
Diseño e implementación de prótesis transradial con actuadores para una doble amputación

José Alejandro Duarte Godínez



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Diseño e implementación de prótesis transradial con
actuadores para una doble amputación**

Trabajo de graduación presentado por José Alejandro Duarte Godínez
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2023

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Diseño e implementación de prótesis transradial con
actuadores para una doble amputación**

Trabajo de graduación presentado por José Alejandro Duarte Godínez
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2023

Vo.Bo.:

(f) 
Ing. Kurt Kellner

Tribunal Examinador:

(f) 
M. Sc. José Eduardo Morales

(f) 
M. Sc. Pedro Castillo

(f) 
M. Sc. Marvin Najarro

Fecha de aprobación: Guatemala, 13 de enero de 2024

Es con gran satisfacción y humildad que presento esta tesis titulada "Diseño e implementación de prótesis transradial con actuadores para una doble amputación". Este proyecto representa el resultado de un año de dedicación apasionada, investigación minuciosa y esfuerzo continuo en busca de una solución que mejore significativamente la calidad de vida de las personas que han experimentado la pérdida de su extremidad superior.

Desde el inicio de esta travesía, mi compromiso fue claro: contribuir al campo de la ingeniería biomédica y la rehabilitación, aplicando mis conocimientos para desarrollar una prótesis de brazo que fuera más funcional y cómoda para las personas con amputaciones transradiales.

El camino hacia la realización de este proyecto no estuvo exento de desafíos, pero fue en esos desafíos donde encontré la motivación para seguir adelante. Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mis compañeros, cuya colaboración y debates enriquecedores ayudaron enormemente en este proyecto. Agradezco a mi familia y amigos por su apoyo inquebrantable, por ser mi red de seguridad emocional en los momentos de incertidumbre y a mi querida amada novia que estuvo en sus tiempos libres apoyándome y ayudándome en lo que pudiese.

Esta tesis es el resultado de un año de trabajo arduo, pero representa un pequeño paso en un camino más amplio hacia la mejora de la calidad de vida de las personas con amputaciones transradiales. Mi esperanza es que este proyecto contribuya a avanzar en la comprensión y el desarrollo de prótesis de extremidades superiores más eficaces y asequibles, que permitan a las personas recuperar su independencia y su confianza.

Prefacio	III
Lista de figuras	VII
Lista de cuadros	VIII
Resumen	IX
Abstract	X
1. Introducción	1
2. Antecedentes	2
2.1. Prótesis biónica de una mano humana	2
2.2. Diseño e implementación de un nuevo modelo de la mano de la Prótesis Biónica Transhumeral	3
2.3. Desarrollo y Construcción de Prótesis Robótica para Personas con Amputación Transradial	4
2.4. Diseño y construcción de prototipo de prótesis biónica, usando tecnología de impresión 3d para personas discapacitadas por amputaciones transradiales del brazo derecho	5
2.5. Diseño y construcción de un prototipo de prótesis biónica para amputación transradial controlada por bio sensores musculares	6
3. Justificación	7
4. Objetivos	8
4.1. Objetivo general	8
4.2. Objetivos específicos	8
5. Alcance	9

6. Marco teórico	10
6.1. Prótesis de extremidad superior	10
6.1.1. Prótesis activas	10
6.2. Método de proceso de diseño	11
6.2.1. Reconocimiento de la necesidad	11
6.2.2. Definición del problema	11
6.2.3. Síntesis	12
6.2.4. Análisis y optimización	12
6.2.5. Evaluación	12
6.2.6. Presentación	12
6.3. Fabricación digital mediante impresión 3D	13
6.3.1. Modelado por deposición fundida	13
6.3.2. Estereolitografía	14
6.3.3. Material PLA y PETG	14
7. Diseño y fabricación digital de prótesis	16
7.1. Prototipos	16
7.1.1. Prototipo 1	16
7.1.2. Prototipo 2	17
7.1.3. Prototipo 3	19
7.2. Prototipo 4	20
7.2.1. Diseño de eslabones	21
7.2.2. Fabricación de eslabones	23
7.2.3. Análisis de esfuerzos mecanismo	24
7.2.4. Prueba de movilidad de eslabones	27
7.2.5. Resultados de movilidad de dedo de garra	27
7.2.6. Diseño de resorte de torsión	28
7.2.7. Diseño de engranes y tornillos sin fin	33
7.2.8. Fabricación de engranes y tornillos sin fin	38
7.2.9. Pruebas de movimiento de engranes y tornillos sin fin	40
7.2.10. Resultados de movilidad de conjuntos de engranes y tornillos sin fin	41
7.2.11. Diseño de base de mecanismo	41
7.2.12. Fabricación y resultados de base del mecanismo	42
7.2.13. Resultados de prueba mecánica de mecanismo completo de garra	43
7.3. Antebrazo	44
7.3.1. Diseño de antebrazo	44
7.3.2. Análisis de esfuerzos de antebrazo	47
7.3.3. Fabricación de antebrazo	49
7.3.4. Prueba y resultados de antebrazo de prótesis	50
7.3.5. Modificación de base del mecanismo	51
7.3.6. Arnés	53
7.4. Accionamiento del mecanismo con actuadores eléctricos	57
8. Conclusiones	60
9. Recomendaciones	61
10. Bibliografía	62

1.	Esquema de proceso de diseño [7]	11
2.	Proceso de impresión 3D con extrusor [10]	13
3.	Proceso de impresión 3D con resina [10]	14
4.	Propiedades físicas y mecánicas del PLA y PETG [11]	15
5.	Prototipo mano estéticamente humana.	17
6.	Prototipo versión pinza.	18
7.	Prototipo mano estéticamente humana accionado con engranes cónicos.	19
8.	Mecanismo de dedo robótico de tres falanges subactuado [12].	20
9.	Prototipo de una pinza subactuada de dos dedos [12].	22
10.	Diseño asistido por computadora de dedo para garra.	22
11.	Eslabón L_{AD} actuado para movimiento síncrono de garra.	23
12.	Eslabón L_{AE} actuado para movimiento de falange distal.	23
13.	Eslabones impresos en PLA.	24
14.	Posición de agarre crítico.	24
15.	Posición de cargas y momentos para la simulación.	25
16.	Simulación de esfuerzos en el mecanismo de dedo.	26
17.	Prueba de movimiento entre eslabones.	27
18.	Dedo implementado de garra.	28
19.	Constantes para estimar la resistencia de tensión mínima de alambres para fabricar resortes comunes [7].	30
20.	Ángulo de la ubicación del extremo libre [7].	32
21.	Resorte de torsión colocado en dedo del mecanismo.	33
22.	Parámetros del generador de engranes.	34
23.	Tabla de ángulos de presión según el número de dientes [7].	36
24.	Medidas para tornillo y engrane para movimiento síncrono.	37
25.	Medidas para tornillo y engrane para movimiento de falange distal.	37
26.	Diseño de tornillo y engrane para movimiento síncrono de garra.	38
27.	Diseño de tornillo y engrane para movimiento de falange distal.	38
28.	Engrane y tornillo sin fin impresos en PLA.	39
29.	Engrane y tornillo sin fin impresos en ASA.	39
30.	Engrane y tornillo sin fin impresos en Resina.	40
31.	Engrane y tornillo sin fin impresos en PETG.	40

32. Conjunto de engranes y tornillos sin fin del mecanismo.	41
33. Diseño asistido por computadora de ensamble de base del mecanismo.	42
34. Ensamble de la base de la garra.	43
35. Ensamble completo de la garra.	44
36. Elipses con medidas de brazo.	45
37. Antebrazo para prótesis.	45
38. Antebrazo con modificaciones de corte.	46
39. Método de unión para las dos mitades del antebrazo.	47
40. Método de sujeción entre el antebrazo y base de mecanismo.	47
41. Dirección de fuerza aplicada en antebrazo.	48
42. Separación de antebrazo por corte horizontal.	50
43. Prueba de impresión preliminar de antebrazo.	50
44. Ensamble completo de antebrazo.	51
45. Diseño nuevo de base de mecanismo.	52
46. Acoplador de base de mecanismo con antebrazo.	52
47. Elaboración de arnés.	53
48. Elaboración de argolla base.	54
49. Argolla con forma del antebrazo.	54
50. Mitad de sujetador de prótesis.	55
51. Segunda mitad de sujetador de prótesis.	55
52. Método de sujeción entre ajustador y argolla.	56
53. Ensamble completo de prótesis.	56
54. Prueba de sujetador con arnes.	57
55. Pruebas de agarre paralelo en posición vertical.	58
56. Pruebas de agarre adaptable en posición horizontal.	59
57. Pruebas de agarre adaptable en posición vertical.	59

Lista de cuadros

1.	Parámetros cinemáticos del dedo robótico [12].	21
2.	Tabla de objetos agarrados con agarre paralelo en posición vertical.	58
3.	Tabla de objetos agarrados con agarre adaptable en posición horizontal.	58
4.	Tabla de objetos agarrados con agarre adaptable en posición vertical.	59

En este trabajo se llevó a cabo el diseño de una prótesis transradial para una doble amputación. En la elaboración del mismo, se plantearon primeramente los siguientes objetivos: implementar prótesis utilizando tecnologías de fabricación digital, probar el funcionamiento del mecanismo implementado y evaluar el mecanismo con actuadores eléctricos. La estructura de realización del proyecto fue de manera iterativa, donde se procedió a realizar el diseño 3D de la prótesis, ejecutar pruebas de fabricación y corregir cualquier error en el diseño que se presentara en dichas pruebas.

Para la prótesis en cuestión, se optó por un diseño tipo garra que ofreciera tanto agarre paralelo como agarre angular, además de ser adaptable a la forma del objeto a manipular. Para la implementación de esta prótesis, se utilizó la fabricación mediante impresión 3D, ya que se consideró la opción más versátil, económica y rápida para su elaboración. Los materiales más adecuados para el mecanismo de la mano fueron el PLA y el PETG, ya que, tras realizar pruebas preliminares de movimiento de los diferentes componentes, no presentaron fallas ni interferencias entre ellos. Además, estos materiales no mostraron una alta fricción durante las pruebas de movilidad, lo que permitió un movimiento fluido.

Una vez que todas las piezas fueron fabricadas utilizando los materiales mencionados y ensambladas, se llevaron a cabo pruebas de accionamiento del mecanismo completo de la prótesis. Estas pruebas de accionamiento arrojaron como resultado un movimiento constante, suave y firme en cada uno de los componentes que componían el mecanismo seleccionado. Las pruebas realizadas con los actuadores eléctricos produjeron un tipo de movimiento similar al de la prueba mecánica. Esto permitió realizar tanto un agarre paralelo como un agarre adaptable a la forma de objeto en orientación vertical y horizontal.

In this work, the design of a transradial prosthesis for a double amputation was carried out. In its development, the following objectives were initially set: to implement prostheses using digital manufacturing technologies, test the functionality of the implemented mechanism, and evaluate the mechanism with electric actuators. The project's execution structure was iterative, where the 3D design of the prosthesis was first created, followed by manufacturing tests, and the correction of any design errors that arose during these tests.

For the prosthesis in question, a claw-type design was chosen to offer both parallel and angular grip, as well as adaptability to the shape of the object to be manipulated. 3D printing was used for the implementation of this prosthesis as it was considered the most versatile, cost-effective, and rapid option for its production. The most suitable materials for the hand mechanism were PLA and PETG, as they did not show failures or interferences during preliminary movement tests of the different components. Additionally, these materials did not exhibit high friction during mobility tests, allowing for smooth movement.

Once all the pieces were manufactured using the mentioned materials and assembled, tests were conducted to operate the entire mechanism of the prosthesis. These activation tests resulted in a constant, smooth, and firm movement in each of the components that made up the selected mechanism. The tests performed with the electric actuators produced a type of movement similar to the mechanical test. This allowed for both a parallel grip and an adaptable grip to the shape of an object in both vertical and horizontal orientations.

En este proyecto, se planteó el diseño e implementación de una prótesis específicamente diseñada para una amputación en una extremidad superior del cuerpo. La prótesis en cuestión se creó para una persona con doble amputación transradial. Los objetivos de este proyecto incluyeron la implementación de prótesis utilizando tecnologías de fabricación digital, la evaluación del funcionamiento del mecanismo implementado y, finalmente, la comprobación del funcionamiento del mecanismo con actuadores eléctricos. El proceso se llevó a cabo de manera iterativa, comenzando con el diseño 3D y luego realizando pruebas de implementación para verificar su correcto funcionamiento. Cualquier falla que se identificara durante las pruebas se corrigió en el diseño.

Este trabajo se estructura comenzando con los prototipos propuestos al inicio del proyecto. A continuación, se detallan las razones por las cuales se descartaron algunos de estos prototipos, como por ejemplo el prototipo tipo garra de agarre paralelo que se descartó por su gran tamaño y por el hecho que su margen de agarre era muy reducido haciendo que fuera limitada la cantidad de objetos que se podrían manipular con este. Luego, se presenta una descripción detallada del mecanismo seleccionado para la mano de la prótesis, incluyendo su estructura y las razones por las cuales se considera ideal, tomando en cuenta las limitaciones de los prototipos descartados. Posteriormente, se aborda el diseño de los eslabones, engranajes y la base del mecanismo seleccionado, describiendo las herramientas utilizadas y las decisiones tomadas para su elaboración. Después, se detalla el proceso de fabricación digital de diferentes partes del mecanismo, incluyendo sus iteraciones con distintos materiales hasta la selección del más adecuado. Como siguiente subcapítulo, se presentan las pruebas mecánicas del mecanismo completo, donde se verifica su funcionamiento en lo que respecta al movimiento de las partes que lo componen. Luego viene el diseño e implementación del antebrazo para que el paciente en cuestión pueda colocarse la prótesis. Posteriormente, se aborda la fabricación del arnés junto con el diseño del sujetador que se ensambla al antebrazo de la prótesis para evitar que esta se caiga. Por último, se describen las pruebas realizadas con los actuadores colocados en el mecanismo, mencionando el tipo de actuador utilizado y las pruebas de agarre realizadas con diferentes objetos.

2.1. Prótesis biónica de una mano humana

En este proyecto se tenía como intención el implementar una prótesis de mano controlada mediante el uso de señales musculares. Otro objetivo definido fue que la prótesis fuera estéticamente agradable para el usuario y lo suficientemente resistente para soportar golpes de frío o calor. También se quería que este fuera lo más liviana posible para que fuera fácil de cargar. El movimiento de la mano se haría por medio de una mecanismo junto con sus actuadores para accionarse [1].

Los autores seleccionaron los servo motores como actuadores para movilizar la prótesis de la mano. Se tomaron en consideración diferentes características tales como: precio, tamaño y la posición donde se implementaría el actuador. El diseño seleccionado por lo autores fue una prótesis que tuviera un gran rango de movilidad para acercarse, en lo posible, al de la mano humana. Este diseño cuenta con un total de 16 grados de libertad y 6 grados de movimiento proporcionando una buena aproximación a una mano real. Para seleccionar el material con el cual se fabricaría la prótesis se tomaron el polipropileno y Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (por sus siglas en inglés: UHMW). Se obtuvieron muestras de ambos materiales a los cuales se les realizó una prueba de fresado dando como resultado que el polipropileno era la mejor opción, se presentó que este tenía las mismas características que el otro material y no presentó dificultades a la hora de mecanizarlo. Para determinar la forma en que se moverían los dedos de la mano los autores tomaron en cuenta diferentes diseños para movilizar las articulaciones de los dedos. Determinaron que la mejor opción era la de utilizar tendones para flexionar los dedos ya que los actuadores se pueden colocar en un espacio más amplio facilitando así el diseño de la mano. El mecanismo establecido fue el de una polea e hilo por cada dedo. Esto consiste en que el actuador tendría una polea incorporada con el hilo enrollado conectado a la punta del dedo correspondiente para flexionarlo. Para poder volver a extender los dedos se decidió usar resortes de torsión en cada una de las articulaciones de los dedos de la mano [1].

Las articulaciones fueron pensadas para que solo rotaran 90° y que toparan cuando

estuviera extendida o flexionada. En cada uno de los dedos se les incorporaron canales en los cuales pasaría el hilo para realizar el movimiento de la mano. Se realizó el modelo CAD para luego mecanizarlo, ensamblarlo y realizar las pruebas pertinentes. Se realizaron diferentes prototipos en los cuales se determinó que se tenían que hacer mejoras tales como: dejar un espacio entre cada articulación de los dedos para que no se obstaculicen entre sí, cada dedo debe ser tensionado por dos hilos con el propósito de que cada dedo se mueva al mismo tiempo y hacer que los canales de los hilos del pulgar estén lo suficientemente cercanos al eje de rotación de dicho dedo para que no se muevan y se aflojen. Con las correcciones hechas, se realizaron diferentes pruebas en las que se accionaron los actuadores para mover los dedos dando como resultado un movimiento correcto de los dedos de la mano. También se realizaron pruebas de agarre con diferentes objetos que dieron como resultado el agarre de diferentes objetos con diferentes formas sin que se cayeran. Una complicación presentada fue que el hilo del dedo pulgar tenía muchos dobleces por el giro que este daba. La otra complicación presentada fue que lo antes mencionado hacía que el resorte no extendiera bien dicho dedo [1].

2.2. Diseño e implementación de un nuevo modelo de la mano de la Prótesis Biónica Transhumeral

Este proyecto es la tercera fase de la prótesis transhumeral implementada por estudiantes de Ingeniería Electrónica de la Universidad del Valle de Guatemala. Para esta fase se tenía como principal objetivo el investigar y encontrar nuevas alternativas para poder accionar las falanges de la mano en los movimientos de flexión y contracción de estas. Además, se planteó el mejorar el sistema de articulaciones y falanges de la prótesis de la mano y cambio del orden de servomotores para lograr las funciones principales de la mano humana [2].

Para la selección de actuadores se investigaron diferentes mecanismos que pudieran realizar el movimiento de los dedos de la mano. Estos mecanismos fueron los siguientes: alambres musculares, actuadores lineales, motores DC y servomotores. El autor decidió comenzar por hacer un prototipo de alambres musculares con diferentes materiales para el cable, no se obtuvieron resultados satisfactorios ya que al momento de accionar estos los dedos no llegaban a flexionarse del todo por lo que quedo descartado. El siguiente prototipo fue con motores DC que estarían acoplados con engranes cónicos en los dedos de la mano. La palma de la mano ya no tenía una forma natural debido al gran tamaño del actuador con los engranes antes mencionados. Por esta razón, se decidió usar el mismo tipo de actuador pero esta vez usando un tornillo sin fin. En este mecanismo el accionamiento fue muy lento como para simular correctamente el movimiento de una mano humana por lo que se decidió cambiar de mecanismo. Para este caso se decidió usar un nuevo mecanismo de accionamiento de los dedos movidos por tendones. Este mecanismo consiste en que los dedos se extenderán cuando los servomotores giren en sentido antihorario y se flexionarán cuando giren en sentido horario haciendo que se den las dos clases de movimiento en un solo mecanismo [2].

Para el diseño nuevo de los dedos de la prótesis de mano se realizaron mediciones de una mano derecha para luego modelarla y fabricarla en Inventor. El diseño de estos dedos se realizó de tal forma que se pudieran mover mediante la tensión de hilos por el movimiento de servomotores. Se fabricó un prototipo en 3D con el fin de llevar a cabo diversas pruebas

de movilidad. Durante el proceso, se identificaron dos problemas: en primer lugar, el agujero para los hilos se imprimió de forma incorrecta debido a su delgadez y tamaño reducido. Además, los topes de las falanges también resultaron demasiado pequeños, lo que resultó en una completa falta de movilidad. También se tuvo que realizar un acople de los dedos al diseño original de la palma. Luego de realizar los cambios pertinentes en los diseños de la palma y dedos se procedieron a hacer pruebas en la mano totalmente ensamblada con el accionamiento de las poleas. En estas pruebas se comprobó que las poleas tienen que ir ancladas a los servos ya que la tensión de los hilos provocó que estas se salieran de sus propios ejes. Con este acople se pudieron colocar los servomotores en la palma de la mano para accionar cada uno de los dedos. Para el diseño final de los dedos el autor decidió usar micro cojinetes y pines de reloj como pivotes con el fin de reducir la fricción en el movimiento de las falanges que se presentaba en el diseño original [2].

Para el diseño de final de la prótesis se tenía un mecanismo de poleas e hilos accionados por servos para tanto el movimiento de flexión como la extensión de la mano. El cual fue la mejor opción después de realizar diferentes pruebas con diferentes tipos de mecanismos. También se tiene un diseño de dedo que reduce la fricción entre las falanges y facilitar el mantenimiento y reparación de estos [2].

2.3. Desarrollo y Construcción de Prótesis Robótica para Personas con Amputación Transradial

El objetivo principal de este proyecto es desarrollar un prototipo de prótesis robótica que sirva a personas que tengan una amputación transradial, y que sea controlada por movimientos del antebrazo para articular los dedos y manipular objetos. Se planteó buscar un diseño libre de mano y modificarlo en una aplicación de diseño 3D para adaptarla a las necesidades del proyecto y, además, el diseñar la mecánica para que la prótesis tenga diferentes grados de libertad [3].

El autor optó por realizar una búsqueda de diferentes diseños de prótesis de brazos para elegir uno y después, en un software de diseño, modificarlo con las mejores características de las prótesis consultadas. Para este caso en específico se seleccionó el modelo Flexy-Hand-Fila Flex Remix, que cuenta con una apariencia estética para el usuario. Los archivos 3D de este modelo se descargaron para luego modificar sus partes en el software en línea Tinkercad ya que en otros softwares consumían muchos recursos de la computadora. Se modificó la palma de la mano haciéndola hueca para incorporarle motores para mover lo dedos de dicha mano y poner un servomotor en el dedo pulgar que era fijo. El movimiento del dedo pulgar no fue funcional ya que dicha idea hacía que hubiera una luz en las uniones provocando variaciones en el movimiento y no proporcionaba un buen agarre. En lo que respecta los otros dedos no se les realizó ninguna modificación ya que cumplían con el movimiento deseado. Se realizaron pruebas de impresión de los dedos, usando PLA para las tres partes de los dedos y material flexible para las bisagras que interpretarían las falanges. Para el mecanismo de la prótesis se probaron dos actuadores: servomotores y mini motor DC con diferentes mecanismos. El mecanismo que resulto ser mas efectivo fue el de motor DC con carrete que tensaba el hilo, que va dentro de los dedos, para realizar un cierre completo de estos con un control de grados de 0 a 180° con engranes [3].

Las modificaciones finales que se realizaron en la prótesis fueron que se realizó una integración de articulación para que hiciera una rotación axial, se incluyó el movimiento de muñeca junto con el espacio para su circuito y se hicieron tres agujeros para la colocación de leds indicadores. El resultado de dichas pruebas y modificaciones dio a lugar un diseño funcional, resistente y flexible para la estructura y el actuar de la prótesis dándole una movilidad extra en la muñeca. No obstante, se debe mencionar que el mecanismo presentó algunos inconvenientes como por ejemplo: que se reventaron los hilos y el ajuste de los engranes provocaron calentamiento de los circuitos [3].

2.4. Diseño y construcción de prototipo de prótesis biónica, usando tecnología de impresión 3d para personas discapacitadas por amputaciones transradiales del brazo derecho

El fin de este proyecto es el de diseñar y construir un prototipo de una prótesis biónica, para personas discapacitadas con amputaciones transradiales del brazo derecho que permita la movilidad de la mano y realice tareas sencillas. Este prototipo debe de estar diseñada basada con las dimensiones del paciente, incluyendo el movimiento básico de los dedos de la mano. Se plantea probar la movilidad del prototipo de la prótesis [4].

El diseño de los dedos consiste en dos partes las cuales son unidas con ejes, tanto entre ellas como en la palma, para poder tener la movilidad de una mano. También cuenta con espacios para resortes con los que se puede realizar el movimiento de extensión de los dedos. En caso de la palma se diseñó como el portador de cinco servomotores que mueven los dedos de la prótesis. Esto hace que la mano tenga cinco grados de libertad y uno de la muñeca ya que esta está conectada en el servomotor del antebrazo. La palma está diseñada de tal forma que sujeta objetos, en conjunto con los dedos diseñado, para lograr hacer movimientos básicos de un ser humano. En el caso del antebrazo, se diseñó para que fuera conformada por dos partes, donde, se encontraría adentro la circuitería de control y de potencia de la prótesis. Este incluye el espacio suficiente para lo antes mencionado como para el servomotor que mueve la muñeca. Al tener todos los diseños hechos, se imprimieron primero los dedos de la mano para ensamblarlos. Para poder ensamblar los dedos se fabricaron ejes a la medida, de manera que se ajusten perfectamente las partes entre sí y con la palma. Se agregaron hilos para el movimiento de flexión y extensión de los dedos para la simulación de ligamentos y músculos [4].

Después, se imprimieron la palma y el antebrazo para colocar los servomotores y toda la circuitería para proceder hacer las pruebas. Al tener todo ensamblado y conectado, se realizaron pruebas con las señales de músculos para verificar que hiciera los movimientos que hiciera el usuario. Se realizaron pruebas de distintas poses de la mano dando resultados satisfactorios en el movimiento de tanto la muñeca como de los dedos. También se realizaron pruebas de agarre de distintos objetos como: cuchara, mouse, vasos y objetos cotidianos. Estos agarres demostraron ser efectivos ya que no se cayeron dichos objetos. Entonces, el diseño realizado permitió que tuviera movimientos principales de flexión y extensión de los dedos, pronación y suspensión de la mano y funciones de sujeción de distintos objetos que se encuentran en la vida cotidiana [4].

2.5. Diseño y construcción de un prototipo de prótesis biónica para amputación transradial controlada por bio sensores musculares

Los autores se plantearon el diseñar y construir un prototipo de prótesis biónica para amputación transradial controlada por bio sensores musculares. Este diseño tiene que partir de la anatomía y fisiología de un brazo humano. Se tiene que verificar el funcionamiento de las articulaciones mediante pruebas [5].

Este diseño está dimensionado con las medidas de un paciente de 17 años. Para el prototipo se usaron cuerdas de nylon tanto flexibles como rígidas para imitar el movimiento de las falanges de los dedos para hacer movimientos de flexión y extensión. Este material se eligió por ser un material resistente a la tracción física que se ejerce por los motores. Estos hilos serán tensados por medio de servomotores, también estarán moviendo la muñeca de la prótesis. El material empleado para la prótesis es la resina white, de la marca Formlabs, ya que este cumple con las características que los autores necesitaban después de haber hecho un análisis de esfuerzos en el software de diseño que emplearon. Para el ensamble de los dedos se usaron pasadores para los tendones con el propósito de tener una movilidad parecida a una mano humana. En lo respecta la palma se ensambla de igual forma con pasadores teniendo un espacio por cada dedo que hay permitiendo el movimiento de flexión y extensión. Para el antebrazo se diseñó de tal forma que fuera la conexión entre el muñón y la mano, dando como resultado el movimiento rotacional de la muñeca. Se realizaron pruebas con la prótesis totalmente armada y conectada, se mostró una funcionalidad adecuada de cada uno de los dedos y un giro adecuado de la muñeca [5].

Esta prótesis demostró tener la resistencia adecuada para el uso diario. También cumple con los movimientos básicos de una mano humana con el movimiento de muñeca incorporado cumpliendo con su función primordial [5].

Las prótesis diseñadas para amputaciones son de gran ayuda ya que permiten a la persona realizar sus actividades diarias de una manera más independiente y segura. En lo que se refiere a su salud mental, las prótesis han demostrado tener un impacto directo en la autoestima y la confianza de los pacientes, lo que a su vez reduce los niveles de ansiedad y depresión.

El enfoque que se le dará al proyecto es el de realizar movimientos básicos en el brazo de la prótesis para que el usuario pueda realizar actividades que no puede por la pérdida parcial de la extremidad en cuestión. A lo largo de los diferentes proyectos y fases en la Universidad del Valle de Guatemala, en lo que se refiere a prótesis de brazos, no se ha llegado a una fase de implementación práctica, solamente demostrativa. En comparación con los proyectos antes mencionados, el interés principal de este proyecto es el de implementar un diseño de prótesis para amputación transradial doble, con la meta de que esté hecho para que una persona en específico pueda equiparla y probarla.

En conclusión, esta prótesis de brazo devolverá a una persona facultades perdidas por una amputación transradial. Será fabricada para que una persona pueda equiparla y usarla en su día a día.

4.1. Objetivo general

Diseñar e implementar prótesis transradial con actuadores para una doble amputación.

4.2. Objetivos específicos

- Implementar prótesis utilizando tecnologías de fabricación digital.
- Probar el funcionamiento del mecanismo implementado.
- Probar el funcionamiento del mecanismo implementado con actuadores eléctricos.

El presente trabajo se enfocó en el diseño de una prótesis para una doble amputación transradial. La prótesis propuesta es de tipo pinza y se basa en un mecanismo de eslabones subactuados que permiten un agarre paralelo en las puntas de los dedos y un agarre adaptable a la forma de diferentes objetos. Para su implementación, se utilizó la fabricación mediante impresión 3D, utilizando el material PLA para el antebrazo, la base del mecanismo y los eslabones del mismo. Se empleó el material PETG para el sistema de engranes y tornillos sin fin. Para futuros cambios en esta prótesis, se podrían considerar biomateriales especialmente diseñados para prótesis de extremidades. No se consideraron fabricaciones en metal debido a que el tiempo de preparación y de la misma fabricación es más largo, lo cual no lo hacía lo suficientemente versátil para el método iterativo requerido en este proyecto.

Se llevaron a cabo pruebas de movimiento y agarre del mecanismo completo con los actuadores proporcionados por la Universidad del Valle de Guatemala, que fueron los motores DC ReliaPro 153438. Una limitación presente en esta prótesis es que no permite un movimiento de giro en la muñeca, lo que la mantiene en una posición fija. También es importante mencionar que no se llevaron a cabo pruebas con esta prótesis en pacientes que hayan sufrido este tipo de amputación.

6.1. Prótesis de extremidad superior

Una prótesis se puede definir, en términos médicos, como una extensión de ámbito artificial con el propósito de reemplazar parcial o completamente una parte faltante en el cuerpo humano. Una prótesis de extremidad superior comprende una amputación ya sea del hombro, brazos o manos. Para el presente proyecto se tiene el caso de una amputación transradial en ambos brazos para el cual se requerirá, por lógica, una prótesis de brazo transradial. Las prótesis se pueden dividir en activas y pasivas dependiendo si se quiere movimiento o no en la prótesis respectivamente [6].

6.1.1. Prótesis activas

Estas son aquellas que requieren de energía adicional para realizar su accionamiento. Para el control de accionamiento se usan interruptores, sensores, actuadores o algún comando preprogramado. Estas también se pueden controlar mediante señales biológicas como electromiografía y electroencefalografía. Básicamente este tipo de prótesis son las que tienen cierta autonomía e inteligencia para reemplazar la extremidad faltante. Para la prótesis de este proyecto se requiere de este tipo ya que se tiene como objetivo el darle movimientos básicos a la prótesis para que la persona que lo necesita pueda darle una mayor autonomía [6].

6.2. Método de proceso de diseño

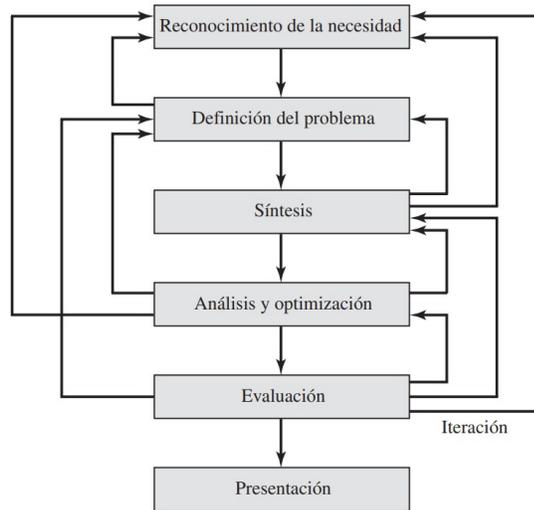


Figura 1: Esquema de proceso de diseño [7]

Este proceso de diseño propuesto se puede visualizar en la Figura 1, comenzando con la identificación de la necesidad que tiene que cubrir el producto a plantear culminando con la presentación final del mismo. Desde el primer paso la idea del producto, al continuar con los pasos, puede que se necesite volver a los anteriores ya que se puede requerir de una reestructuración la idea inicialmente planteada [7].

6.2.1. Reconocimiento de la necesidad

Esta puede ser una vaga inconformidad, un sentimiento de inquietud o la sensación de que algo no está bien. Para reconocer y dar a conocer esta se tiene que tener cierta creatividad ya que no es del todo evidente, el reconocimiento se puede deber por una circunstancia adversa o por circunstancias aleatorias que se originan casi de manera simultánea [7].

6.2.2. Definición del problema

Este paso es más específico y debe de tener todas las cantidades de entrada y salida, las características y dimensiones del espacio que el objeto debe ocupar y todas las limitaciones sobre estas cantidades. Las limitaciones especifican el costo, la cantidad que se va a manufacturar, la vida esperada, el intervalo, la temperatura de operación y la confiabilidad. Las características específicas son las velocidades, avances, limitaciones de la temperatura, los rangos máximos, las variaciones esperadas en las variables, las limitaciones de las dimensionales y de peso, etc [7].

Se tiene que tomar en cuenta que hay muchas limitaciones que resultan del entorno par-

ticular del diseñador o de la naturaleza del problema. Los procesos de manufactura actuales, formando un conjunto con las instalaciones de una cierta planta, constituyen restricciones a la libertad del diseñador. Cualquier cosa que limite la libertad de elección del diseñador es definido como una restricción [7].

6.2.3. Síntesis

La invención del concepto o diseño conceptual es el primer y más importante paso en la tarea de la síntesis. Se deben de proponer varios esquemas de solución, investigarse y cuantificarse en términos de medidas establecidas. A medida que el desarrollo del esquema progresa se deben realizar análisis para evaluar si el desempeño del sistema es satisfactorio, y si este lo es, cuan bien se desempeñará [7].

6.2.4. Análisis y optimización

La síntesis, el análisis y la optimización están estrecha e iterativamente relacionados. Los esquemas de solución estructurados en la síntesis deben de pasar por un análisis, los esquemas que no sobreviven al análisis se revisan, se mejoran o se desechan. Los que tienen mayor potencial se optimizan para determinar el mejor desempeño. Los esquemas en competencia se comparan de cierta forma que se pueda elegir el mejor camino que guíe al producto más eficiente [7].

Se debe de destacar que el diseño es un proceso iterativo que se da por medio de varios pasos, en el cual se evalúan los resultados y después se regresa a la fase anterior del procedimiento. De esta manera es posible sintetizar varios componentes de un sistema, analizarlos y optimizarlos y regresar a la síntesis para ver qué efectos tiene sobre las partes restantes del sistema [7].

6.2.5. Evaluación

Este paso representa la prueba final de un diseño exitoso e implica realizar pruebas al prototipo. Para esta parte del proceso se desea saber si en realidad el diseño satisface las necesidades. ¿Es confiable? ¿Competirá exitosamente con productos similares? ¿Es económica su manufactura y uso? ¿Se mantiene y se calibra con facilidad? ¿Se puede obtener una ganancia por su venta o uso? ¿Cuán probable es que el producto propicie demandas legales? ¿Se obtiene un seguro con sencillez y a bajo costo? ¿Qué tan probable es que se requiera hacer un llamado para reemplazar partes o sistemas defectuosos? Estas preguntas planteadas son una complicación que debe de enfrentar el diseñador ya que pueden o no estar relacionadas con la ingeniería [7].

6.2.6. Presentación

En este se da la comunicación de los resultados a otros. Este es el paso final y vital del proceso de diseño. La presentación es un trabajo de venta, el ingeniero cuando presenta

una nueva solución al personal administrativo, gerencial o de supervisión, está tratando de vender o de probarles que el resultado de la solución que se propuso es la mejor. Si se tiene éxito en la venta de la idea nueva, del diseños y soluciones a la gerencia, comienzan a recibir aumentos salariales y promociones [7].

Para el presente proyecto se identificó la necesidad de una prótesis de brazo en la Universidad del Valle de Guatemala con la intención que sea una prótesis funcional y no solo demostrativa para un paciente con amputación transradial. Se realizarán diferentes prototipos en un software CAD para luego usar la tecnología de fabricación digital por impresión 3D para fabricar cada diseño que se hará y realizar pruebas de movilidad, estructura, resistencia y tamaño. Cualquier característica de los prototipos que no cumpla con los criterios de la etapa de evaluación se rediseñaran para optimizarlas y pasar dicha etapa.

6.3. Fabricación digital mediante impresión 3D

La fabricación digital es aquella que permite la digitalización de procesos de fabricación. Este en vez de utilizar maquinaria industrial y compleja usa una computadora para controlar una máquina en específico para realizar dicha fabricación [8]. Para toda tecnología de impresión 3D se identifica como fabricación aditiva, consiste en la fabricación de objetos tridimensionales por medio de algún tipo de material. La impresión 3D se basa en tomar un archivo digital de modelado en 3D hecho en un software de modelado para luego usar una máquina que aplica una serie de capas sucesivas del material elegido para llevar el objeto a su forma física [9]. Se utilizará esta tecnología debido a la posibilidad de iteración que se tiene, aprovechando su versatilidad y precisión de piezas, para imprimir en PLA o resina las falanges de los dedos, el antebrazo y la palma para la prótesis transradial del brazo.

6.3.1. Modelado por deposición fundida

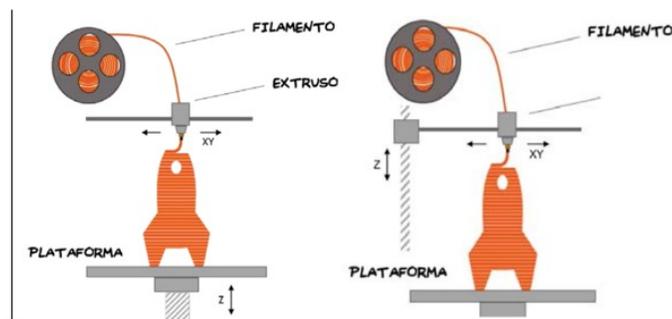


Figura 2: Proceso de impresión 3D con extrusor [10]

Como se puede ver en la Figura [2], esta técnica consiste en que un motor empuja poco a poco un filamento de algún material hasta salir por la boquilla de un extrusor. El filamento empujado, que se encuentra en el extrusor, se calienta a la temperatura adecuada para derretirlo y depositarlo en pequeñas cantidades a través de la boquilla del extrusor. Cuando el extrusor hace dicho depósito este se mueve en dirección del eje X y Y para colocar el

material en forma de capa en la plataforma de la máquina. Al colocar la primera capa, ya sea la plataforma o el extrusor, se mueven en el eje Z para colocar la siguiente capa. Este proceso se repite constantemente hasta finalizar la fabricación física de la pieza [10].

6.3.2. Estereolitografía

Esta fue la primera tecnología de fabricación aditiva basada en polímeros sensibles a la luz ultravioleta. En la Figura 3 se puede ver el proceso de fabricación de este método el cual consiste en llenar un contenedor de una resina en estado líquido. Esta resina es sensible a luz lo cual significa que cuando se expone a la luz esta se solidifica. Adentro del contenedor, sumergido en la resina, se encuentra una plataforma que puede estar inicialmente casi en la superficie o en el fondo con la capacidad de realizar su movimiento en el eje z. Por medio de un conjunto de espejos y un láser dirigido la resina se ve expuesta por este solidificándose para realizar una primera capa. Al realizar la primera capa la plataforma se mueve, ya sea arriba o abajo, haciendo que la resina ocupe el espacio libre dejado para repetir el proceso de solidificación nuevamente para la siguiente capa. El procedimiento se repite continuamente hasta realizar las capas necesarias para terminar fabricar la pieza digitalizada [10].

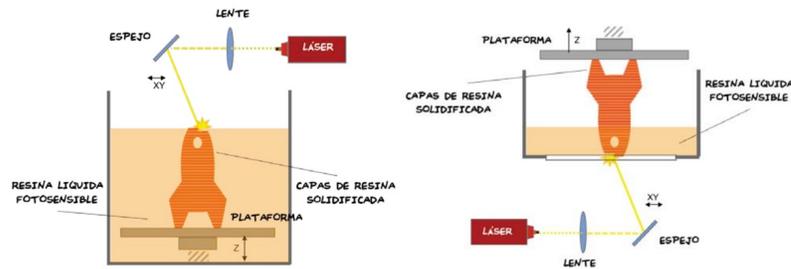


Figura 3: Proceso de impresión 3D con resina [10]

6.3.3. Material PLA y PETG

Estos dos materiales, conocidos por su facilidad de impresión, comparten muchas características, pero presentan notables diferencias en varios puntos clave. El PLA destaca por su origen en materias primas renovables y naturales, como el maíz, lo que lo convierte en un material biodegradable. En contraste, el PETG se deriva del PET, un termoplástico ampliamente reconocido. Ambos son fáciles de imprimir, siendo el PLA el más accesible debido a las temperaturas más bajas requeridas durante la fabricación (190 °C - 220 °C). En comparación, el PETG necesita temperaturas más elevadas (220 °C - 260 °C), y su cama de impresión debe estar entre 75 °C y 90 °C para lograr resultados óptimos [11].

El PETG exhibe resistencia al agua, a productos químicos y fatiga, siendo más duradero y rígido que el PLA, gracias a la adhesión entre capas durante la fabricación. Aunque es menos propenso a la tensión, muchos usuarios señalan su susceptibilidad a rayones. El PLA, reforzado con fibra, resulta más débil que su contra parte PETG, pero demuestra ser eficaz para producir piezas flexibles y resistentes a impactos. Ambos materiales son poco propensos a la deformación, si bien el PETG, al requerir una cama caliente, podría tener un riesgo

ligeramente mayor que el PLA. Las propiedades mecánicas de estos materiales se presentan en la Figura 4.11.

Cualidad	PLA	PETG
Densidad (g/cm ³)	1,24	1,27
Resistencia a tracción (MPa)	Alta: 3309	Media-Baja: 50
Resistencia a flexión (kg/cm ²)	Muy alta: 485	Media: 700
Resistencia al impacto (KJ/m ²)	Muy baja: 20	Media: 105
Temperatura de deformación (°C)	Baja: 55	Alta: 85
Resistencia UVA y humedad	Muy baja	Buena
Reciclabilidad	Buena	Buena
Ópticas	Exactitud en el color	Transparencia

Figura 4: Propiedades físicas y mecánicas del PLA y PETG.11

Diseño y fabricación digital de prótesis

En este capítulo se presentan los prototipos del diseño de la prótesis transradial, junto con sus características, con la intención de elegir un diseño adecuado. También se abordará el proceso de fabricación del mismo, teniendo en cuenta las iteraciones necesarias durante dicha fabricación.

7.1. Prototipos

7.1.1. Prototipo 1

Para este prototipo, que se puede observar en la Figura 5, la intención era crear una prótesis que se asemejara estéticamente a una mano humana. En este diseño, se buscaba emplear un número reducido de actuadores para dar movimiento a cada dedo de la mano. Al utilizar un menor número de actuadores, se pretendía lograr una mayor confiabilidad cuando el usuario la utilizara.

Los actuadores seleccionados para este diseño eran servomotores que tenían poleas acopladas, las cuales, a su vez, estaban conectadas a los dedos mediante hilos enrollados. Dichos hilos, al tensionarse, contraerían los dedos de la mano que estarían conectados mediante pines perpendiculares a este con la intención que este imitara el movimiento de una mano humana. Para flexionar nuevamente cada uno de los dedos, después de haberlos contraído y que ya no estuvieran tensos los hilos, se tenían agujeros en la parte trasera de los dedos de cierta forma para colocar resortes y que estos se encargaran de volver a estirar cada uno de los dedos.

En el antebrazo estaba la base para colocar cada uno de los actuadores planteados con el propósito de tener un espacio considerable para poner toda la circuitería que conllevarían

estos. La base donde estaban cada uno de los dedos de la mano, la palma, tenía un acoplador en su estructura para que este se uniera al antebrazo y así se pudiera mantener fijo. Esta base se diseñó de tal forma que el dedo, que correspondía al dedo pulgar, estuviera en una posición específica en la cual estuviera preparada para agarrar los objetos que el usuario quisiera.

A pesar de tener un diseño estéticamente similar al de una mano humana, se decidió no continuar con este diseño debido a que, después de revisar los antecedentes, se determinó que el sistema de poleas no era el indicado para lograr el movimiento necesario para imitar el movimiento de una mano humana de manera realista. Esto se debió a que, en las referencias de este tipo de accionamiento, no se lograba un movimiento fluido, ya que los hilos no se tensionaban correctamente, lo que a su vez dificultaba la contracción adecuada de los dedos de la mano. Además, se observaba que, al dejar de tensionar los hilos, los dedos regresaban de manera brusca. Por estas razones se decidió seguir con un segundo prototipo que tuviera una forma y mecanismo diferente.



Figura 5: Prototipo mano estéticamente humana.

7.1.2. Prototipo 2

Este diseño se llevó a cabo con la intención de crear una prótesis tipo pinza en la que el movimiento de las pinzas siempre se mantuviera paralelo, como se puede apreciar en la Figura 6. La apertura y el cierre de la garra se lograrían mediante un engranaje de dientes rectos que accionaría dos cremalleras, las cuales formarían parte integral de la estructura de cada una de las pinzas. Para este diseño de prótesis, se consideraron dos tipos de actuadores: un motor paso a paso y un motor DC. El motor paso a paso se eligió debido a su capacidad de ajustar el giro según la conveniencia y su tamaño, mientras que el motor DC se seleccionó

para proporcionar un movimiento de giro sin requerir características específicas adicionales.

Cada una de las pinzas se ensamblaría sobre una base con carriles diseñados para mantenerlas firmes y prevenir movimientos no deseados en diferentes direcciones. En el interior de esta base, se reservó suficiente espacio para alojar el motor paso a paso, que accionaría el mecanismo de piñón-cremallera para abrir y cerrar el conjunto de la pinza. Además, la base incluía un acoplador en forma de cilindro diseñado para unirse al antebrazo de la prótesis. Este acoplamiento permitiría la rotación del conjunto de la garra. Como se puede observar en la Figura 6, el movimiento de giro completo de la garra se transmitiría a través de una barra conectada tanto a la base como al motor DC, dicho motor iría conectado por los discos que se pueden visualizar en dicha figura, con el propósito de lograr las rotaciones necesarias. Es importante mencionar que el cojinete previsto para insertarse en el acoplamiento permanecería fijo junto al antebrazo, garantizando un movimiento fluido.

En el caso del segundo prototipo, tanto la base con el carril como las garras en cuestión eran demasiado grandes. Al comparar el tamaño de todo el conjunto de la garra con el antebrazo, se obtenía una medida casi igual, lo que hacía que el diseño en sí fuera muy grande. Esto representaría un problema, ya que el peso no estaría bien distribuido al momento de colocárselo a un paciente con amputación transradial. También se presentaba el inconveniente de que al abrirse la garra, la apertura total era de casi 16 cm, mientras que el espacio de agarre apenas alcanzaba 8 cm aproximadamente, lo que limitaba significativamente el tamaño de los objetos que la pinza podía sujetar. Por lo tanto, se optó por no continuar con este diseño en particular. Entonces, se decidió continuar con un tercer prototipo que pudiera satisfacer las debilidades que presentó este prototipo.

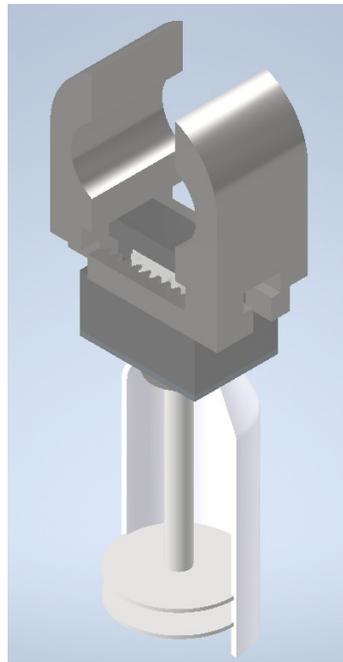


Figura 6: Prototipo versión pinza.

7.1.3. Prototipo 3

En este prototipo se decidió tomar el primer diseño presentado cambiando el sistema de transmisión de movimiento. Se decidió cambiar el sistema de poleas por un sistemas de transmisión de engranes cónicos con la intención de tener un movimiento más fluido en los dedos. Para realizar este movimiento se diseñaron conjuntos de esta clase de engranes para que pudieran caber y moverse dentro de cada uno de los falanges de los dedos.

Para poder realizar el movimiento de los dedos, con estos engranes, se realizaron orificios a cada uno de los falanges para que pudiera insertarse un eje en estos y así que pudieran rotar los engranes que se encontraban en las bases de cada falange, dicha estructura se puede visualizar en la Figura 7. Dicho movimiento comenzaría desde la base del dedo y se transmitiría a lo largo de este hasta que quedara completamente flexionado. La base de los dedos, que era la misma que el primer prototipo mostrado, tenía en su estructura un conjunto de engranes cónicos, al igual que los dedos, para transmitir dicho movimiento a los dedos de forma sincrónica. El actuador elegido para dar el movimiento al conjunto total de engranes cónicos fue un motor DC. Este actuador estaba colocado de la misma manera que el motor DC del segundo prototipo planteado con anterioridad.

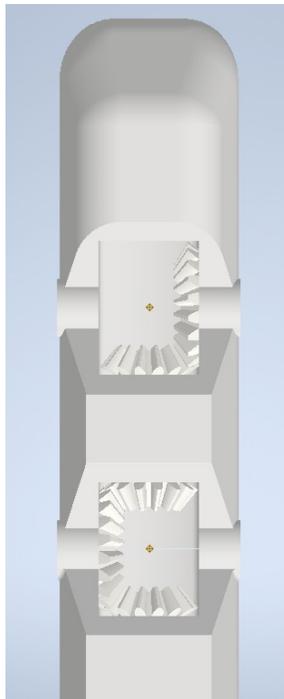


Figura 7: Prototipo mano estéticamente humana accionado con engranes cónicos.

En este caso, se decidió no continuar con el diseño que incorporaba el sistema de engranes cónicos. El sistema de engranes requería una cantidad mayor de engranes en cada uno de los dedos de lo que se podía alojar en el espacio disponible. Esto implicaba la necesidad de un mayor número de actuadores de lo inicialmente previsto para este conjunto de engranes. Además, se consideraba que el tamaño de los engranes cónicos que se debían colocar dentro de cada dedo era reducido, llegando a medir menos de 1 cm de diámetro. Lo mencionado

anteriormente implicaba la necesidad de una alta calidad en su fabricación, requiriendo una precisión milimétrica que posiblemente no se podría obtener con los métodos de fabricación digital disponibles en la Universidad del Valle de Guatemala.

Al haber descartado todos los prototipos propuestos de prótesis se decidió seguir por una prótesis tipo pinza que fuera lo suficientemente versátil al momento de agarrar diferentes objetos de tamaños y formas variadas. Para esta propuesta se quería que fuese una combinación de una pinza con un movimiento angular junto con una pinza de movimiento paralelo. La combinación será para tener la ventaja de manipular diversos objetos.

7.2. Prototipo 4

Para el diseño a implementar en este proyecto, se seleccionó una garra diseñada específicamente para un brazo robótico. Este tipo de pinza fue implementado de tal forma que se tuviera un movimiento para realizar un agarre paralelo en la punta de los dedos, un agarre adaptable a la forma y la capacidad de agarrar objetos de manera estable con una altura baja, como pastillas, teléfonos y lapiceros que se encuentren en una superficie plana. Esto se logra debido a que es un dedo de tres falanges que se constituye en la combinación de un mecanismo de cuatro barras, un dedo de 2 grados de libertad subactuado, sobre un mecanismo de doble paralelogramo. El dedo, en su totalidad, tiene tres grados de libertad que se pueden controlar por los tres eslabones independientes conectados en un mismo eje. En este mecanismo se da de manera subactuada, ya que sólo se activan los eslabones de los extremos, de color amarillo y azul, que se pueden visualizar en la Figura 8 [12].

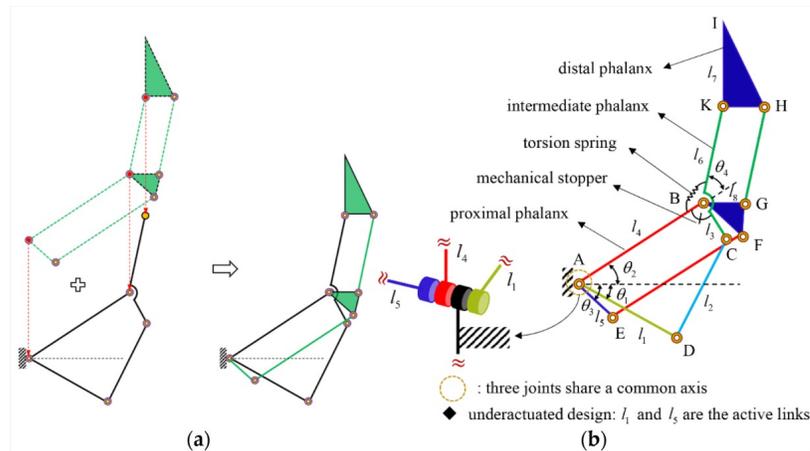


Figura 8: Mecanismo de dedo robótico de tres falanges subactuado [12].

En esta figura también se logra visualizar que se utiliza un resorte de torsión; este se utiliza para evitar la rotación en sentido antihorario entre los falanges intermedios y proximal, lo cual ayuda a proporcionar un control pasivo al mecanismo en cuestión. Dicho resorte debe de soportar la torsión dada entre estos falanges para que mantenga un agarre estable a la hora manipular objetos finos. Para complementar el control pasivo, se le ha incorporado al falange intermedio un tope mecánico hacia el falange proximal para evitar la rotación en hiper-extensión en el sentido de las agujas del reloj [12].

Esta prótesis presenta ventajas sobre aquellas con un mecanismo de cinco dedos de apariencia más humana. Según los antecedentes consultados, el mecanismo de accionamiento de cinco dedos implica un actuador para cada dedo, además del movimiento del pulgar. Esto complica considerablemente el control del mecanismo completo para una persona con doble amputación transradial, ya que requeriría controlar un total de doce actuadores de manera individual.

Se consultó con profesores que tenían experiencia en la construcción de prótesis similares, y señalaron que el mecanismo de accionamiento de cinco dedos, basado en poleas e hilos y utilizando servomotores como actuadores, carece de la suficiente tensión para agarrar objetos de peso considerable. Además, al tensar los hilos con los actuadores mencionados, estos no se ajustan correctamente, lo que impide la contracción adecuada de los dedos de la mano. Cuando se deja de tensar los hilos, los dedos se extienden de manera brusca.

Dadas las limitaciones mencionadas del mecanismo de cinco dedos y las características del mecanismo tipo pinza, se seleccionó este diseño de dos dedos, ya que cumple con los requisitos deseados para agarrar diversos objetos.

7.2.1. Diseño de eslabones

Para el diseño de los eslabones, se utilizaron las medidas que se encuentran en la Tabla I, la cual está referenciada en la Figura 8. Estas longitudes se emplearon como medidas de referencia en el programa Tracker para obtener una aproximación de las demás mediciones de la garra en cuestión. Esta elección se debió a la falta de planos de las partes de la garra implementada en el artículo donde está descrita.

Longitud (mm)	Longitud (mm)	Ángulos (grados)
$L_{AE} = 23.0$	$L_{BF} = 23.0$	
$L_{AD} = 54.0$	$L_{BG} = 20.0$	$\phi_{KBC} = 135$
$L_{AB} = 72.0$	$L_{BK} = 48.0$	$\phi_{FBG} = 45$
$L_{BC} = 20.0$	$L_{GH} = 48.0$	$\phi_{KBA} \leq 135$
$L_{CD} = 54.0$	$L_{KH} = 20.0$	ϕ_{KBA} esta restringido por la geometría de los eslabones
$L_{EF} = 72.0$	$L_{KI} = 40.0$	

(1)

Cuadro 1: Parámetros cinemáticos del dedo robótico [12].

Con las medidas aproximadas del mecanismo completo, se procedió al diseño de cada uno de los eslabones utilizando un software de diseño asistido por computadora. En la Figura 9, se pueden visualizar las formas de cada uno de los eslabones, las cuales se tomaron como referencia para su diseño. Se realizaron ciertas modificaciones en cada uno de los eslabones, agregándoles un grosor de 6 mm a los eslabones externos para que, al ensamblarse, los eslabones encargados del agarre tuvieran un ancho total de 30 mm, como se puede apreciar en la Figura 10.

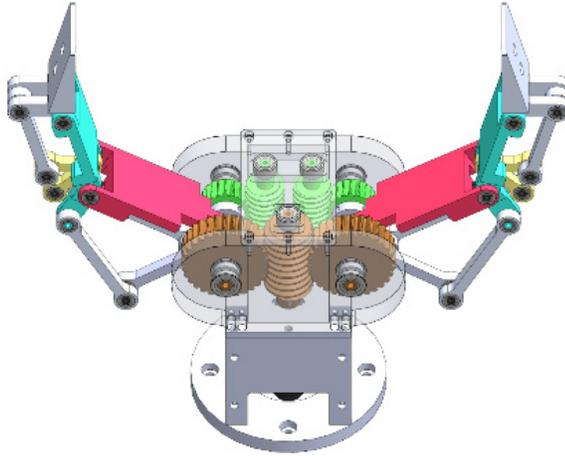


Figura 9: Prototipo de una pinza subactuada de dos dedos [12].

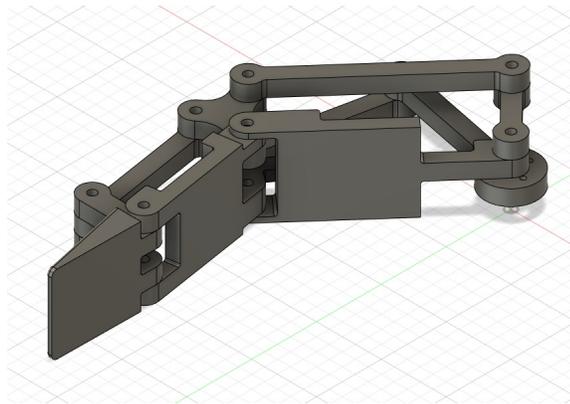


Figura 10: Diseño asistido por computadora de dedo para garra.

Para el diseño del eslabón L_{AD} , encargado de abrir y cerrar la garra para proporcionar un agarre adaptable de forma sincrónica, fue necesario considerar cómo anclar este eslabón al engranaje que accionaría el mecanismo. Para lograrlo, se diseñó el extremo de este eslabón de manera que pudiera sujetarse mediante cuatro tornillos allen de 2 mm, dispuestos en un patrón circular, a los engranajes correspondientes. En cuanto al eslabón L_{AE} , responsable del movimiento del falange distal, se diseñó para fusionarse con los engranajes que operarían de forma individual para el movimiento mencionado. Esta decisión se debió al reducido tamaño de los engranajes encargados del movimiento de los falanges distales, lo que no permitía espacio suficiente para aplicar un método de sujeción como tornillos. Las Figuras [11] y [12] muestran los eslabones L_{AD} y L_{AE} , respectivamente.

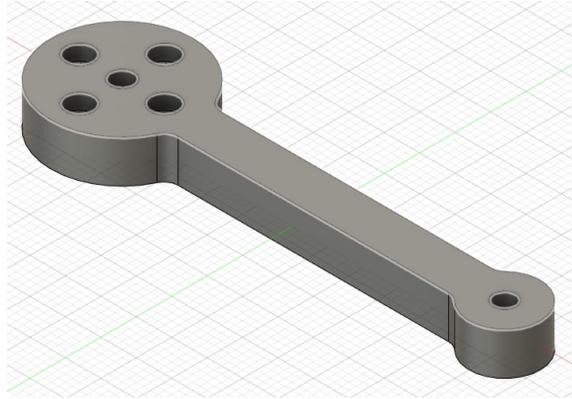


Figura 11: Eslabón L_{AD} actuado para movimiento síncrono de garra.

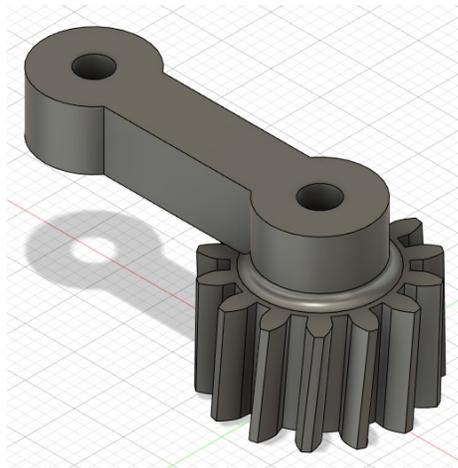


Figura 12: Eslabón L_{AE} actuado para movimiento de falange distal.

7.2.2. Fabricación de eslabones

Para la fabricación de los eslabones, se optó por utilizar la impresión 3D debido a que se determinó que esta era la opción más versátil para la elaboración de dichos componentes. Esto se debe a que métodos como el maquinado por CNC, aunque más preciso que la impresión 3D, requieren más tiempo en su preparación y fabricación de las piezas. En el proceso de fabricación de las piezas mediante impresión 3D, inicialmente se elaboraron dos eslabones con el propósito de evitar desperdiciar una gran cantidad de filamento en las pruebas pertinentes.

Para llevar a cabo las pruebas, se fabricaron estos eslabones con PLA. La elección de este material se debe a que es el material más fácil de imprimir por lo que las piezas se fabricaron de un corto periodo de tiempo. También está el hecho que este tiene las características de ser resistente y flexible como se puede observar en la Figura 4, estas cualidades ayudarán a las piezas a resistir los esfuerzos de flexión a los que se verán expuestas. Los eslabones se imprimieron con agujeros de 3 mm de diámetro, con las siguientes diferencias de décimas de milímetro: 3.2 mm, 3.3 mm, 3.4 mm y 3.5 mm. Estos agujeros se diseñaron con la idea

de utilizar clavos de 1/8 de pulgada como pines, en los cuales se insertaría un eslabón con un agujero que tuviera un ajuste holgado para que se apoyara en la cabeza del clavo. En la misma unión, se colocaría un eslabón con un ajuste de interferencia para permitir el movimiento entre los eslabones, como se puede apreciar en la Figura 13.



Figura 13: Eslabones impresos en PLA.

7.2.3. Análisis de esfuerzos mecanismo

Para el análisis del mecanismo, este se colocó en la posición de agarre más crítica que pueda realizar. El conjunto de eslabones se posicionó para un agarre en paralelo de forma extendida, en posición horizontal, para someterlos a esfuerzos múltiples. En la posición antes mencionada, se supuso que el mecanismo estaba cargando cierto objeto con cierta masa, con un tamaño adecuado según la separación entre los dedos de la posición de agarre crítica. Esta posición se puede apreciar en la Figura 14.

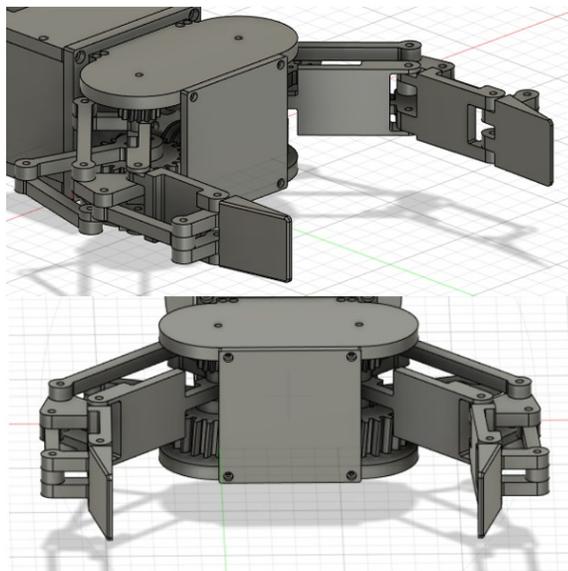


Figura 14: Posición de agarre critico.

Para esta situación se supuso una carga de 5 libras, aproximadamente 22.68 N, para determinar cómo afecta a los dedos de manera individual al accionar el mecanismo. Para hacer más versátil el análisis, se recurrió al simulador del programa CAD utilizado, Fusion 360, donde se colocaron las cargas y momentos necesarios para un análisis adecuado. Como se puede observar en la Figura 15, se colocó una carga en el falange distal, ya que se encarga del agarre paralelo, para simular el respectivo peso de la carga propuesta. La carga antes mencionada tiene un valor de la mitad del peso del objeto, es decir, 11.34 N, ya que el análisis se realizó para cada dedo, lo que distribuye la carga. También se aplicó una fuerza perpendicular a la carga del peso en el área donde se produciría el contacto entre el eslabón y el objeto. Esta es la fuerza normal necesaria para levantar el objeto, por lo que se supuso una fuerza mayor, de 22 N, para evitar que este cayera. Además, en esta figura, se pueden apreciar los momentos generados en los eslabones de accionamiento debido a los motores, necesarios para realizar el movimiento de los eslabones y para mantener prensado el objeto. El valor de estos momentos corresponde a 118 N*mm.

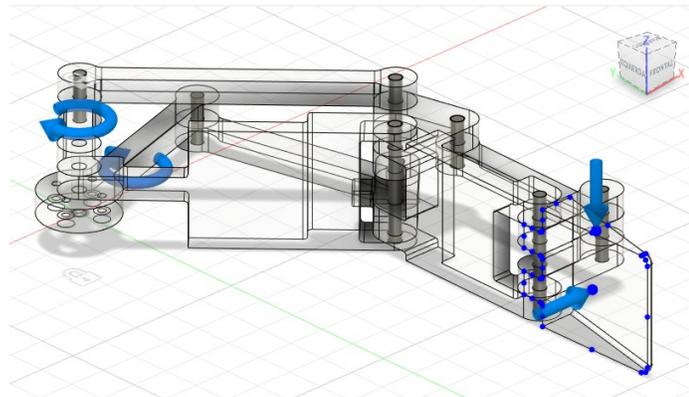


Figura 15: Posición de cargas y momentos para la simulación.

Al tener todas las fuerzas y momentos colocados en el mecanismo, se procedió a realizar el cálculo de esfuerzos en el simulador. Para llevar a cabo este cálculo, fue necesario especificar el tipo de unión presente en cada uno de los eslabones, así como el punto de anclaje que estos poseen. Además, se agregó una malla para cada una de las piezas con el propósito que el análisis fuera lo más preciso posible al calcular los esfuerzos. Como se muestra en la Figura 16, los esfuerzos se identifican por colores, desde el azul que representa el menor esfuerzo hasta el rojo que identifica el mayor esfuerzo presente. Para este caso, se utilizó el mayor esfuerzo para determinar el factor de seguridad y verificar si el mecanismo, fabricado con PLA, podría soportar dicho peso.

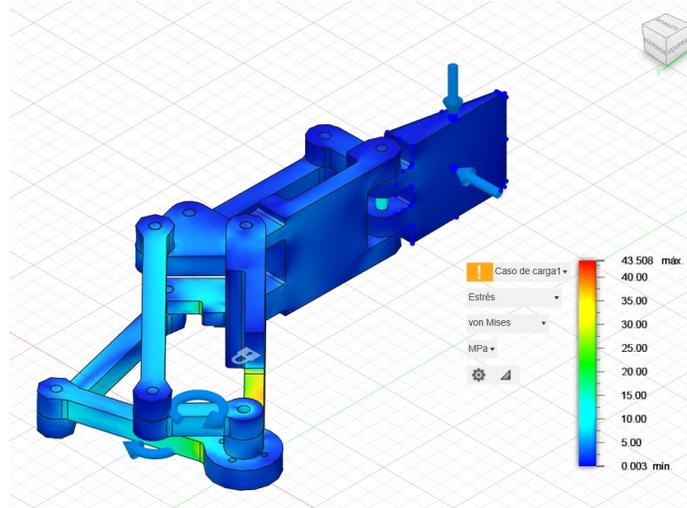


Figura 16: Simulación de esfuerzos en el mecanismo de dedo.

Para calcular el factor de seguridad, se utilizó la Ecuación 2. En esta ecuación, se empleó la resistencia a la fluencia del material PLA y el esfuerzo máximo presente. Como se puede observar en la Ecuación 3, el factor de seguridad es menor a uno, lo cual indica que este no resistirá dicho peso y las piezas fallarán. Según el libro de diseño de Shigley, un factor de seguridad superior a uno asegura que el material no fallará en el punto crítico analizado 7. Al no tener un factor de seguridad satisfactorio, se procedió a cambiar el peso del objeto y realizar la simulación de forma iterativa. Esto se llevó a cabo para determinar cuál sería el mayor peso que podría soportar el dedo del mecanismo sin fallar. En este caso, se enfocó en los eslabones más alejados de la carga, donde se puede observar que hay mayor esfuerzo en estos según la Figura 16.

$$n = \frac{S_y}{\sigma} \quad (2)$$

$$n = \frac{26.2MPa}{43.51MPa} = 0.6 \quad (3)$$

Al realizar las iteraciones del peso del objeto, se llegó hasta una masa de 2.5 libras, equivalente a 11.1 N aproximadamente. Al realizar la simulación con dicho peso, se obtuvo un esfuerzo máximo de 23.7 MPa. Con este dato, se ejecutó la operación del factor de seguridad, según la Ecuación 4, donde se puede observar que el resultado es mayor a la unidad, indicando que este no fallará al cargar este peso. No obstante, se debe tener en cuenta que llegar a cargar este peso puede ser perjudicial para el mecanismo, ya que siempre se debe dejar un margen para este tipo de situaciones. Por lo mencionado anteriormente, se ha decidido elegir un objeto de peso menor al máximo encontrado, siendo el peso máximo propuesto para este mecanismo de 1.5 libras.

$$n = \frac{26.2MPa}{23.7MPa} = 1.11 \quad (4)$$

7.2.4. Prueba de movilidad de eslabones

Con los ajustes deseados, los agujeros que cumplieron con las características de ajuste mencionadas anteriormente fueron los de 3.4 mm y 3.2 mm para los ajustes de juego y de interferencia, respectivamente. El ajuste de interferencia también impidió que los eslabones en la unión se desplazaran axialmente a lo largo del clavo, manteniéndolos en un solo punto. Durante la prueba de movimiento entre estos dos eslabones, el material PLA demostró un buen rendimiento, ya que no presentó fricción entre las superficies del mismo material. Esto resultó en un movimiento constante, suave y firme. Esta prueba se puede observar en la Figura 17.

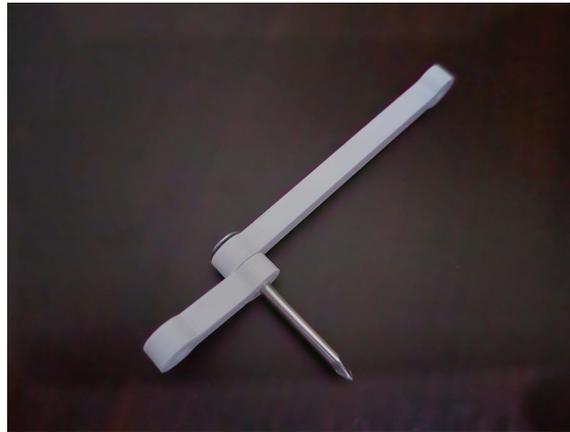


Figura 17: Prueba de movimiento entre eslabones.

7.2.5. Resultados de movilidad de dedo de garra

Con la prueba preliminar descrita anteriormente, se imprimieron todos los eslabones con el tamaño de agujero necesario para lograr los ajustes mencionados previamente. Al igual que los eslabones de la prueba preliminar, estos se fabricaron con PLA. Cada eslabón se ensambló de la misma manera que se muestra en la Figura 10. En este mecanismo, se colocó un resorte de torsión de un gancho para el pelo en la unión entre el falange proximal y el falange intermedio. El ensamblaje del dedo se puede observar en la Figura 18. Durante las pruebas de movilidad realizadas en cada uno de los eslabones, se obtuvieron resultados similares a los de la prueba preliminar. Se logró un movimiento suave y firme en cada unión de los eslabones. Fue posible controlar con éxito el movimiento individual del falange distal, lo que permitiría un agarre paralelo realizado por la garra. También es importante mencionar que el resorte de torsión cumplió su propósito al evitar que el mecanismo del dedo cediera ante la gravedad, proporcionando así una estructura firme en este.

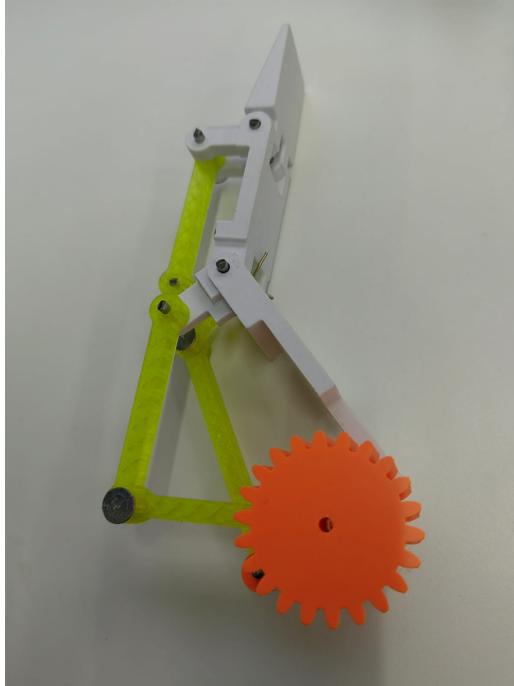


Figura 18: Dedo implementado de garra.

7.2.6. Diseño de resorte de torsión

Como se había mencionado anteriormente, en la descripción del prototipo 4, este requiere resortes de torsión para evitar la rotación en sentido antihorario entre los falanges intermedio y proximal, esto para proporcionar un control pasivo al mecanismo. En este caso, según el documento consultado, se necesita un resorte de torsión que resista $50 \text{ N} \cdot \text{mm}$ para mantener un agarre estable a la hora de accionar el mecanismo. Para la realización de este resorte se tuvieron que tomar en cuenta el diámetro externo, el diámetro del alambre, etc. Estos se definirán más adelante para que se puedan acoplar al diseño del mecanismo según las medidas que tiene este.

Como primer paso, se describirá el cálculo del esfuerzo al que se ve sometido el resorte de torsión. Los resortes de torsión están expuestos a un momento flector en las espiras, lo que genera un esfuerzo por flexión. Estos resortes pueden operar bajo esfuerzos flectores que exceden el esfuerzo de fluencia del alambre desde el momento en que se enrolló el resorte [7]. Este esfuerzo se calcula utilizando la Ecuación [5].

$$\sigma = K * \frac{Mc}{I} \quad (5)$$

En esta ecuación, K es el factor de corrección del esfuerzo, el cual depende de la sección transversal del alambre. En este caso, se consideró una sección circular, y el esfuerzo que se busca puede estar en la fibra interior o exterior. En la Ecuación [6] se muestra cómo Wahl determinó analíticamente los valores de K para alambres redondos, donde C es el índice de resorte, y los subíndices i y o se refieren a la fibra interior y exterior, respectivamente [7].

$$K_i = \frac{4C^2 - C - 1}{4C(C - 1)}, K_o = \frac{4C^2 + C - 1}{4C(C + 1)} \quad (6)$$

El índice C del resorte se determinó utilizando la Ecuación [7](#), donde se empleó la relación entre el diámetro medio de las espiras del resorte y el diámetro del alambre redondo. Para calcular el diámetro medio, se utilizó la Ecuación [8](#), que involucra el diámetro exterior del resorte y el diámetro del alambre circular.

$$C = \frac{D_{medio}}{d_{alambre}}, \quad (7)$$

$$D_{medio} = D_{ext} - d_{alambre}, \quad (8)$$

El primer cálculo realizado fue el del diámetro medio, para el cual se seleccionó un diámetro externo de 6 mm. Esta elección se hizo para dejar un espacio de juego que permitiera que las espirales del resorte se enrollaran aún más cuando se les aplicara fuerza, evitando que presionaran el eje donde está colocado. Respecto al diámetro del alambre, se propuso un valor de 1 mm para asegurar un grosor aceptable y una adecuada resistencia. El cálculo del diámetro medio se muestra en la Ecuación [9](#).

$$D_{medio} = 6mm - 1mm = 5mm \quad (9)$$

Luego de obtener el diámetro medio, se procedió al cálculo de la razón entre el diámetro medio y el diámetro de la espira, conocido como el índice C , con el fin de calcular el factor de corrección del esfuerzo. Este cálculo se presenta en la ecuación [10](#). Para el factor de corrección, se utilizó únicamente la ecuación interna, ya que es la más adecuada para estimar los esfuerzos en las espiras, dado que la externa siempre será menor que la unidad [7](#). Como se puede observar en la Ecuación [11](#), el factor es mayor a la unidad, como se mencionó anteriormente.

$$C = \frac{5mm}{1mm} = 5mm, \quad (10)$$

$$K_i = \frac{4(5mm)^2 - (5mm) - 1}{4(5mm)((5mm) - 1)} = 1.175 \quad (11)$$

La ecuación del esfuerzo flexor se puede simplificar después de realizar una eliminación de variables, como se puede observar en la Ecuación [12](#). Esta ecuación se utilizó con el propósito de calcular el momento máximo que podría soportar el resorte. Para ello, se tuvo que calcular la resistencia a la fluencia basada en el material elegido para el resorte de torsión, que en este caso fue el alambre de piano. El valor de resistencia a la fluencia requiere, en primer lugar, averiguar el valor de la resistencia a la tensión mínima. Se utilizó la tabla que se encuentra en la Figura [19](#), donde se detallan los materiales para la realización de los resortes de torsión simples.

$$\sigma = K_i * \frac{32M}{\pi d^3} \quad (12)$$

Material	ASTM núm.	Exponente m	Diámetro, pulg	A , kpsi · pulg ^{m}	Diámetro, mm	A , Mpa · mm ^{m}	Costo relativo del alambre
Alambre de piano*	A228	0.145	0.004-0.256	201	0.10-6.5	2 211	2.6
Alambre T y R en aceite [†]	A229	0.187	0.020-0.500	147	0.5-12.7	1 855	1.3
Alambre estirado duro [‡]	A227	0.190	0.028-0.500	140	0.7-12.7	1 783	1.0
Alambre al cromo-vanadio [§]	A232	0.168	0.032-0.437	169	0.8-11.1	2 005	3.1
Alambre al cromo-silicio	A401	0.108	0.063-0.375	202	1.6-9.5	1 974	4.0
Alambre inoxidable 302 [#]	A313	0.146	0.013-0.10	169	0.3-2.5	1 867	7.6-11
		0.263	0.10-0.20	128	2.5-5	2 065	
		0.478	0.20-0.40	90	5-10	2 911	
		0.664	0.40-0.80	70	10-20	3 900	
Alambre de bronce fosforado ^{**}	B159	0	0.004-0.022	145	0.1-0.6	1 000	8.0
		0.028	0.022-0.075	121	0.6-2	913	
		0.064	0.075-0.30	110	2-7.5	932	

Figura 19: Constantes para estimar la resistencia de tensión mínima de alambres para fabricar resortes comunes [7].

Como se puede observar en la Ecuación [13], se utilizaron los datos de la tabla antes mencionada del alambre de piano para calcular dicha resistencia. En la Ecuación [14], se calculó la resistencia a la fluencia a partir de la resistencia a la tensión. Luego, se procedió a calcular el momento máximo que puede soportar el resorte de torsión, despejando el momento y sustituyendo el esfuerzo por la resistencia a la fluencia en la Ecuación [12]. El cálculo del momento máximo se puede apreciar en la Ecuación [15].

$$S_{ut} = \frac{A}{d^m} = \frac{2,211 MPa * mm^m}{(1mm)^{0.145}} = 2,211 \frac{N}{mm^2} \quad (13)$$

$$S_y = 0.78 * S_{ut} = 0.78 * (2,211 \frac{N}{mm^2}) = 1,724.58 \frac{N}{mm^2} \quad (14)$$

$$M_{max} = \frac{\pi d^3 S_y}{32 K_i} = \frac{\pi (1mm)^3 (1,724.58 \frac{N}{mm^2})}{32 (1.229)} = 144.09 N * mm \quad (15)$$

Con el esfuerzo máximo calculado, se procedió a calcular todo lo referente a la fatiga a la que estaría expuesto el resorte de torsión. En este caso, se tomaron los momentos máximos y mínimos, a los cuales se les asignó un valor de 50 N*mm y 10 N*mm respectivamente. Estos valores se deben a que, cuando la garra no está siendo accionada, el resorte soporta el momento generado por el paso de los eslabones (10 N*mm), y cuando es accionada, el resorte maneja el movimiento para sujetar objetos de diferentes tamaños (50 N*mm). Estos momentos se utilizaron para encontrar el momento alternante y el medio, para luego calcular su coeficiente de flexión y los esfuerzos correspondientes, como se puede observar desde la Ecuación [16] hasta la [20].

$$M_a = \frac{(M_{max} - M_{min})}{2} = \frac{(50N * mm) - (10N * mm)}{2} = 20N * mm \quad (16)$$

$$M_m = \frac{(M_{max} + M_{min})}{2} = \frac{(50N * mm) + (10N * mm)}{2} = 30N * mm \quad (17)$$

$$r = \frac{M_a}{M_m} = \frac{20N * mm}{30N * mm} = 0.667 \quad (18)$$

$$\sigma_a = K_i * \frac{32M_a}{\pi d^3} = 1.175 * \frac{32(20N * mm)}{\pi(1mm)^3} = 239.37 \frac{N}{mm^2} \quad (19)$$

$$\sigma_m = \frac{M_m}{M_a} * \sigma_a = \frac{30N * mm}{20N * mm} * 239.37 \frac{N}{mm^2} = 359.05 \frac{N}{mm^2} \quad (20)$$

Después se procedió a calcular la resistencia a la elasticidad S_e usando las ecuaciones [21](#) y [22](#). Con este valor calculado, la resistencia a la tensión mínima y el coeficiente de flexión r , se obtuvo el resultado de la resistencia alternante, como se muestra tanto en la ecuación [23](#) como en la [24](#). Para verificar que el resorte estuviera asegurado, se procedió a calcular el factor de seguridad, para lo cual se utilizó la resistencia y el esfuerzo alternante, obteniendo así un factor de seguridad mayor a la unidad, lo que indica que no fallará en su uso. Este resultado se puede observar en la Ecuación [25](#).

$$S_r = 0.50(S_{ut}) = 0.50(2,211 \frac{N}{mm^2}) = 1,105.5 \frac{N}{mm^2} \quad (21)$$

$$S_e = \frac{\frac{S_r}{2}}{1 - (\frac{S_r}{S_{ut}})^2} = \frac{\frac{1,105.5 \frac{N}{mm^2}}{2}}{1 - (\frac{1,105.5 \frac{N}{mm^2}}{2,211 \frac{N}{mm^2}})^2} = 589.6 \frac{N}{mm^2} \quad (22)$$

$$S_a = \frac{r^2 S_{ut}^2}{2S_e} \left[-1 + \sqrt{1 + \left(\frac{2S_e}{r S_{ut}} \right)^2} \right] \quad (23)$$

$$S_a = \frac{0.667^2 * 2,211^2}{2 * 589.6} \left[-1 + \sqrt{1 + \left(\frac{2 * 589.6}{0.667 * 2,211} \right)^2} \right] = 517.05 \frac{N}{mm^2} \quad (24)$$

$$nf = \frac{S_a}{\sigma_a} = \frac{517.05 \frac{N}{mm^2}}{239.37 \frac{N}{mm^2}} = 2.16 \quad (25)$$

Para finalizar, se continuó calculando la holgura entre el diámetro del eje, donde se alojara el resorte, y el nuevo diámetro medio del resorte. Esto se debe a que, al aplicarle un momento,

el resorte se enrolla más, lo que podría hacer que las espiras del resorte aprieten el eje. La holgura debe ser positiva para garantizar que no ocurra lo mencionado anteriormente. Para calcular la holgura, primero se debe calcular el nuevo diámetro medio del resorte utilizando la Ecuación 26. El cálculo del diámetro medio requiere el número total de vueltas y la deflexión angular del cuerpo de la espira en el número de vueltas.

Para calcular el número total de vueltas, se utilizó un ángulo de 45° con respecto a la horizontal, lo que permite dejar una separación de 135° entre los extremos. Esta separación corresponde a la distancia entre las falanges intermedias y proximales, donde se requiere el control pasivo. El ángulo de 45° se refiere al ángulo beta, que se puede observar en la Figura 20. Estos datos se emplearon en la Ecuación 27 para obtener el número total de vueltas, incluyendo tanto las completas como las parciales. Luego, este dato se utilizó para calcular la deflexión angular del cuerpo con su módulo de elasticidad, lo que proporciona el número de vueltas en las que se enrollará el resorte. Este resultado se muestra en la Ecuación 28.

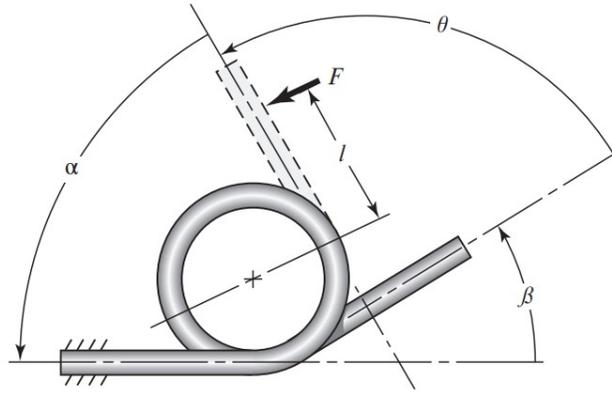


Figura 20: Ángulo de la ubicación del extremo libre [7].

$$D' = \frac{N_b D}{N_b + \theta'_c} \quad (26)$$

$$N_b = entero + \frac{\beta}{360^\circ} = 5 + \frac{45^\circ}{360^\circ} = 5.125 vueltas \quad (27)$$

$$\theta'_c = \frac{10.8 M D N_b}{d^4 E} = \frac{10.8 * (50 N * mm)(4 mm)(5.125)}{(1 mm)^4 (200000 \frac{N}{mm^2})} = 0.19 vueltas \quad (28)$$

Teniendo calculada tanto la deflexión del cuerpo como el número total de vueltas, se procedió a calcular el nuevo diámetro medio del resorte, como se muestra en la Ecuación 29. Con el nuevo diámetro medio, se pudo calcular la holgura entre el diámetro interno del resorte y el eje donde se colocará. Para esto, se restó el diámetro del alambre y del eje al diámetro medio encontrado. Este cálculo se presenta en la Ecuación 30. Como se observa en el resultado, la holgura resultó positiva, lo que asegura que el resorte no apretará al eje al momento de usarlo, evitando así que afecte al mecanismo. Con esto se determina que el material y las medidas seleccionadas son las adecuadas para el resorte. También se debe

recalcar que la longitud de las patas del resorte es de 12 mm aproximadamente, ya que esta es la distancia desde el pasador hasta los eslabones. Este dato ya se tiene en cuenta en el torque de 50 N*mm mencionado anteriormente .

$$D' = \frac{(5.125)(5mm)}{5.125 + 0.19} = 4.81mm \quad (29)$$

$$\Delta = D' - d - D_p = 4.81mm - 1mm - 3mm = 0.81mm \quad (30)$$

Con las características del resorte establecidas, se procedió a buscar un resorte de torsión que cumpliera con dichas especificaciones. Para esta selección, se consideraron los resortes de torsión de ganchos para pelo, ya que estos utilizan el mismo material propuesto, el alambre de piano, y también cumplen con el rango de torque requerido. Por lo tanto, se midieron varios resortes y se seleccionó el más similar y se colocó entre el falange medio y proximal para cumplir con la función pasiva requerida en la garra para el agarre de objetos finos. El resorte de torsión seleccionado se puede visualizar en la Figura 21.

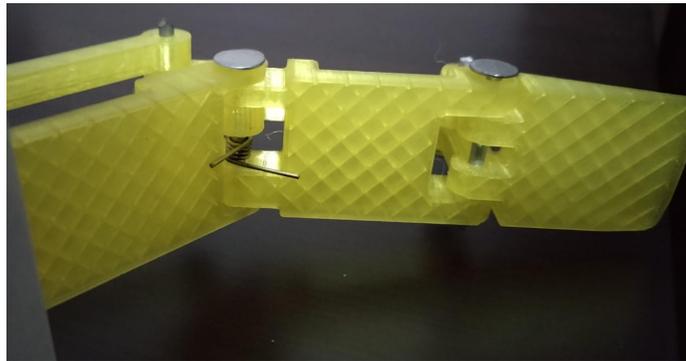


Figura 21: Resorte de torsión colocado en dedo del mecanismo.

7.2.7. Diseño de engranes y tornillos sin fin

Para mover los eslabones que proporcionan el agarre de los objetos y el movimiento individual del falange distal, se utilizan tornillos sin fin que accionan engranajes helicoidales que mueven dichos eslabones. Para el diseño tanto del tornillo sin fin como de su respectivo engranaje, se optó por utilizar un generador de engranajes. El generador de engranajes encontrado y utilizado fue una extensión de Fusion 360 llamada GF Gear Generator. Esta fue la razón principal por la que se eligió este software para el diseño de los conjuntos de engranajes y tornillos sin fin. Para realizar el diseño de estos componentes, primero se tuvieron que realizar los cálculos pertinentes.

Para realizar los cálculos de primero se determinaron los parámetros requeridos por el generador de engranajes antes mencionado que se muestra en la Figura 22. Después se procedió a buscar las ecuaciones adecuadas para determinar cada uno de los parámetros antes mencionados. Según el libro de Shigley se tienen que definir primeramente la velocidad de

tanto entrada como salida, el número de hilos del tornillo sin fin (N_w), el módulo (m) y el diámetro primitivo del tornillo sin fin (dt) [7].

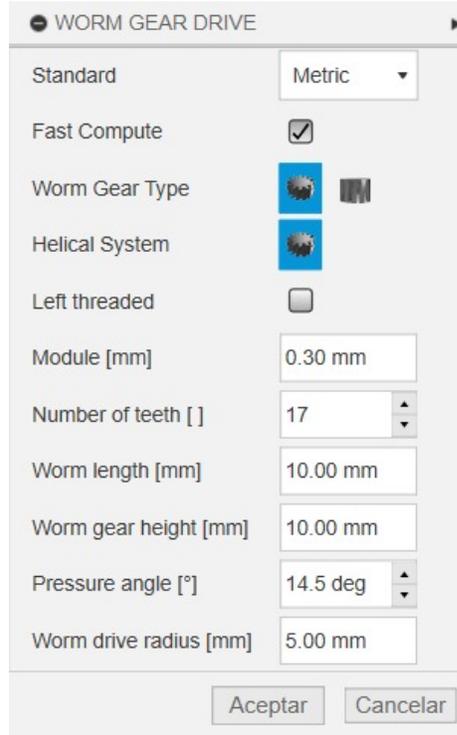


Figura 22: Parámetros del generador de engranes.

Con estos parámetros definidos, se procedió a calcular la relación de la velocidad de entrada con la velocidad de salida deseada. Para esto, se utilizó la Ecuación [31]. Posteriormente, se calculó el número de dientes que tendría que tener el engranaje helicoidal mediante la Ecuación [32]. Cabe mencionar que el número de hilos solo puede ser uno, ya que esta es la cantidad permitida por el generador de engranajes. Luego, se empleó la Ecuación [33] para calcular el diámetro primitivo del engranaje utilizando el valor resultante del número de dientes junto con el módulo definido inicialmente [7].

$$m_G = \frac{V_{entrada}}{V_{salida}} \quad (31)$$

$$N_G = m_G * N_w \quad (32)$$

$$D = N_G * m \quad (33)$$

Después se procedió a calcular la longitud del tornillo sin fin, para esto se le dio uso tanto la Ecuación [35] (diámetro de la garganta del engrane), [36] (addendum) y [37] (paso axial/paso circular). Estas se calcularon primeramente para luego usar sus valores resultantes en la

Ecuación 34 con el fin de encontrar el valor de la longitud necesaria para el tornillo sin fin 7.

$$F_W = 2 \left[\left(\frac{D_t}{2} \right)^2 - \left(\frac{D}{2} - a \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (34)$$

$$D_t = D + 2a \quad (35)$$

$$a = 0.3183p_x \quad (36)$$

$$p_x = p = \frac{\pi * D}{N_G} \quad (37)$$

En el caso del ancho de la cara del engranaje, también se tuvo que hacer uso de los resultados de las Ecuaciones 36 y 37, junto con la Ecuación 39 (diámetro exterior del tornillo sin fin), para determinar el grosor óptimo que tendría que tener el engranaje para que fuera impulsado correctamente por el tornillo sin fin. Para ello se tuvo que utilizar la Ecuación 37 la requirió de los resultados de los parámetros antes mencionados 7.

$$F_G = (D_{ow}^2 - d_t^2)^{\frac{1}{2}} \quad (38)$$

$$D_{ow} = d_t + 2a \quad (39)$$

Como paso siguiente, se realizó el cálculo de la distancia entre los centros del tornillo sin fin y el engranaje. Para obtener dicho resultado, se utilizó la Ecuación 40, que a su vez empleó el parámetro establecido del diámetro primitivo del tornillo sin fin y el resultado del diámetro primitivo del engranaje. Este cálculo asegura tener la distancia correcta para que, al girar el tornillo sin fin, pueda tener contacto con el engranaje y este pueda moverse correctamente 7.

$$C = \frac{(d_t + D)}{2} \quad (40)$$

Para el parámetro del radio de la raíz del tornillo sin fin, se utilizó el resultado de la Ecuación 37 para luego calcular el valor de las Ecuaciones 43 (dedendum) y 41 (diámetro de la raíz del sin fin). Se utilizó el valor obtenido del diámetro de la raíz del tornillo sin fin en la Ecuación 42 para así obtener el penúltimo valor, el radio de la raíz del sin fin, de los parámetros requeridos por el generador de engranajes 7.

$$D_{rw} = d_t - 2b \quad (41)$$

$$r_w = \frac{D_{rw}}{2} \quad (42)$$

$$b = 0.3683p_x \quad (43)$$

Para finalizar los cálculos, se usó la tabla que se encuentra en la Figura 23 para determinar el ángulo de presión adecuado el conjunto de engranes con tornillo sin fin. Para este se tuvo que determinar antes el número de dientes para así tener el ángulo de presión adecuado que se muestra en la tabla antes mencionada [7].

Tabla 15-10	ϕ_n	$(N_G)_{\min}$
Número mínimo de dientes	14.5	40
de engrane de un ángulo	17.5	27
normal de presión ϕ_n	20	21
	22.5	17
	25	14
	27.5	12
	30	10

Figura 23: Tabla de ángulos de presión según el número de dientes [7].

Para hacer los cálculos de los engranajes más versátiles, se transfirieron las ecuaciones mencionadas anteriormente a una hoja de cálculo para poder realizar cambios en los valores de entrada y obtener resultados de manera práctica al realizar iteraciones.

Las características del tornillo sin fin y de los engranajes encargados del movimiento síncrono para abrir y cerrar la garra se pueden observar en la Figura 24. En el caso del engranaje y el tornillo sin fin destinados a manipular los eslabones responsables del movimiento del falange distal, sus parámetros se pueden visualizar en la Figura 25. El tamaño tanto del tornillo sin fin como del engranaje se ajustó modificando el valor del módulo y el diámetro primitivo del sin fin hasta que coincidiera con las medidas obtenidas con el software Tracker. También se realizaron modificaciones en los engranajes para conectarlos a los eslabones mencionados anteriormente en el subcapítulo de diseño de eslabones. En el caso de los tornillos sin fin, se les añadieron ejes en su diseño para anclarlos a los actuadores y proporcionar movimiento a estos. Estas modificaciones se pueden visualizar en las Figuras 26 y 27.

CALCULOS		
Velocidad_de_entrada	352	RPM
Velocidad_de_salida	16	RPM
Nw(No. de hilos tornillo)	1	
m (modulo)	1,75	
dt (Diametro primitivo tornillo)	21	mm
Px(Paso axial tornillo sin fin)	5,5	mm
mG(relacion de velocidad)	22,00	
NG(No. de dientes engrane)	22	
D (Diametro primitivo engranaje)	38,50	mm
Fw (Longitud de tornillo)	22,00	mm
FG (Ancho de engrane)	16,00	mm
c (distancia entre centros)	29,75	mm
Angulo de presion	20	
rw (Radio raiz del tornillo)	8,3125	mm

Figura 24: Medidas para tornillo y engrane para movimiento síncrono.

CALCULOS		
Velocidad_de_entrada	224	RPM
Velocidad_de_salida	16	RPM
Nw(No. de hilos tornillo)	1	
m (modulo)	1,13	
dt (Diametro primitivo tornillo)	14	mm
Px(Paso axial tornillo sin fin)	3,54	mm
mG(relacion de velocidad)	14,00	
NG(No. de dientes engrane)	14	
D (Diametro primitivo engranaje)	15,82	mm
Fw (Longitud de tornillo)	11,00	mm
FG (Ancho de engrane)	10,17	mm
c (distancia entre centros)	14,91	mm
Angulo de presion	25	
rw (Radio raiz del tornillo)	5,59	mm

Figura 25: Medidas para tornillo y engrane para movimiento de falange distal.

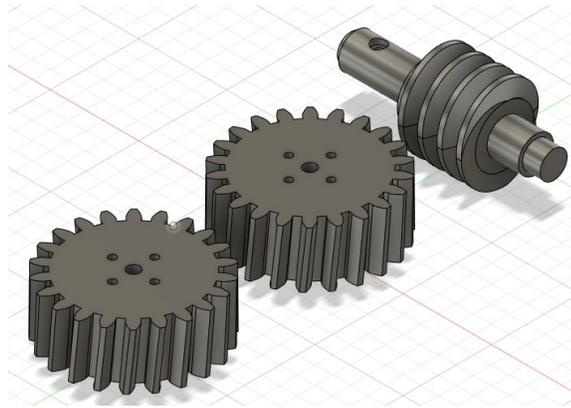


Figura 26: Diseño de tornillo y engrane para movimiento síncrono de garra.

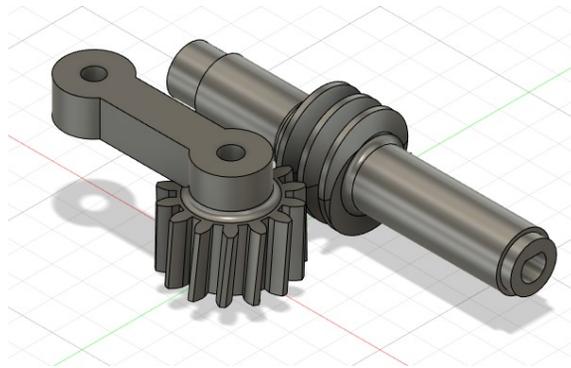


Figura 27: Diseño de tornillo y engrane para movimiento de falange distal.

7.2.8. Fabricación de engranes y tornillos sin fin

En cuanto a la fabricación de los engranajes, también se optó por la impresión 3D, al igual que en el caso de los eslabones. De manera similar a la fabricación de los eslabones, se realizó la impresión de un engranaje junto con su respectivo tornillo sin fin, con el objetivo de no desperdiciar material en la medida de lo posible. Para verificar el nivel de detalle de la impresión, se imprimió el engranaje y tornillo más pequeño del mecanismo de la garra. Para su fabricación, se probaron una variedad de materiales disponibles en la Universidad del Valle de Guatemala, que incluyen PLA, ASA, resina y PETG. Las pruebas de estos materiales se pueden apreciar desde la Figura 28 hasta la Figura 31. En el caso de la resina y el ASA, se observaron varios puntos de residuo del material de soporte tanto en el tornillo como en el engranaje. Esto requirió un proceso de desbaste en estos puntos para evitar interferencias al realizar las pruebas de movimiento.



Figura 28: Engrane y tornillo sin fin impresos en PLA.



Figura 29: Engrane y tornillo sin fin impresos en ASA.



Figura 30: Engrane y tornillo sin fin impresos en Resina.



Figura 31: Engrane y tornillo sin fin impresos en PETG.

7.2.9. Pruebas de movimiento de engranes y tornillos sin fin

Al igual que se hizo con los eslabones, se llevaron a cabo pruebas preliminares de movimiento entre el tornillo sin fin y el engranaje para cada material probado. Para realizar estas pruebas, se diseñó una base que tuvo en cuenta la distancia entre los centros de ambos componentes y garantizó que tuvieran la misma distancia vertical para su correcto funcionamiento, como se muestra en las Figuras 28 a 31. Al realizar las pruebas con cada conjunto, se determinó que tanto el material ASA como la resina no eran adecuados, ya que presentaron una alta fricción entre ellos al girar el tornillo sin fin, lo que provocó que el engranaje no se moviera. Por otro lado, los conjuntos fabricados con PLA y PETG mostraron una movilidad suave y sin resistencia al girar el tornillo sin fin. En este caso, se seleccionó el material PETG debido a su mayor resistencia en comparación con el PLA por la adherencia entre capas que presenta a la hora de su impresión, lo que permitirá que los tornillos y engranajes fabricados soporten una carga más elevada durante su accionamiento.

7.2.10. Resultados de movilidad de conjuntos de engranes y tornillos sin fin

Una vez definido el material para cada engranaje y tornillo sin fin, se procedió a imprimir y ensamblar cada uno de ellos para llevar a cabo una prueba de movilidad. Para llevar a cabo esta prueba, fue necesario instalar estos engranajes y tornillos sin fin en la base del mecanismo completo y comprobar si la distancia entre los centros de cada tornillo y su correspondiente engranaje era la adecuada. Como se puede apreciar en la Figura 32 se colocaron los engranajes junto con el mecanismo de eslabones para realizar estas pruebas. El proceso de prueba consistió en mover cada tornillo para accionar su engranaje correspondiente. Al realizar esta acción, se confirmó que cada engranaje se movía de manera fluida, sin ninguna interferencia, lo que demostró que las distancias entre los centros de cada uno eran las correctas.

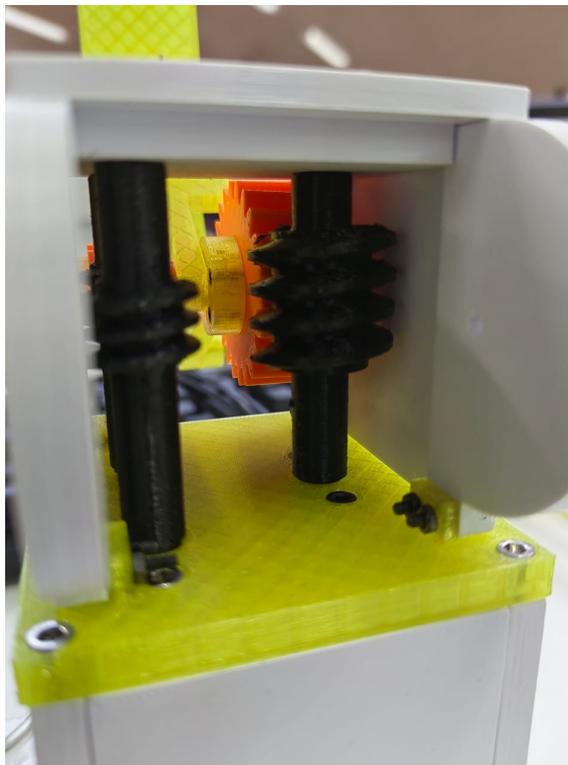


Figura 32: Conjunto de engranes y tornillos sin fin del mecanismo.

7.2.11. Diseño de base de mecanismo

Para diseñar la base en cuestión, se tomaron en cuenta las dimensiones del actuador que se utilizaría: el motor DC ReliaPro 153438. Este motor fue seleccionado debido a su disponibilidad en la Universidad del Valle de Guatemala. Después de medir sus dimensiones, se diseñó una base que incluía agujeros con las medidas adecuadas para que los ejes de cada motor encajaran y orificios para asegurar los motores con tornillos. Además, se consideró que dos de los tres actuadores estarían ubicados uno al lado del otro. La tapa superior de la base, que es parte integral de la estructura, también cuenta con agujeros en la misma

posición que los agujeros para los ejes de los actuadores. Esto se hizo para proporcionar dos puntos de apoyo a los tornillos sin fin del mecanismo durante su funcionamiento.

El diseño de las paredes se basó en las dimensiones de la base de los motores. Estas paredes se diseñaron lo suficientemente altas para acomodar cada motor y permitir espacio adicional para las conexiones eléctricas de los mismos. Es importante mencionar que en las paredes frontal y trasera se dejaron aberturas para realizar conexiones eléctricas externas durante las pruebas del mecanismo con los actuadores. Se incluyeron orificios en cada una de las paredes y en la base para los motores, permitiendo el ensamblaje de toda la estructura utilizando tornillos de 2 mm y 3 mm. Este conjunto de paredes se ancló de igual forma a una base circular con espacios para torillos de 2 mm. Esta estructura ensamblada se muestra en la Figura 33.

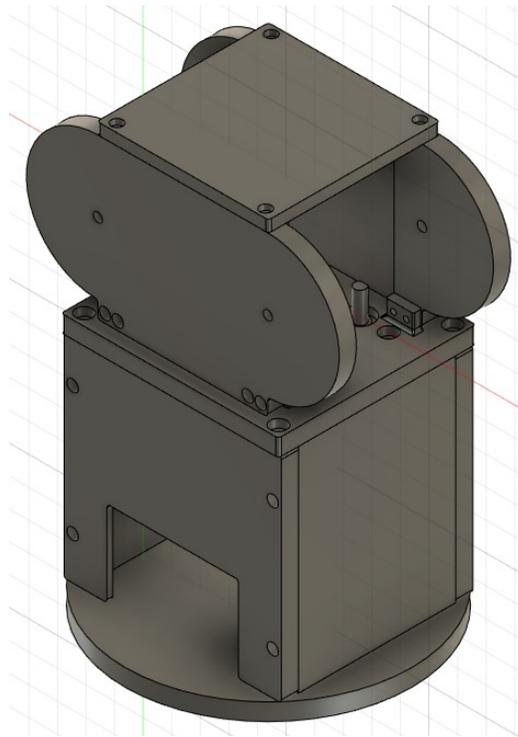


Figura 33: Diseño asistido por computadora de ensamble de base del mecanismo.

7.2.12. Fabricación y resultados de base del mecanismo

En este caso, no se realizaron iteraciones de prueba, como se hizo con el sistema de tornillos-engranajes y los eslabones. También se optó por utilizar PLA para imprimir estas piezas, esto debido a su facilidad de impresión por la cantidad de piezas que lo comprende. Esto resultó en componentes lo suficientemente resistentes, debido a las características del material como su elasticidad y resistencia, para soportar todo el mecanismo. La única prueba que se llevó a cabo en este caso se centró en la base de los motores, donde se verificó que los motores encajaran adecuadamente en sus respectivos espacios. Tanto la parte del eje del motor como los espacios para fijarlos a la base demostraron ser firmes y sin resistencia alguna durante el ensamblaje. Se puede observar el montaje de la base de la garra en la

Figura 34.

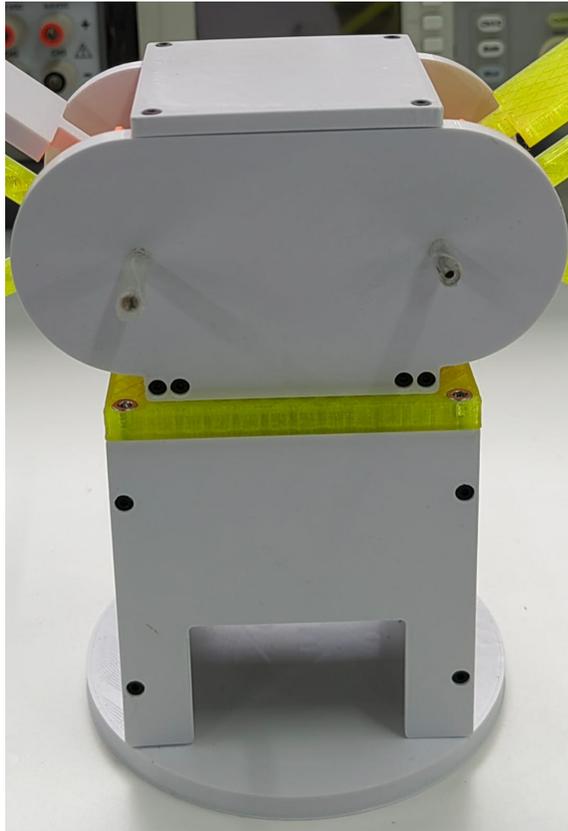


Figura 34: Ensamble de la base de la garra.

7.2.13. Resultados de prueba mecánica de mecanismo completo de garra

Con el mecanismo de eslabones de los dedos ensamblado, junto con el conjunto de engranajes y tornillos sin fin, así como el montaje de la base, se procedió a unirlos para completar la garra, como se muestra en la Figura 35. La prueba mecánica realizada en el mecanismo consistió en girar manualmente cada uno de los tornillos sin fin para verificar si los eslabones se movían adecuadamente. En el caso del tornillo sin fin sincrónico, se confirmó que ambos dedos se movían al unísono al abrir y cerrar la garra, tal como se esperaba. El movimiento de los dedos era firme y fluido al girar el tornillo sin fin. Además, se comprobó que el resorte de torsión proporcionaba firmeza a cada dedo durante su movimiento, asegurando así la estabilidad. En cuanto a los tornillos sin fin utilizados para el movimiento del falange distal, al girarlos manualmente, se verificó que el falange distal se movía de la manera prevista. Estos resultados, en línea con las expectativas, indicaron que sería posible lograr tanto un agarre adaptable a la forma del objeto como un agarre paralelo.



Figura 35: Ensamble completo de la garra.

7.3. Antebrazo

7.3.1. Diseño de antebrazo

Para el diseño del antebrazo, se tomaron medidas de un brazo izquierdo de un hombre de 24 años de edad. Las medidas se obtuvieron desde la mitad tanto del radio como del cúbito del brazo, donde comúnmente ocurren las amputaciones transradiales, hasta el codo. Se seleccionaron diferentes puntos a lo largo de la longitud total mencionada anteriormente para medir el grosor del brazo en estos distintos puntos. Estos grosores se utilizaron para crear elipses lo suficientemente grandes y separadas, de manera que el brazo en cuestión cupiera tanto en longitud como en grosor, como se puede observar en la Figura [36](#).

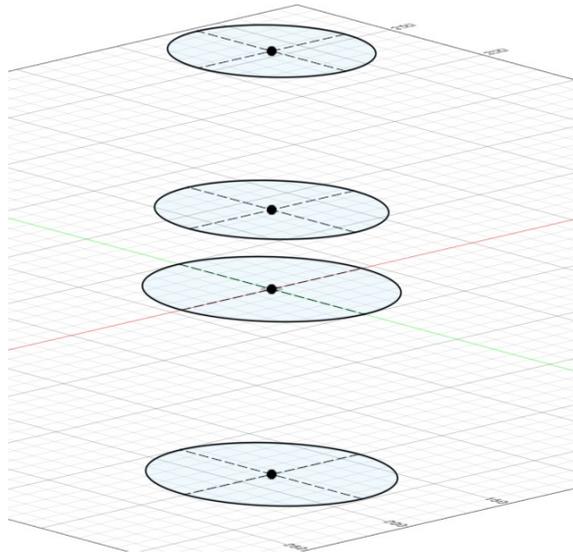


Figura 36: Elipses con medidas de brazo.

Con estas elipses colocadas una encima de otra, se llevó a cabo la operación Loft para obtener una pieza sólida que se asemejara al brazo humano. Una vez obtenida esta pieza sólida, se volvieron a crear las elipses, cada una con una medida de 10 mm menor que la anterior, teniendo en cuenta que todavía habría espacio para que cupiera el brazo. El único cambio en este nuevo orden de elipses fue la introducción de una separación de 5 mm debajo de la elipse que estaría ubicada en la amputación propiamente dicha. Se ejecutó nuevamente la operación Loft con el nuevo conjunto de elipses, restando con el sólido ya existente y dejando una carcasa para que el brazo amputado cupiera apropiadamente. Esto se puede observar en la Figura [37](#).

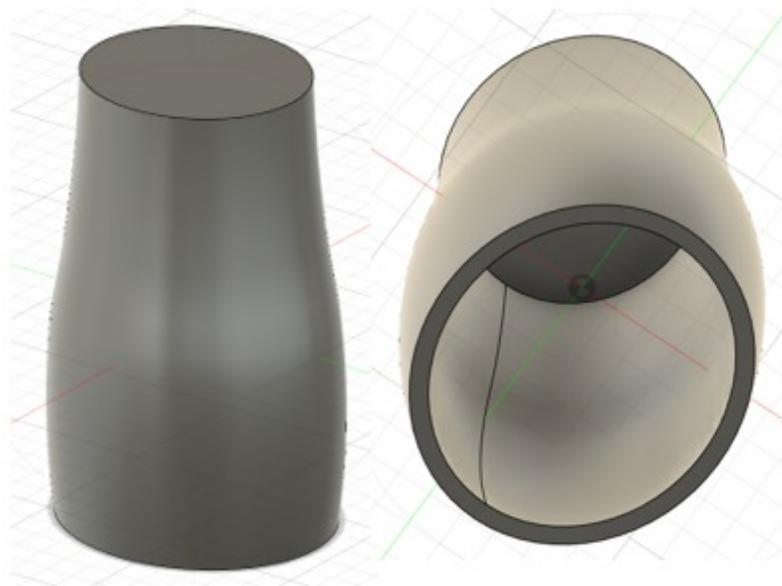


Figura 37: Antebrazo para prótesis.

Después de obtener la estructura base del antebrazo, este fue cortado por la mitad de forma vertical. La razón de dividir el antebrazo de esta manera fue facilitar el ensamblaje al equiparlo en el paciente. Además, se realizó un corte de 35° con respecto a la horizontal en la parte inferior de una de las mitades del antebrazo, pensando en que esta iría en la región del brazo donde se flexiona el codo. Este corte evita que la parte en cuestión choque con el bíceps, proporcionando mayor comodidad al colocarlo. Este detalle se puede apreciar en la Figura 38.

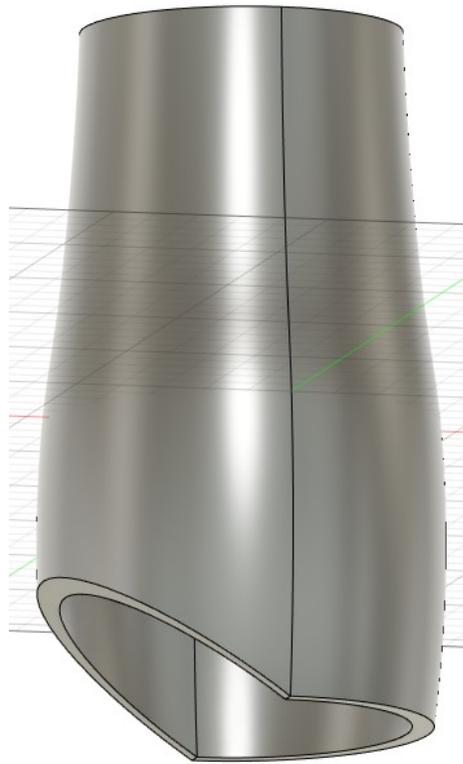


Figura 38: Antebrazo con modificaciones de corte.

Con el antebrazo dividido, se procedió a implementar el método de sujeción para unir las mitades una vez fabricadas. Para lograr esta unión, se optó por el uso de tornillos Allen y tuercas de 2 mm, ya que no ocupan demasiado espacio y eran los materiales disponibles. En una de las mitades, se crearon formas hexagonales en las paredes en seis puntos distintos, correspondientes a la geometría de las tuercas de 2 mm, asegurando así la firmeza en la sujeción. Por otro lado, en la mitad restante se realizaron las circunferencias necesarias para que pasaran los tornillos Allen. Estos fueron colocados en las paredes, coincidiendo con los mismos puntos de sujeción que en la otra mitad. El resultado se puede visualizar en la Figura 39.

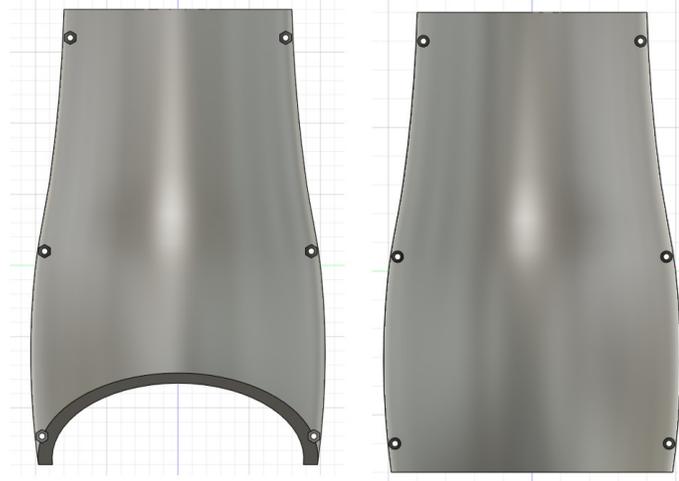


Figura 39: Método de unión para las dos mitades del antebrazo.

Por último, para anclar el antebrazo a la base del mecanismo, se optó por utilizar tornillos Allen y tuercas, esta vez de 3 mm. Se decidió crear canales en la parte superior de cada una de las dos mitades del antebrazo, con dimensiones que permitieran alojar las tuercas de 3 mm junto con sus respectivos agujeros de la medida correspondiente. Estos canales se realizaron en la pared superior, donde se llevaría a cabo el anclaje con la base del mecanismo. Por cada mitad del antebrazo, se crearon dos canales, formando así un total de cuatro puntos de anclaje. El método de anclaje se puede apreciar en la Figura [40](#).

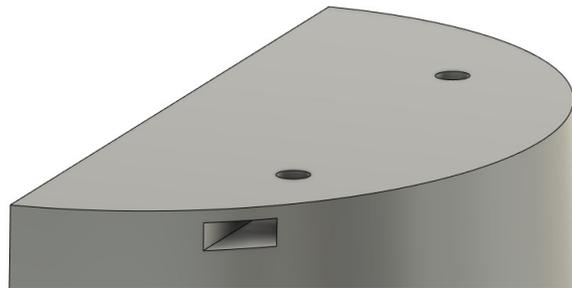


Figura 40: Método de sujeción entre el antebrazo y base de mecanismo.

7.3.2. Análisis de esfuerzos de antebrazo

Para el antebrazo, se llevó a cabo un análisis de esfuerzos en las uniones de pernos, considerando tanto el cortante por aplastamiento como el desgarrar de material. Estos análisis se enfocan exclusivamente en el material, ya que este se vería significativamente afectado al enfrentar fuerzas considerables, especialmente dado que los tornillos utilizados están fabricados con una aleación de metales, por lo que están asegurados. Inicialmente, se realizó el análisis por aplastamiento, que asume que las componentes de las fuerzas se distribuyen uniformemente sobre el área de contacto proyectada en el tornillo.

Para calcular el esfuerzo, se empleó la ecuación [44](#). En esta ecuación, la fuerza que actúa sobre los tornillos se divide entre el área proyectada, que es el producto del espesor de la placa que sostiene el tornillo y su diámetro [7](#). La dirección de la fuerza asumida, al antebrazo ensamblado, se puede observar en la Figura [41](#), que representa la situación de cortante en las uniones de los tornillos.

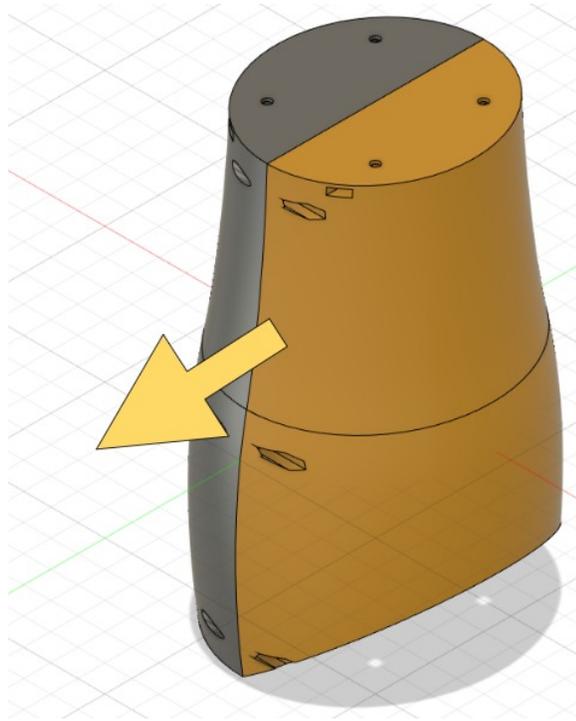


Figura 41: Dirección de fuerza aplicada en antebrazo.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (44)$$

Para este cálculo, se asumió una fuerza ejercida lateralmente en una de las mitades del antebrazo, como se muestra en la Figura [41](#), mientras que la otra mitad permanece fija. En esta configuración, se supuso que la fuerza distribuida en cada uno de los tornillos era de 50 Newtons, equivalente a aproximadamente 11 libras de masa. Esta suposición se hizo con el fin de someter cada tornillo a una carga considerable para demostrar la seguridad del material. Luego, se consideraron el grosor de la placa de PLA, material pensado para fabricación, que aloja el tornillo y el diámetro del mismo, que son 3 mm y 2 mm respectivamente, para obtener así el área proyectada, que resultó ser de 6 milímetros cuadrados. La Ecuación [45](#) muestra el esfuerzo por aplastamiento aplicado en el área proyectada.

$$\sigma = \frac{50N}{6mm^2} = 8.33MPa \quad (45)$$

Luego, se procedió a determinar el factor de seguridad del material, utilizando la ecuación [46](#). Este cálculo tiene como objetivo evaluar la capacidad del material para resistir esfuerzos

sin experimentar fallas o deformaciones permanentes. Para calcularlo, se dividió la resistencia a la fluencia entre el esfuerzo al que se expone el material, que en este caso es el esfuerzo previamente calculado. La Ecuación 47 muestra este cálculo, que resulta en un valor de 3.15, proporcionando un factor mayor a uno. Al ser el factor de seguridad superior a uno asegura que el material no fallará en el punto crítico analizado, garantizando así que el material no se aplastará en esta área.

$$n = \frac{S_y}{\sigma} \quad (46)$$

$$n = \frac{26.2MPa}{8.33MPa} = 3.15 \quad (47)$$

Para el esfuerzo por desgarre del material, se utilizó la misma estructura que la Ecuación 44. Sin embargo, en este caso, el área está determinada por el diámetro del tornillo y la distancia entre la circunferencia del espacio para el tornillo y la orilla de la pared, siendo estos 2 mm y 1.5 mm respectivamente. El cálculo del esfuerzo por desgarramiento se presenta en la Ecuación 48, dando como resultado un esfuerzo el doble del esfuerzo por aplastamiento anteriormente calculado. Después de realizar este cálculo, se procedió a calcular el factor de seguridad, utilizando la resistencia al corte estimada como 0.677 veces la resistencia a la fluencia. La Ecuación 49 muestra que el cálculo del factor de seguridad fue de 1.21, indicando que el material no fallará ni se desgarrará, ya que este factor es mayor a uno. Esto demuestra que el grosor de la pared, de 5 mm del antebrazo, es lo suficientemente grueso.

$$\sigma = \frac{50N}{3mm^2} = 16.67MPa \quad (48)$$

$$n = \frac{0.677 * 26.2MPa}{16.67MPa} = 1.21 \quad (49)$$

7.3.3. Fabricación de antebrazo

Para la fabricación del antebrazo, se optó por utilizar material PLA, esto debido a su facilidad de impresión, su flexibilidad y que no es propenso a rayones como lo es PETG, lo cual hace que las piezas soporten todo el peso del mecanismo, el soporte del mecanismo y los actuadores sin que se rompan. Antes de proceder a la fabricación de estas piezas, se realizó una modificación en cada una de las mitades del antebrazo. La modificación consistió en un corte aproximadamente a la mitad de forma horizontal, dejando un total de cuatro piezas para conformar el antebrazo. Esto se hizo con el propósito de facilitar la impresión, ya que las piezas tenían un gran tamaño. Para guiar el proceso de unión de las piezas resultantes del corte horizontal, se diseñaron pines de 1.5 mm de diámetro con una longitud de 1.2 mm en las partes donde se ancla la base del mecanismo junto con el antebrazo. En las otras piezas, se siguió un proceso similar, pero se eliminó material con la forma de los pines diseñados para que encajaran y se pudieran unir estas piezas de manera adecuada. La guía para la unión en cuestión se puede visualizar en la Figura 42.

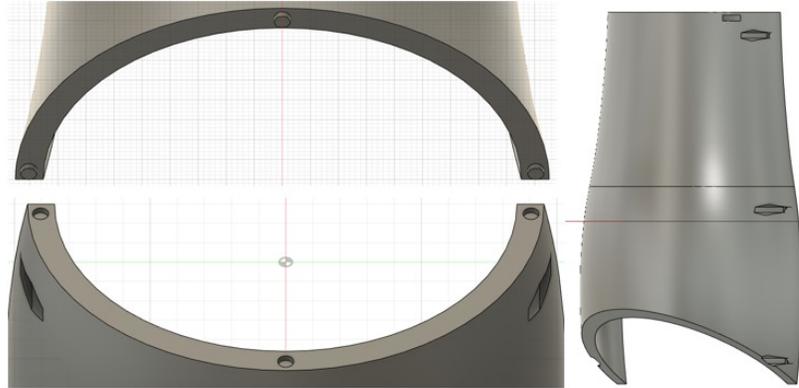


Figura 42: Separación de antebrazo por corte horizontal.

Con la intención de no gastar material y realizar una prueba preliminar del antebrazo, solo se imprimieron las dos partes donde se une el antebrazo con la base del mecanismo. Estas piezas se modificaron cortando la parte del anclaje en cuestión con el propósito de probarlo en un brazo y determinar si cumple con las medidas adecuadas. Como se puede observar en la Figura 43, las impresiones tuvieron un buen acabado, con los pines guía fabricados correctamente. También se aprecia que sí cumple con las medidas correctas, ya que al ensamblarlo y colocarlo en un brazo, encajó correctamente sin mostrar ninguna dificultad. Con esta prueba realizada, se procedió a imprimir todas las partes del antebrazo de manera completa.

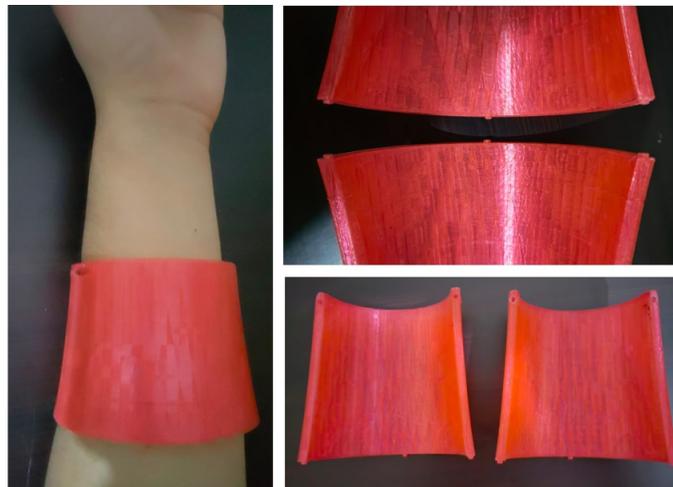


Figura 43: Prueba de impresión preliminar de antebrazo.

7.3.4. Prueba y resultados de antebrazo de prótesis

Una vez impresas todas las piezas del antebrazo, se realizó su respectiva prueba. La prueba en sí consistió únicamente en verificar que los pines encajaran correctamente en sus respectivos lugares, permitiendo que cada una de las mitades del antebrazo se pudiera unir con super bonder de manera adecuada. Una vez pegadas dichas partes, las dos mitades se

ensamblaron con los tornillos y tuercas de 2 mm correspondientemente. En la Figura 44, se puede observar que la prueba proporcionó buenos resultados, ya que el antebrazo se pudo armar correctamente sin ningún desperfecto.



Figura 44: Ensamble completo de antebrazo.

7.3.5. Modificación de base del mecanismo

En lo que respecta a la base del mecanismo, se realizaron modificaciones en la misma debido a que era demasiado grande y no se ajustaba a la anatomía del antebrazo. Por esta razón, se optó por reemplazar las paredes donde se resguardan los motores por un recipiente con forma de elipse, con dimensiones específicas del elipse donde se da el anclaje del antebrazo con la base del mecanismo. En cuanto a la tapa, donde van anclados los motores, se reutilizó con la única modificación de aplicar la operación Fillet en cada una de las esquinas, para que tuviera aproximadamente el tamaño del recipiente que resguarda los motores. Para unir estas dos partes, se añadieron canales al recipiente para introducir tuercas de 2 mm, y a la tapadera se le incorporaron los espacios adecuados para alojar tornillos Allen de 2 mm en las mismas posiciones donde se realizaron los canales. Esto se ilustra en la Figura 45.

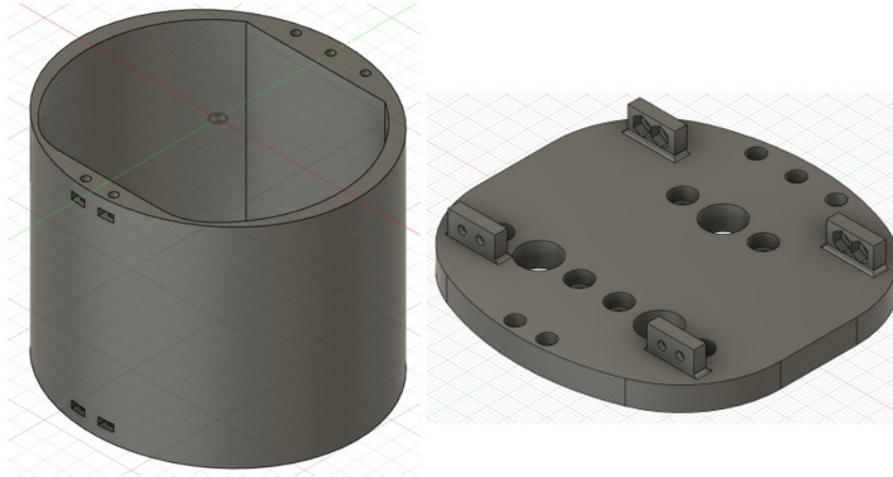


Figura 45: Diseño nuevo de base de mecanismo.

Para el acoplador del antebrazo con la base del mecanismo, se diseñó uno nuevo asegurándose de que tuviera las mismas dimensiones que el elipse del recipiente que alberga los motores. En este acoplador, también se incluyó el espacio necesario para los tornillos Allen de 3 mm, facilitando así la unión con el antebrazo. Para conectar este acoplador a la base, se empleó el mismo método de sujeción utilizado en la tapa que ancla los motores. Por último, se incorporó un canal que atraviesa el acoplador para permitir que los cables de los actuadores pudieran salir, facilitando la conexión hacia su controlador. Este acoplamiento se puede apreciar en la Figura 46.

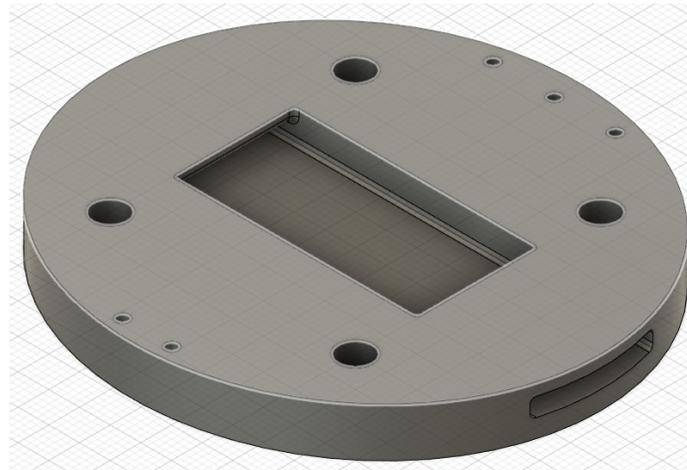


Figura 46: Acoplador de base de mecanismo con antebrazo.

Este se diseño de tal forma que fuera un acople de forma fija, o sea que, no pudiera proporcionar un movimiento en la muñeca para hacer gira el mecanismo en cuestión. Esto se realizó de esta forma debido a que al ser una doble amputación se quería tener una cantidad mínima de actuadores para que el control de accionamiento fuera simple a la hora que un paciente con este tipo de amputación lo utilizara. Además, se tiene lo que es el

movimiento de rotación por parte del hombro, lo cual permite que el mecanismo rote lo suficiente para agarrar algún objeto que este inclinado.

7.3.6. Arnés

Para el arnés, se adquirió un soporte para hombro en el cual se cosieron dos tiras de tela de 2.5 cm de ancho, diseñadas para sujetarse a la prótesis, como se muestra en la Figura 47. Estas tiras de tela se fijarían a ajustadores del mismo tipo que se encuentran en las mochilas escolares convencionales. Los ajustadores se conectarían al antebrazo de la prótesis de manera separada, ya que la ubicación adecuada de las tiras de tela coincidía con el corte vertical hecho al antebrazo.



Figura 47: Elaboración de arnés.

Diseño de sujetador de prótesis

Para la pieza en cuestión, se consideró que debería ser una argolla con la forma de la parte más pronunciada del antebrazo en su parte interna. Para lograr esto, se creó un aro de caras planas con un diámetro mayor que la sección más sobresaliente del antebrazo, como se muestra en la Figura 48. Utilizando esta pieza base, se llevó a cabo la operación de resta entre estos sólidos para obtener una argolla con la forma exacta del antebrazo, asegurando un ajuste firme y preciso al ensamblarla. Posteriormente, se realizó un corte vertical en la argolla a 90° del corte vertical aplicado al antebrazo. Esta acción fue necesaria, ya que la ubicación de los ajustadores coincidiría con el corte vertical realizado en el antebrazo, como se puede apreciar en la Figura 49.

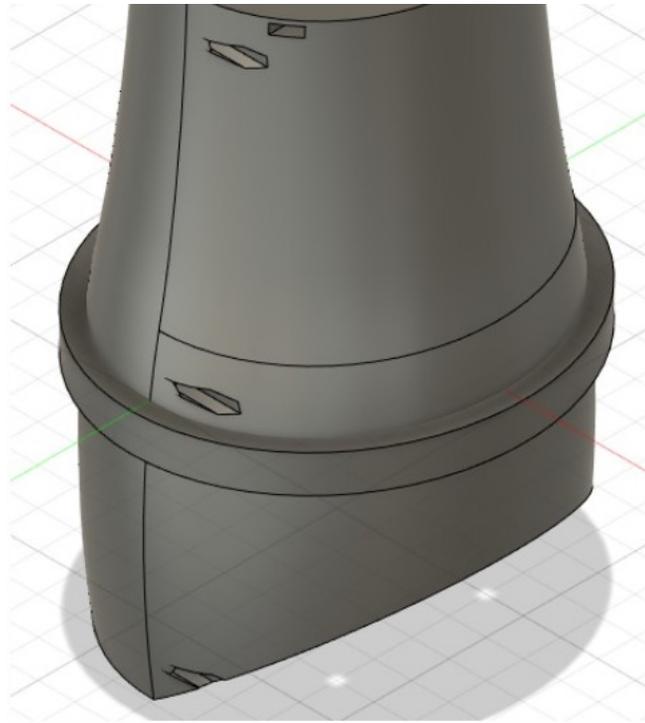


Figura 48: Elaboración de argolla base.

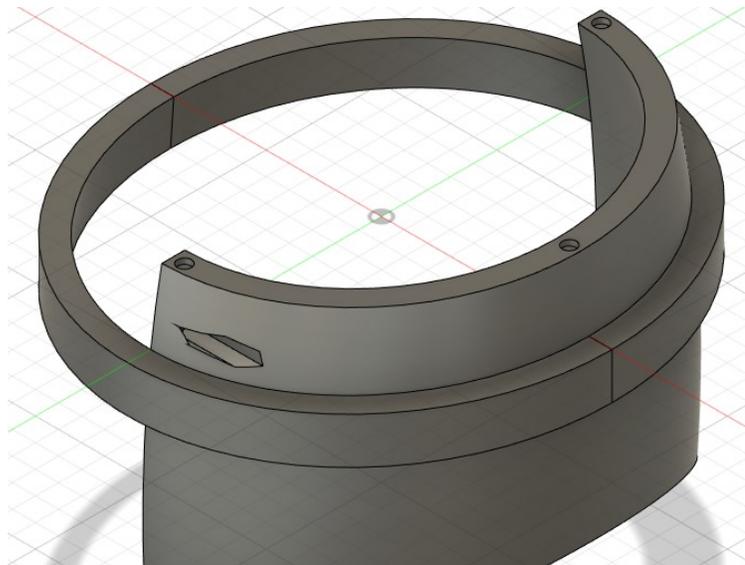


Figura 49: Argolla con forma del antebrazo.

Como siguiente paso se procedió a realizar el método de sujeción de una de las mitades de la argolla. Se realizó una adición lateral en la ubicación donde se hizo el corte de la argolla, la razón de esto fue para tener el espacio suficiente para poner la geometría hexagonal de una tuerca de 2 mm en ambos extremos. También se realizó lo fue el diseño del ajustador, este se realizó tomando como referencia el ajustador de una mochila. La posición del ajustador se

dio de manera vertical unida a la argolla colocada en el extremo medio para que coincidiera con el corte vertical del antebrazo como se puede apreciar en la Figura 50.

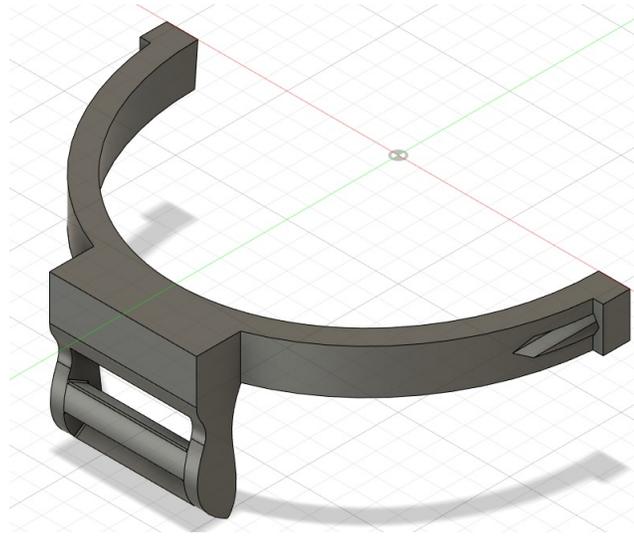


Figura 50: Mitad de sujetador de prótesis.

El proceso antes descrito se llevó a cabo de manera análoga en la otra mitad de la argolla, con la diferencia de que, en lugar de las dimensiones para una tuerca de 2 mm, se ajustaron las dimensiones para alojar tornillos Allen de 2 mm, como se muestra en la Figura 51. Finalmente, se realizó un corte entre la cara plana inferior de las dos mitades de la argolla y los ajustadores, este corte se implementó con el propósito de facilitar el proceso de impresión. Para unir los ajustadores y las argollas, se optó por utilizar tornillos Allen y tuercas de 2 mm, incorporando dos de estos por cada ajustador, como se puede apreciar en la Figura 52.

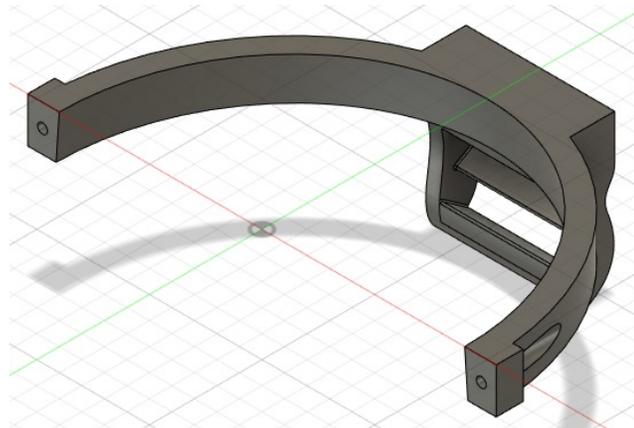


Figura 51: Segunda mitad de sujetador de prótesis.

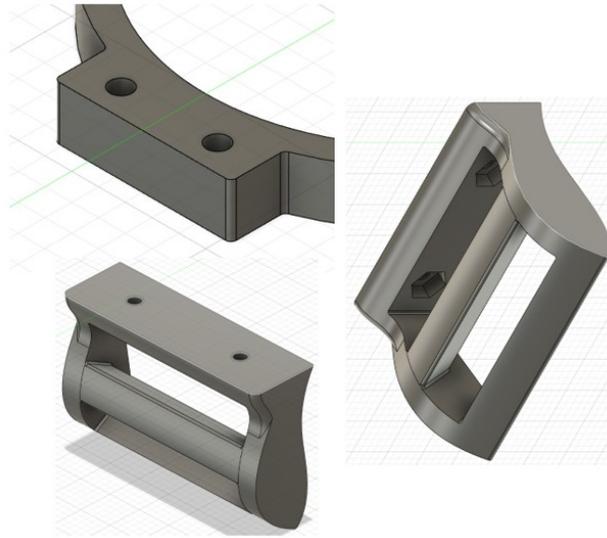


Figura 52: Método de sujeción entre ajustador y argolla.

Fabricación y prueba de sujetador

La fabricación de las piezas del sujetador se realizó utilizando PLA, esto se debe a que este tiene una gran resistencia a esfuerzos normales lo cual es ideal para esta parte en particular. Gracias a la división de la pieza en varias partes, y por la fácil impresión del material PLA, la fabricación fue rápida y eficiente. Con todas las piezas impresas, se procedió al ensamblaje y posteriormente al equipamiento en el antebrazo, logrando así la construcción completa de la prótesis, como se puede observar en la Figura 53. La prueba del sujetador consistió únicamente en colocar las tiras de tela, cosidas al soporte del hombro, en sus respectivos ajustadores, para que estas sostuvieran la prótesis completa, como se muestra en la Figura 54. El resultado fue el esperado ya que el arnés, junto con el sujetador, pudo soportar la prótesis con éxito.

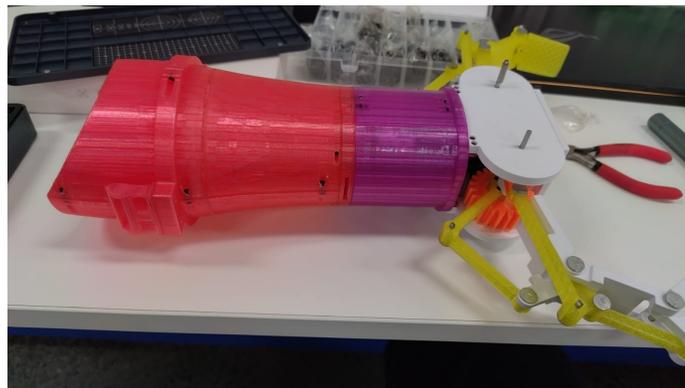


Figura 53: Ensamble completo de prótesis.



Figura 54: Prueba de sujetador con árnnes.

7.4. Accionamiento del mecanismo con actuadores eléctricos

Para el accionamiento de cada uno de los actuadores eléctricos de la prótesis, se construyó un circuito con dos puentes H y seis botones, dos por cada motor, para cambiar a voluntad el sentido de giro de los actuadores. Al momento de activar cada motor, se realizaron agarres tanto adaptables a la forma como de agarre paralelo, orientando la prótesis de manera vertical y horizontal. Para el agarre paralelo en posición vertical, se agarraron diferentes objetos con distintas texturas para corroborar su funcionalidad. Como se puede observar en la Figura 55, este tipo de agarre pudo manipular objetos de tamaño reducido y fino. No obstante, al intentar cargar objetos de mayor peso, este falló. En el Cuadro 2, se puede apreciar que el mayor peso que pudo levantar fue de 206 gramos, lo que sugiere que este agarre es el indicado para agarrar y mover objetos pequeños, ligeros y finos.

Objeto	Peso	Textura	Resultado
Celular	206 g	Semi-rugoso	Satisfactorio
Pachón vacío	140 g	Liso	Satisfactorio
Pachón a 1/4	299 g	Liso	Insatisfactorio
Pachón a la mitad	499 g	Liso	Insatisfactorio
Pachón lleno	932 g	Liso	Insatisfactorio
Identificación	4 g	Liso	Satisfactorio
Cargador para celular	92 g	Liso	Satisfactorio
Cargador para computadora	576 g	Semi-Liso	Insatisfactorio

Cuadro 2: Tabla de objetos agarrados con agarre paralelo en posición vertical.

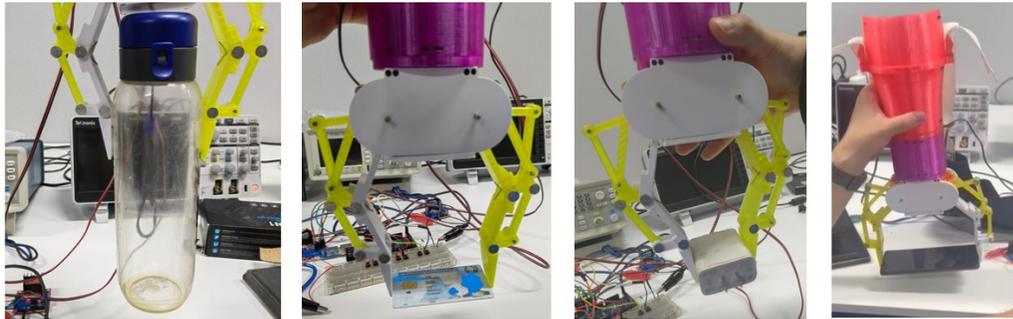


Figura 55: Pruebas de agarre paralelo en posición vertical.

En el caso del agarre adaptable en posición horizontal, se logró manipular objetos, adaptándose a su forma, de mayor tamaño que los mencionados en el agarre paralelo, como se puede apreciar en la Figura 56. Con este tipo de agarre, se pudieron cargar objetos de mayor peso con éxito, como se indica en el Cuadro 3, donde el mayor peso que pudo soportar fue de 576 gramos. Al levantar un peso mayor con este agarre y en la orientación mencionada anteriormente, el agarre cedía debido a que el peso del mismo objeto no se veía soportado por nada. Este agarre mostró ser eficiente al manipular objetos de peso medio con un tamaño considerable.

Objeto	Peso	Textura	Resultado
Mayordomo de papel	613 g	Liso	Satisfactorio
Pachón vacío	140 g	Liso	Satisfactorio
Pachón a 1/4	299 g	Liso	Satisfactorio
Pachón a la mitad	499 g	Liso	Insatisfactorio
Pachón lleno	932 g	Liso	Insatisfactorio
Caja de desarmador	613 g	Liso	Insatisfactorio
Cargador para computadora	576 g	Semi-liso	Satisfactorio

Cuadro 3: Tabla de objetos agarrados con agarre adaptable en posición horizontal.

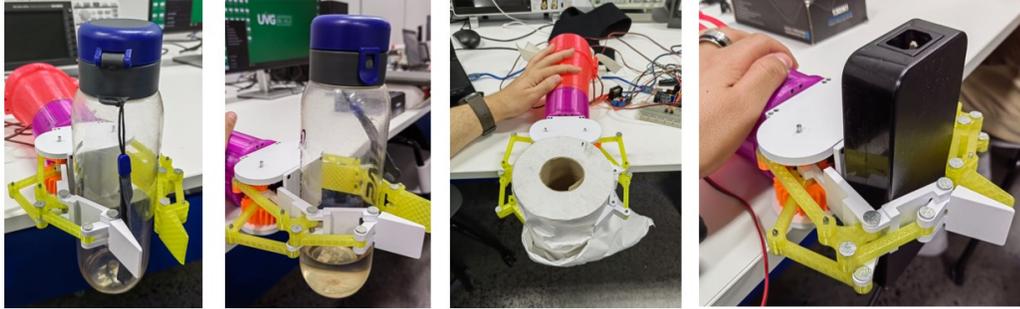


Figura 56: Pruebas de agarre adaptable en posición horizontal.

En cuanto al agarre adaptable en posición vertical, al igual que en su orientación horizontal, logró manipular objetos de tamaño considerable adaptándose a su forma, como se puede visualizar en la Figura 57. A diferencia del agarre anterior, este agarre en posición vertical mostró ser más eficiente al soportar un mayor peso. En el Cuadro 4 se puede ver que el mayor peso soportado fue de 932 gramos, proveniente de un pachón lleno con agua. Este agarre en particular resultó ser el mejor para manipular objetos de tamaño y peso considerable. Las pruebas de agarre que no arrojaron resultados satisfactorios podrían deberse a que el material PLA, del cual fueron fabricados los eslabones de la garra, es un material liso, lo cual provocó que no hubiera fricción entre los eslabones y los objetos, como el pachón con agua pura, haciendo que no se lograra un agarre firme y no pudieran ser soportados.

Objeto	Peso	Textura	Resultado
Mayordomo de papel	613 g	Liso	Satisfactorio
Pachón vacío	140 g	Liso	Satisfactorio
Pachón a 1/4	299 g	Liso	Satisfactorio
Pachón a la mitad	499 g	Liso	Satisfactorio
Pachón lleno	932 g	Liso	Satisfactorio
Caja de desarmador	613 g	Liso	Satisfactorio
Cargador para computadora	576 g	Semi-liso	Satisfactorio

Cuadro 4: Tabla de objetos agarrados con agarre adaptable en posición vertical.

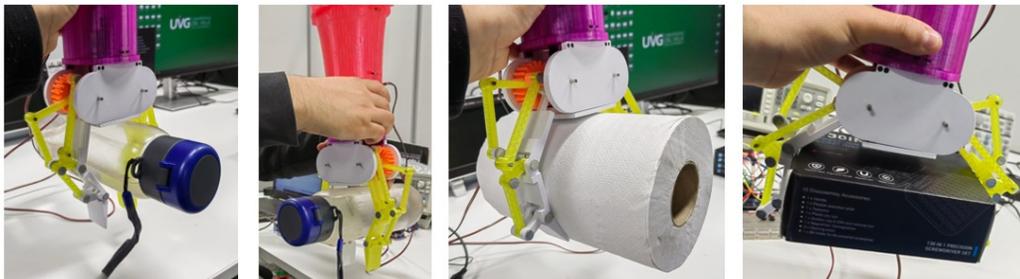


Figura 57: Pruebas de agarre adaptable en posición vertical.

- Se logró implementar el diseño del mecanismo de los eslabones para cada dedo de la garra.
- Se logró implementar el diseño del conjunto de engranajes y tornillos sin fin.
- Se logró implementar el diseño de la base de todo el mecanismo en cuestión.
- Se logró implementar el diseño del antebrazo de la prótesis para lograr equiparlo al paciente con la amputación.
- Las pruebas mecánicas hechas al mecanismo de prótesis mostraron un movimiento firme y fluido en este
- Los movimientos del mecanismo permitieron hacer las posiciones adecuadas para realizar el agarre de diferentes objetos.
- Se logró realizar un agarre tanto adaptable a forma como un agarre paralelo con el mecanismo con los actuadores implementados.
- El agarre paralelo en posición vertical demostró ser el más adecuado para manipular objetos pequeños, finos y ligeros. Con este agarre se pudo cargar un objeto con un peso máximo de 206 gramos.
- El agarre adaptable en posición horizontal demostró ser eficiente para manipular objetos de tamaño considerable con peso medio. Con este agarre se pudo cargar un objeto con un peso máximo de 576 gramos.
- El agarre adaptable en posición vertical demostró ser el más eficiente al manipular objetos de tamaño y peso considerable. Con este agarre se pudo cargar un objeto con un peso máximo de 932 gramos.
- Las pruebas de agarre que no arrojaron resultados satisfactorios podrían deberse a que el material PLA, y los objetos con materiales de superficie lisa provocó que no hubiera fricción entre estos provocando que no hubiera un agarre firme.

Recomendaciones

- Se recomienda realizar pruebas con pacientes que tengan una amputación transradial. Esto es especialmente importante, ya que al realizar pruebas con la prótesis completa en pacientes, se pueden identificar los ajustes o cambios significativos que deben realizarse en el diseño de la prótesis. Durante estas pruebas, se sugiere que el usuario utilice la prótesis en situaciones y actividades cotidianas.

Esto adquiere relevancia debido a que cuanto más cómoda y fácil de usar sea la prótesis, mejor será su implementación. La calidad de la prótesis se refleja tanto en su funcionalidad como en los materiales utilizados en su fabricación, y estos aspectos dependen en gran medida de la retroalimentación proporcionada por el paciente.

- Para esta prótesis, en una siguiente fase, se recomienda incorporar un movimiento rotacional a la muñeca de la mano. La razón de esto es que este movimiento podría resultar útil cuando el usuario se enfrente a objetos inclinados u orientados de formas distintas. Este movimiento se puede lograr colocando un cojinete en la articulación de la mano con el antebrazo para permitir una rotación sin interferencias.

Además, sería necesario agregar al diseño de la base del mecanismo un engranaje de dientes rectos del tamaño adecuado para encajar dentro del antebrazo. En el interior del antebrazo, se podría incorporar un cuarto actuador con un piñón que encaje con el engranaje diseñado en la base del mecanismo. Con los ajustes necesarios, esto permitiría que, al activar este cuarto actuador, la mano de la prótesis gire mediante el movimiento del piñón que estaría conectado al engranaje de la base.

-
- [1] A. Berliner González, A. R. Chocón Cabrera, D. Delgado Rüegg y E. González Godoy, “Prótesis biónica de una mano humana,” Tesis de licenciatura, Universidad Del Valle de Guatemala, 2008.
 - [2] P. D. M. de la Cerda, “Diseño e implementación de un nuevo modelo de la mano de la Prótesis Biónica Transhumeral,” Tesis de licenciatura, Universidad Del Valle de Guatemala, 2012.
 - [3] A. S. CRUZ CALDERÓN, “DESARROLLO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS ROBÓTICA PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL,” 2018.
 - [4] Y. E. López Pisfil y M. J. D. Estrella Collantes, “Diseño y construcción de prototipo de prótesis biónica, usando tecnología de impresión 3d para personas discapacitadas por amputaciones transradiales del brazo derecho,” 2019.
 - [5] A. R. Chillagano Tipán y P. A. Murminacho Chillagana, “Diseño y construcción de un prototipo de prótesis biónica para amputación transradial controlada por bio sensores musculares,” B.S. thesis, 2022.
 - [6] L. Puglisi y H. Moreno, “Prótesis Robóticas,” *Revista del Departamento de Automática e Informática Industrial*, págs. 1-2, 2006.
 - [7] R. G. Budynas y J. K. Nisbett, *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Novena Edición*. Mexico, D.F.: Mc Graw Hill, 2008.
 - [8] L. Cueva et al., “La fabricación digital y su aplicación en el ámbito de la educación superior universitaria: el laboratorio de fabricación digital FabLab/Covadonga Lorenzo Cueva.,” 2017.
 - [9] A. Jorquera Ortega, *Fabricación digital: Introducción al modelado e impresión 3D*. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte, 2016.
 - [10] G. Martín Boizas, *Fabricación Aditiva: Cómo y Porqué de la impresión 3D*. Germán Martín Boizas (Madrid, España), 2018.
 - [11] A. M., “PLA vs PETG: ¿Qué material de impresión 3D elegir?” *3D Natives*, 2021.

- [12] L. Kang, S.-H. Kim y B.-J. Yi, “Modeling, Design, and Implementation of an Underactuated Gripper with Capability of Grasping Thin Objects,” *Machines*, págs. 1-26, 2021.