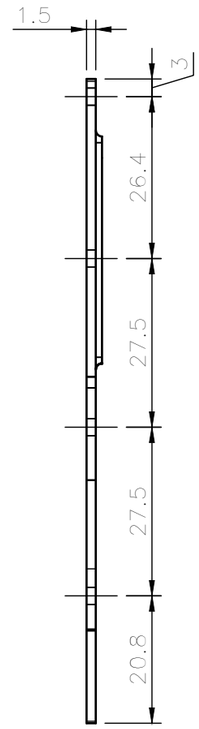


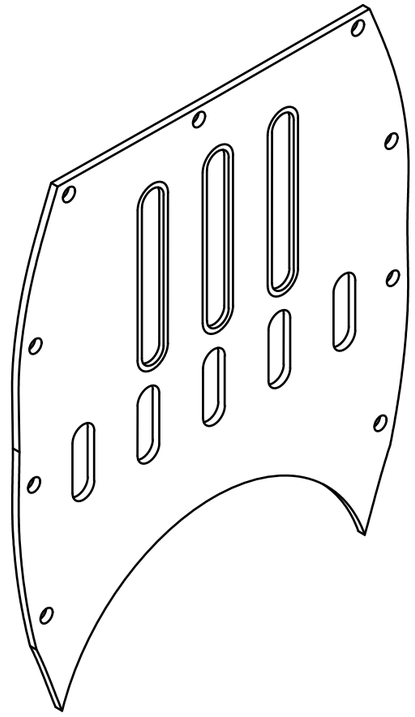


TRAT. TÉRMICO:	Ninguno		EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PLA		TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 1:1	DIB.:	Diego Bustamante
				DIS.:	Diego Bustamante
				REV.:	Ing. Marco Guamán A.
MANO			PRMA.301		FECHA: 11/2021

N11

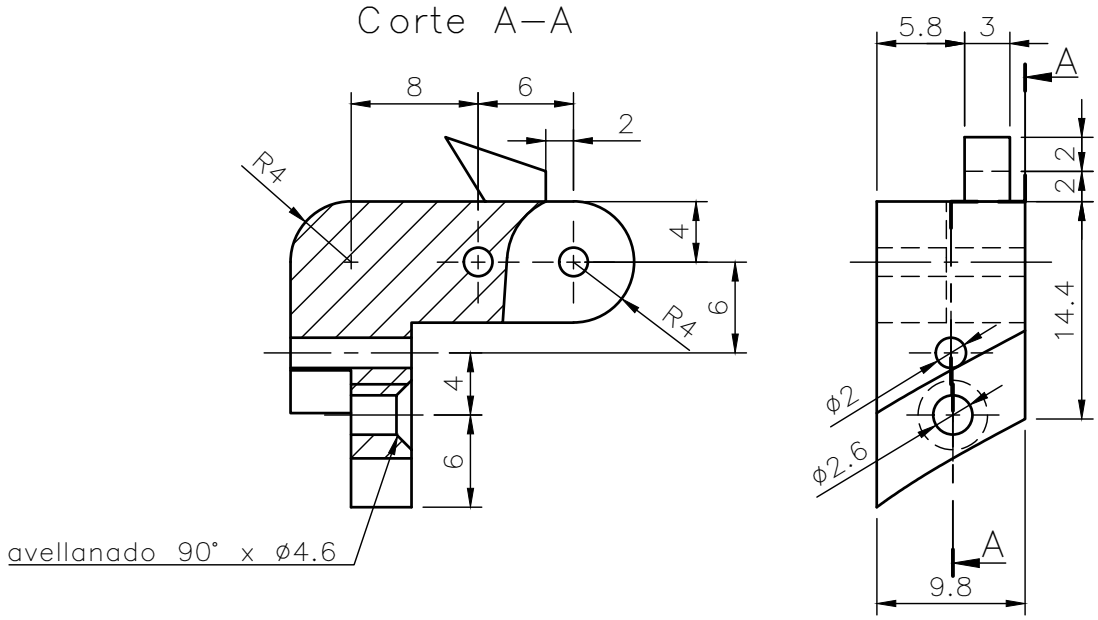


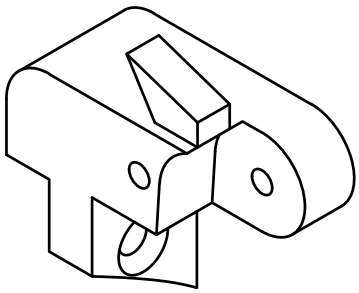




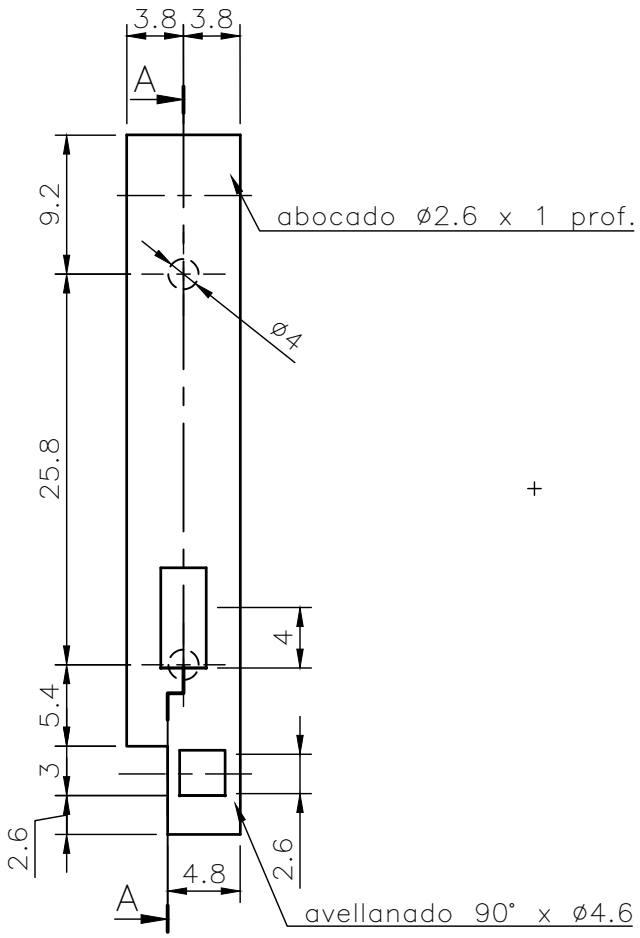
TRAT. TÉRMICO:	Ninguno		EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: TPU		TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 1:1	DIB.:	Diego Bustamante
				DIS.:	Diego Bustamante
				REV.:	Ing. Marco Guamán A.
PALMA			PRMA.302		FECHA: 11/2021

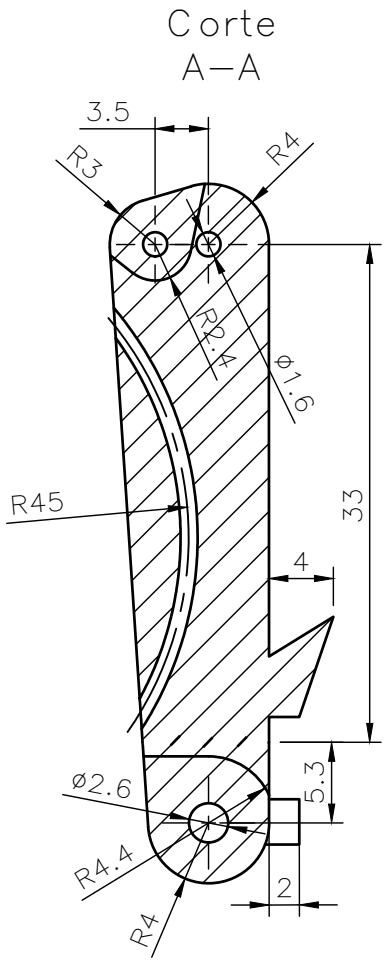
N11

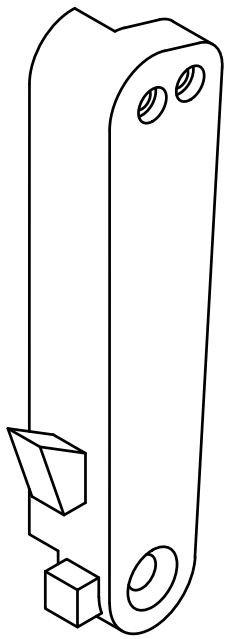




TRAT. TÉRMICO:	Ninguno		EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PETG		TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 2:1	DIB.:	Diego Bustamante
				DIS.:	Diego Bustamante
				REV.:	Ing. Marco Guamán A.
ESLABÓN d1 P			PRMA.401		FECHA: 11/2021



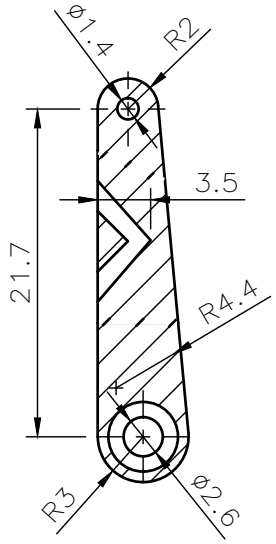


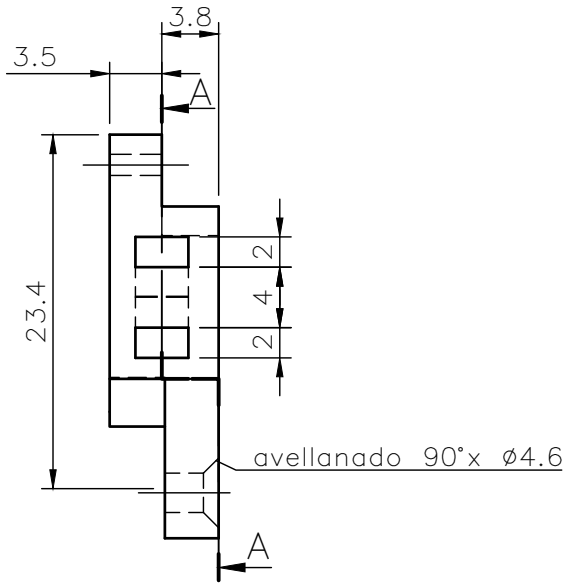


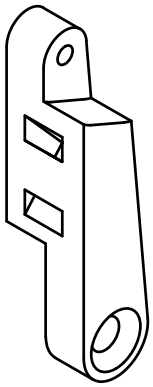
TRAT. TÉRMICO:	Ninguno	EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA		
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PETG	TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 2:1	DIB.:	Diego Bustamante	
			DIS.:	Diego Bustamante	
			REV.:	Ing. Marco Guamán A.	
ESLABÓN a1–d2 D		PRMA.402			FECHA: 11/2021

N11

Corte
A—A

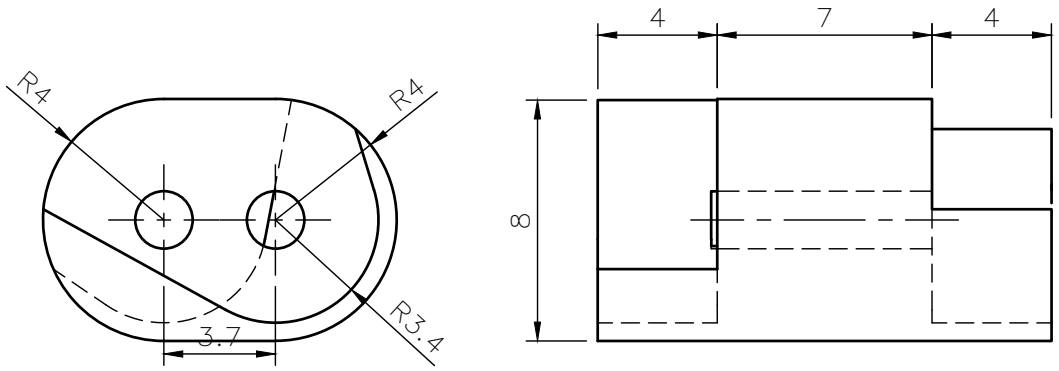


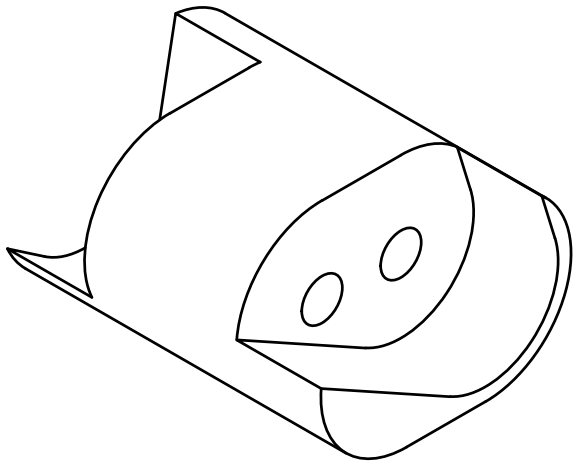




TRAT. TÉRMICO:	Ninguno	EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA		
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PETG	TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 2:1	DIB.:	Diego Bustamante	
			DIS.:	Diego Bustamante	
			REV.:	Ing. Marco Guamán A.	
ESLABÓN c2		PRMA.403			FECHA: 11/2021

N11

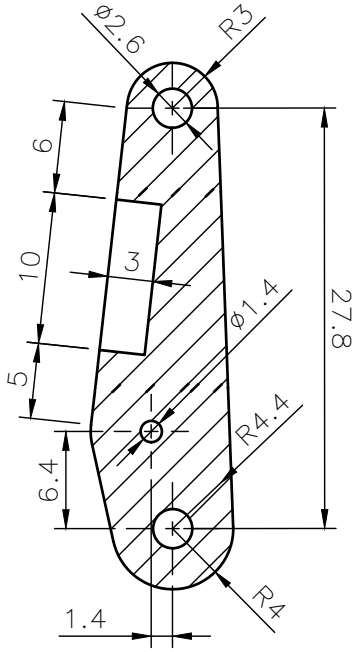


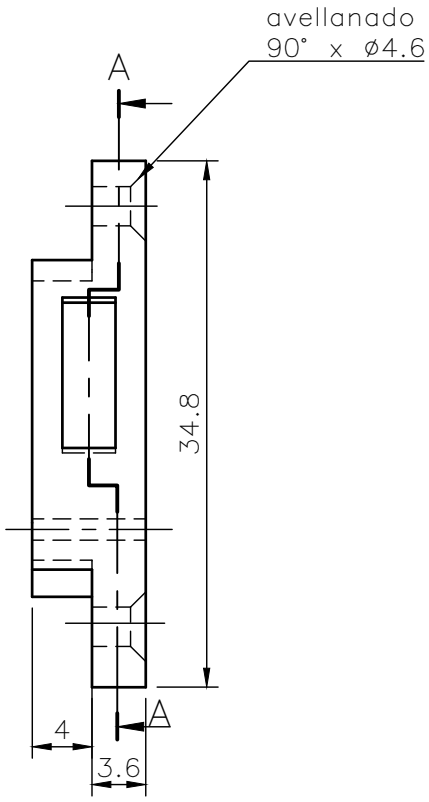


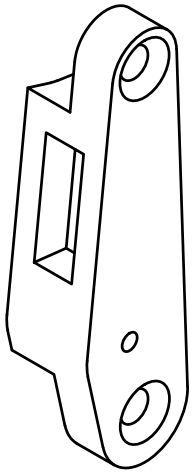
TRAT. TÉRMICO:	Ninguno	EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA		
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PETG	TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 4:1	DIB.:	Diego Bustamante	
			DIS.:	Diego Bustamante	
			REV.:	Ing. Marco Guamán A.	
ESLABÓN b2–a3 P		PRMA.404			FECHA: 11/2021

N11

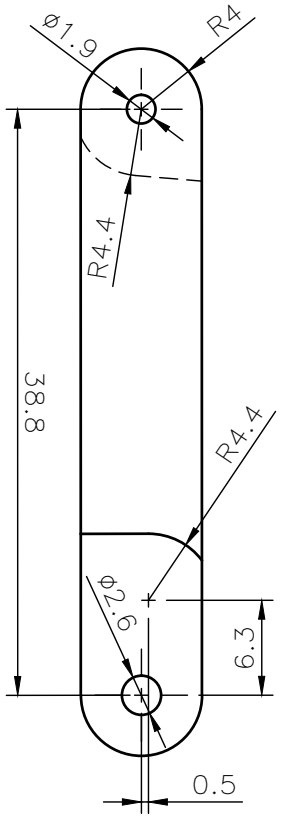
Corte
A–A

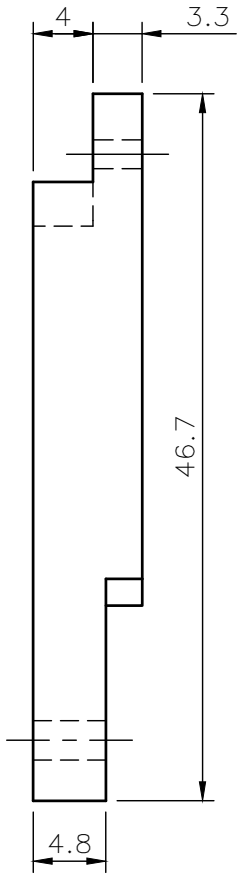


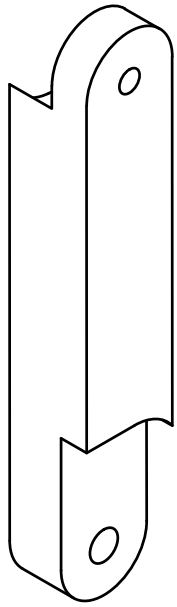




TRAT. TÉRMICO:	Ninguno	EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA		
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PETG	TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 2:1	DIB.:	Diego Bustamante	
			DIS.:	Diego Bustamante	
			REV.:	Ing. Marco Guamán A.	
ESLABÓN b1–a2 P		PRMA.405			FECHA: 11/2021

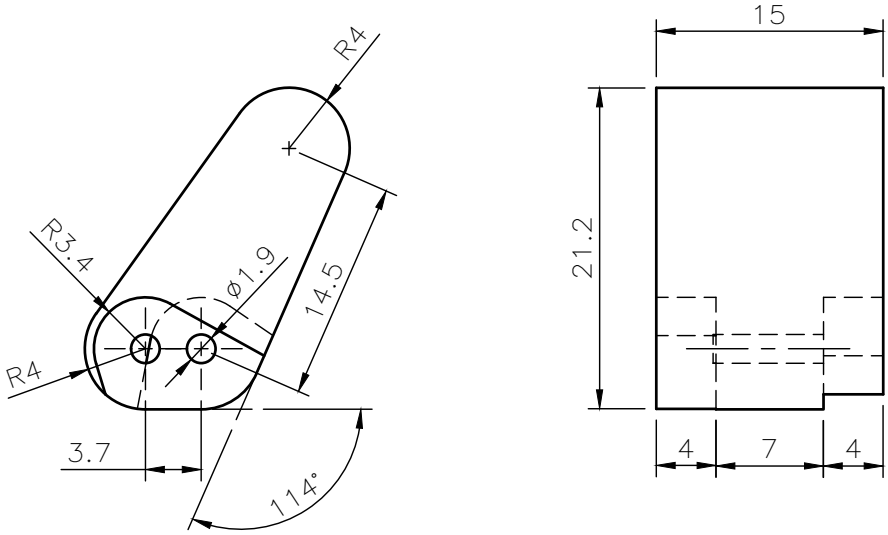


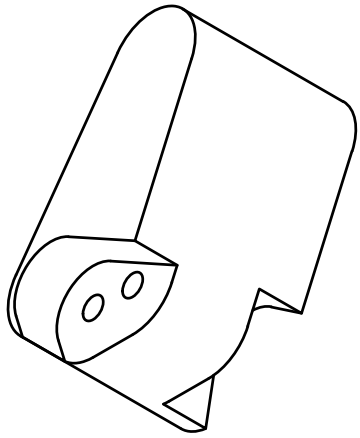




TRAT. TÉRMICO:	Ninguno	EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA		
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PETG	TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 2:1	DIB.:	Diego Bustamante	
			DIS.:	Diego Bustamante	
			REV.:	Ing. Marco Guamán A.	
ESLABÓN c1		PRMA.406			FECHA: 11/2021

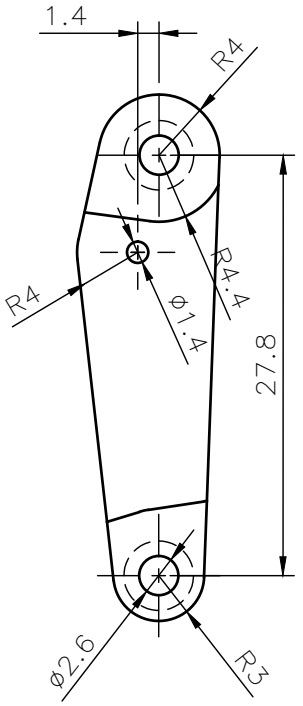
N11

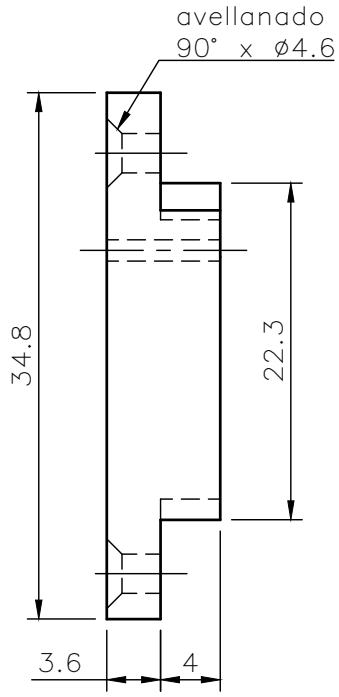


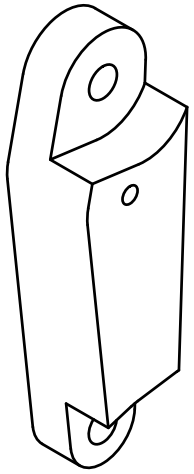


TRAT. TÉRMICO:	Ninguno	EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA		
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PETG	TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 2:1	DIB.:	Diego Bustamante	
			DIS.:	Diego Bustamante	
			REV.:	Ing. Marco Guamán A.	
ESLABÓN b2–a3		PRMA.501			FECHA: 11/2021

N11







TRAT. TÉRMICO:	Ninguno		EPN	FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA	
RECUBRIMIENTO:	Ninguno				
MATERIAL: PETG		TOL.GRAL.: ±0.4	ESCALA: 2:1	DIB.:	Diego Bustamante
				DIS.:	Diego Bustamante
				REV.:	Ing. Marco Guamán A.
ESLABÓN b1–a2			PRMA.502	FECHA: 11/2021	

Anexo VIII

EVIDENCIA FOTOGRÁFICA (PACIENTE 1)

UPER NIÑO
UPER NIÑO
UPER NIÑO

Anexo IX

EVIDENCIA FOTOGRÁFICA (PACIENTE 2)

TRUPER

Anexo X

RESULTADOS OBTENIDOS POR GERARDI MARÍA

		Parametric Hand and Flexy–Hand 2 Results			
		Smooth Fingertip	Dome Fingertip	Plasti-dip Fingers	Money Counter Fingers
Hook Grip:	Pitcher	✓	✓	✓	✓
	Plastic Bag with Blocks Inside	✓	✓	✓	✓
Spherical Grip:	Orange Fruit	✓	✓	✓	✓
Tripod pinch:	Large Marker	✓	✓	✓	✓
Extension Grip:	Plate	✗	✗	✓	✓
	Cracker box	✓	✓	✓	✓
Cylindrical Grip:	Small Coffee Can	✗	✗	✓	✓
	Small Power Drill	✓	✓	✓	✓
Diagonal Volar Grip:	Small Skillet	✗	✓	✓	✓
Lateral Pinch:	Small Pliers	✓	✓	✓	✓
	Key	✗	✗	✓	✓
Index Pressing:	Light Switch	✓	✓	✓	✓

	Parametric Hand			Flexy-Hand 2		
	Round 1 (sec)	Round 2 (sec)	Round 3 (sec)	Round 1 (sec)	Round 2 (sec)	Round 3 (sec)
Part 1: Writing	13.03	11.77	11.9	16.89	15.79	10.95
Part 2: Card Turning	13.04	12.36	11.43	14.45	14.19	12.59
Part 3: Small Common Objects	58.29	59.97	55.36	59.96	57.09	58.87
Part 4: Simulated Feeding	17.28	22	21.09	22.34	24.94	20.75
Part 5: Tea Candles	8.14	5.8	8.42	15.97	12.81	10.86
Part 6: Large Light Objects	9.77	9.18	7.61	18.22	16.95	17.72
Part 7: Large Heave Objects	11.17	9.28	8.6	18.33	19.71	16.92

ORDEN DE EMPASTADO