

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Diseño y fabricación de una mano robótica biomimética para
ser implementada como prótesis**

Trabajo de graduación presentado por Josué Asturias Méndez para
optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2022

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Diseño y fabricación de una mano robótica biomimética para
ser implementada como prótesis**

Trabajo de graduación presentado por Josué Asturias Méndez para
optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,


2022

Vo.Bo.:

(f) 
Ing. Kurt Kellner

Tribunal Examinador:

(f) 
Ing. Kurt Kellner

(f) 
Ing. Carlos Esquit

(f) 
Ing. Carolina Solares

Fecha de aprobación: Guatemala, 6 de enero de 2022.

El presente trabajo de graduación nace a partir de la necesidad de mejorar la calidad de vida de las personas que no poseen alguna extremidad, particularmente la extremidad superior. Se quiso probar cosas nuevas y darle un giro a lo que se ha estado haciendo en cuanto a diseño de prótesis se refiere, tomando como inspiración lo que hacen en países de primer mundo y demostrar que en Guatemala también se puede.

Agradezco principalmente a Dios. También a mis padres y a mis hermanos que me apoyaron en todos estos años de estudio y formación y que no sería quien soy sin ellos. Agradezco a la Universidad del Valle de Guatemala, a los docentes de nuestro departamento y a los del departamento de Ingeniería mecánica que me ayudaron durante la fabricación de los prototipos. Agradezco a mi asesor, el ing. Kurt Kellner, por el apoyo y conocimientos compartidos.

Por último quiero agradecer a mis amigos mecatrónicos (y los que se cambiaron también), que me apoyaron durante estos 5 años y de los cuales aprendí mucho y creo que seguiré aprendiendo mucho de ellos. Sin duda hicieron que se sintiera que estos 5 años pasaran rápido.

Prefacio	v
Lista de figuras	XIII
Lista de cuadros	XV
Resumen	XVII
Abstract	XIX
1. Introducción	1
2. Antecedentes	3
3. Justificación	7
4. Objetivos	9
4.1. Objetivo general	9
4.2. Objetivos específicos	9
5. Alcance	11
6. Marco teórico	13
6.1. Biomimética	13
6.2. Anatomía de la mano humana	13
6.2.1. Movimientos de la mano	14
6.2.2. Anatomía ósea	14
6.2.3. Articulaciones y ligamentos	16
6.2.4. Sistemas de poleas	23
6.2.5. Tendones flexores	24
6.2.6. Retináculo extensor	25
6.2.7. Mecanismo extensor	26
6.3. Prótesis de extremidad superior	29
6.3.1. Prótesis pasivas	29

6.3.2. Prótesis activas	29
6.4. Fabricación digital por medio de impresión 3D	30
6.4.1. Estereolitografía (SLA)	30
6.4.2. Modelado por deposición fundida (FDM)	31
7. Diseño del sistema óseo	33
7.1. Definición de las medidas de los huesos	33
7.2. Diseño de dedo índice (II)	34
7.3. Diseño de dedo medio (III)	37
7.4. Diseño de dedo anular (IV)	38
7.5. Diseño de dedo meñique (V)	41
7.6. Diseño de dedo pulgar (I)	43
7.7. Diseño de la base de metacarpianos (Carpo rígido)	45
7.7.1. Primera iteración del carpo	45
7.7.2. Segunda iteración del carpo	47
8. Diseño de ligamentos	51
8.1. Material para el ligamento	51
8.2. Método de sujeción	52
8.3. Articulaciones del dedo índice	54
8.3.1. Articulación PIP	54
8.3.2. Articulación DIP	57
8.3.3. Articulación MCP	58
8.4. Articulaciones de los otros dedos	58
9. Tendones y sistema de poleas	61
9.1. Movimiento de flexión	61
9.1.1. FDP y sus poleas	61
9.1.2. FDS y sus poleas	62
9.2. Movimiento de extensión	63
9.3. Movimiento de abducción y aducción	66
10. Fabricación y ensamble	69
10.1. Prototipo #1: Dedo índice	69
10.1.1. Mejora 1 al Prototipo #1	71
10.1.2. Mejora 2 al Prototipo #1	71
10.2. Prototipo #2: Dedo índice	73
10.3. Prototipo #3: dedos II al V	75
10.4. Prototipo #4: ensamble de la mano completa	79
11. Actuadores	81
11.1. Medición de fuerzas	81
11.2. Motores y movimiento del dedo índice	82
12. Conclusiones	85
13. Recomendaciones	87
14. Bibliografía	89

Lista de figuras

1. Prótesis de mano elaborada por Pablo Mazariegos en 2012.	4
2. Mano animatrónica elaborada por Betti Rodas en 2019.	4
3. Mano animatrónica elaborada por Omar Gálvez en 2020.	4
4. Mano robótica elaborada en Washington por Zhe Xu y Emanuel Todorov en 2016.	5
5. <i>FLLEX hand Ver. 2</i> [4].	5
6. Movimientos de flexión y extensión [6].	14
7. Movimientos de abducción y aducción [6].	14
8. Huesos de la mano [9].	16
9. Articulación carpometacarpo (CMC) del pulgar [7].	17
10. Ligamentos de la articulación CMC del pulgar. A: ligamento oblicuo anterior superficial y profundo. B: vista dorsal. C: vista palmar [7].	18
11. Representación de las articulaciones carpometacarpianas [10].	18
12. Ligamentos colaterales y placa palmar [11].	20
13. Articulación PIP [7].	21
14. Ligamentos de la articulación PIP [7].	21
15. Ligamento retinacular oblicuo (ORL) [12].	22
16. Polea de la aponeurosis palmar [7].	23
17. Poleas anulares y cruciformes de los dedos [7].	24
18. Poleas del pulgar [7].	24
19. Tendones flexores. Vista palmar [7].	25
20. Retináculo extensor y tendones que pasan a través de él [7].	26
21. Músculos que actúan en la flexión y extensión [14].	27
22. Partes de la expansión del extensor [15].	28
23. Bandas sagitales e inserción central del tendón [14].	28
24. Ejemplo de prótesis estética pasiva [18].	29
25. Prótesis activa accionada por el cuerpo [19].	30
26. Impresión SLA en impresora ELEGOO MARS [21].	31
27. Impresión FDM en impresora ULTIMAKER 3 [22].	31
28. Proyección de imágenes de secciones de segunda falange distal.	34
29. Freeform de caja para moldear la segunda falange distal.	35

30. Editando el Freeform de la segunda falange distal.	35
31. Freeform luego de aplicar subdivisiones.	35
32. Segunda falange distal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	36
33. Segunda falange media moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	36
34. Segunda falange proximal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	36
35. Segundo metacarpiano moldeado con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	36
36. Ensamble del dedo índice en Autodesk Inventor. 1. Metacarpiano, 2. Falange proximal, 3. Falange media, 4. Falange distal.	37
37. Tercera falange distal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	37
38. Tercera falange media moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	37
39. Tercera falange proximal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	38
40. Tercer metacarpiano moldeado con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	38
41. Ensamble del dedo medio en Autodesk Inventor.	38
42. Cuarta falange distal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	39
43. Cuarta falange media moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	39
44. Cuarta falange proximal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	39
45. Cuarto metacarpiano moldeado con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	39
46. Ensamble del dedo anular en Autodesk Inventor.	40
47. Quinta falange distal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	41
48. Quinta falange media moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	41
49. Quinta falange proximal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	41
50. Quinto metacarpiano moldeado con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	41
51. Ensamble del dedo meñique en Autodesk Inventor.	42
52. Vista dorsal de los dedos II al V.	42
53. Vista palmar de los dedos II al V.	42
54. Primera falange distal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	43
55. Primera falange proximal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.	43
56. Sólido elipse en Autodesk Inventor.	43
57. Primer doblez realizado con "Bend".	44
58. Segundo doblez realizado con "Bend".	44

59. Base del primer metacarpiano.	44
60. Primer metacarpiano.	44
61. Ensamble del pulgar en Autodesk Inventor.	44
62. Fotografía de mano izquierda para encontrar ángulos en Tracker.	45
63. Vista frontal de la base diseñada en Inventor. Se pueden ver los planos con los ángulos para la posición de cada dedo.	46
64. Juntas para cada uno de los dedos del II al V.	46
65. Junta en la base del II metacarpiano.	47
66. Junta en la base del IV metacarpiano.	47
67. Imagen del carpo [24]. Los ángulos se obtuvieron en Autodesk Inventor.	47
68. Vista desde arriba del carpo diseñado en Autodesk Inventor.	48
69. Segunda iteración del carpo diseñado en Autodesk Inventor.	48
70. Ensamble completo del sistema óseo de la mano.	49
71. Articulación PIP unida con pegamento de contacto.	52
72. Articulación PIP unida con pegamento de contacto sometida a flexión	53
73. Articulación PIP unida con pegamento de contacto. Ligamento colateral luego de 64 iteraciones de flexión-extensión.	53
74. Articulación PIP unida con tornillos. Vista dorsal.	53
75. Articulación PIP unida con tornillos. Vista radial.	54
76. Articulación PIP unida con tornillos. Vista palmar.	54
77. Iteraciones de diseño de placa palmar + ligamentos colaterales. Impresos en TPE. Iteración 1 a 4 de izquierda a derecha.	55
78. Movimiento de extensión en el dedo índice con hiperextensión en la articulación PIP.	56
79. Movimiento de extensión en el dedo índice corregido.	56
80. Placa palmar + ligamentos colaterales de la articulación DIP del dedo índice. Impreso en TPE.	57
81. Ligamento retinacular oblicuo en Autodesk Inventor.	57
82. Placa palmar + ligamentos colaterales de la articulación MCP del dedo índice. En Autodesk Inventor.	58
83. Ejemplo de tabla de parámetros del ligamento palmar de la articulación PIP del dedo IV en Autodesk Inventor.	59
84. Ligamentos CMC IV y V palmares.	59
85. Ligamentos CMC IV y V dorsales.	59
86. Vista palmar de las articulaciones del pulgar: más proximal el AOL, luego la placa palmar MCP y más distal la placa palmar IP. El ligamento intermetacarpiano entre los MC I y II	60
87. DRL, ligamento dorsal de la art. CMCI	60
88. Ligamento radial de la art. CMCI	60
89. Poleas en el dedo índice. En verde las dos poleas en el metacarpiano, en rojo la polea A2 y en azul la polea A4. En Autodesk Inventor.	62
90. Dedo índice ensamblado con ambos tendones a través de las poleas.	63
91. Aparato dorsal del dedo índice. Primera iteración (izquierda) y segunda iteración (derecha).	63
92. Expansión del extensor, iteración 3. En las bandas laterales y tendón central posee canales para los hilos.	64

93. Movimiento de extensión activa con la tercera iteración de la expansión del extensor.	64
94. Cuarta iteración del diseño de la expansión del extensor en Autodesk Inventor.	65
95. Cuarta iteración de la expansión del extensor.	65
96. Dedo índice al aplicar tensión al hilo.	65
97. Comparación de capuchas extensoras. Izquierda: dedo pulgar. Derecha: dedo anular.	66
98. DCL de la articulación MCP del dedo índice. Arriba vista radial y abajo vista dorsal. En celeste los ligamentos colaterales, en rojo la fuerza de reacción generada por el ligamento colateral y en naranja la fuerza aplicada para abducir el dedo.	67
99. Poleas para el hilo que genera el movimiento de aducción del dedo índice. Vista radial del segundo metacarpiano. Diseño en Autodesk Inventor.	67
100. Prueba realizada para la abducción.	68
101. Prueba realizada para la aducción.	68
102. Prototipo #1, vista lateral (radial).	70
103. Prototipo #1, vista palmar.	70
104. Prototipo #1, flexión con FDP.	70
105. Prototipo #1, flexión con FDS.	70
106. Flexión con FDP, vista radial.	71
107. Flexión con FDS, vista dorsal.	71
108. Placa palmar.	72
109. Ligamento colateral. Vista cubital.	72
110. Flexión con FDP. Vista radial.	72
111. Flexión con FDP. Vista dorsal.	72
112. Flexión con FDS. Vista radial.	73
113. Flexión con FDS. Vista dorsal.	73
114. Prototipo 2.0. Flexión con FDP.	73
115. Prototipo 2.0. Flexión con FDS.	73
116. Prototipo 2.0. Extensión con EDC.	74
117. Prototipo 2.0. Flexión de articulación MCP.	74
118. Dedo medio (III), vista radial.	75
119. Dedo medio (III), vista palmar.	75
120. Dedo anular (IV), vista radial.	75
121. Dedo anular (IV), vista palmar.	75
122. Dedo meñique (V), vista radial.	76
123. Dedo meñique (V), vista palmar.	76
124. Ensamble del dedo índice a la base y de los otros 3 dedos.	76
125. Ensamble del prototipo #3.	77
126. Prototipo #3. Vista palmar.	77
127. Flexión de DIP joint sin ORL.	78
128. Flexión de DIP joint con ORL.	78
129. División en Y del FDS mejorada.	78
130. Prototipo #4.	79
131. Capuchas extensoras II a V.	79
132. Capucha extensora I.	79
133. Prototipo #4. Vista palmar.	80

134. Prototipo #4. Vista radial.	80
135. Prototipo #4. Flexión de los dedos II y III.	80
136. Ensayo de peso para FDP	81
137. Ensayo de peso para FDS.	81
138. Servo HS-8360TH de Hitec.	82
139. Tarjeta de desarrollo TivaC de Texas Instruments.	83
140. Mano biomimética con servomotores.	83

Lista de cuadros

1. Numeración de los dedos	13
2. Longitudes promedio en mm de las falanges y metacarpo [8].	15
3. Proporciones de las falanges y metacarpo respecto de la falange distal [8].	15
4. Longitudes en mm de las falanges y metacarpo para el diseño de la mano biomimética.	34
5. Ángulos en grados de cada metacarpiano respecto del III metacarpiano de las 11 manos analizadas.	45
6. Resultado de la media de los ángulos en grados de cada metacarpiano respecto del III metacarpiano.	46
7. Propiedades mecánicas de interés de los materiales elásticos para impresión 3D.	51
8. Pesos registrados para los tendones del dedo índice.	82

Este proyecto consiste en el diseño mecánico de una mano robótica biomimética. Se realizó una investigación acerca de la anatomía de la mano humana para lograr entender los distintos sistemas que la forman y comprender mejor su funcionamiento. La idea del enfoque biomimético es realizar un diseño que se acerque más a una mano humana y no a una máquina industrial con bisagras y pines y como resultado se pueda restablecer en mayor grado la funcionalidad de una mano.

Se realizaron 4 prototipos: 2 solo del dedo índice y 2 de la mano completa, los cuales se fueron iterando y mejorando hasta obtener los resultados deseados. El prototipo diseñado y fabricado del dedo índice contó con dos grados de libertad para el movimiento de flexión, dos grados de libertad para la abducción y aducción y por último un grado de libertad para la extensión, la cual debido al material de los ligamentos también tuvo un componente pasivo. Luego, lo aprendido durante el diseño y fabricación del dedo índice, se utilizó para el diseño de los otros dedos. Para la fabricación se utilizó impresión 3D tanto para las piezas rígidas de los huesos, como para las piezas elásticas de los ligamentos.

This project consist of the mechanical design of a biomimethic robotic hand. An investigation about the human hand anatomy was realized to understand the diverse systems that are part of it and understand how it works. The idea of using a biomimethic aproach is a design that is more like a real human hand and not an indutrial robot with pins and hinges and as a result, the funcionality of the hand can be better restored.

There were made four prototypes: two only of the index finger and two of the complete hand. The index finger prototype had two degrees of freedom for flexion, two for abduction and adduction and a last one for extention, that due to the ligaments material, had a passive component. Then, the learned during the design y manufacture of the index finger was used for the other fingers design. For the manufacture was used 3D printing both for the rigid parts and for the elastic parts.

La idea de realizar este proyecto fue cambiar el enfoque y probar nuevas cosas en cuanto al diseño de prótesis de mano se refiere. El objetivo fue diseñar una prótesis imitando la anatomía de una mano humana real, que permita restablecer en un mayor grado la funcionalidad de una mano, agregando más grados de libertad que permitan, además los clásicos movimientos de flexión-extensión que tienen las manos animátrónicas realizadas anteriormente en la Universidad del Valle de Guatemala, tener los movimientos de abducción-aducción y especialmente en el pulgar los de pronación-supinación.

Para lograrlo se necesita diseñar un sistema mecánico imitando la estructura ósea de la mano desde el metacarpo hasta las falanges distales. Siguiendo con el nuevo enfoque biomimético, se busca diseñar un sistema para unir las piezas de los huesos, sin utilizar bisagras o pines lo cual le da un aspecto más cercano a un robot industrial que a una mano con fines prostéticos. Para esto se usaron como inspiración los ligamentos que unen los huesos en las articulaciones de la mano. Para poder actuar un robot, es necesario transmitir el movimiento desde la fuente mecánica que podría ser un motor hasta donde se quiere realizar el movimiento como por ejemplo la punta del dedo anular y para esto es necesario implementar un sistema de hilos que pasen por poleas, similar al sistema de tendones y poleas de una mano real. Por último, con ayuda de tecnologías como la impresión 3D, se busca fabricar un prototipo funcional de la prótesis y que luego pueda ser actuada por medio servomotores.

En este trabajo se muestra la investigación realizada con los conceptos necesarios acerca de la anatomía de la mano humana que ayuden a entender el funcionamiento para luego aplicarlo al sistema mecánico que se quiere implementar. Se explica el proceso de diseño realizado para cada uno de los sistemas mecánicos mencionados anteriormente y también los prototipos realizados.

CAPÍTULO 2

Antecedentes

Desde la antigüedad, el ser humano ha tratado de reemplazar las extremidades faltantes, ya sea por pérdida o que se haya nacido sin ellas. Las primeras prótesis de mano realizadas eran pasivas, es decir que no podían moverse por sí solas y eran solamente estéticas o estaban formadas por un gancho lo cual agregaba un poco de funcionalidad. Con el paso de los años, la alta cantidad de personas amputadas debido a las distintas guerras y el desarrollo de la tecnología, se fue agregando movimiento a las prótesis por medio de mecanismos simples a base de cables y resortes. En las últimas décadas se ha vuelto muy popular el desarrollo de prótesis robóticas que intenten mimetizar el movimiento y funcionalidad de una mano real [1](#).

Anteriormente, en la Universidad del Valle de Guatemala se han realizado manos animatónicas. Sin embargo, estas cuentan con poca movilidad en cuanto a los dedos se refiere, ya que no cuentan con el movimiento de abducción y aducción generado por los músculos interóseos en una mano real (movimiento lateral de los dedos), estas solo contaban con movimiento de flexión y extensión (Figuras [1](#)[2](#)[3](#)). Las uniones de estos modelos están realizados con bisagras y pines, lo cual le da un aspecto más robótico y menos cercano a una mano humana. El diseño de estas manos antropomórficas está basado en el exterior de la mano. En el último modelo realizado (Figura 3) se utilizaron imágenes de una mano para hacer una proyección en un programa CAD y que el resultado final fuera una mano que parece en forma más a una mano real que las dos anteriores.

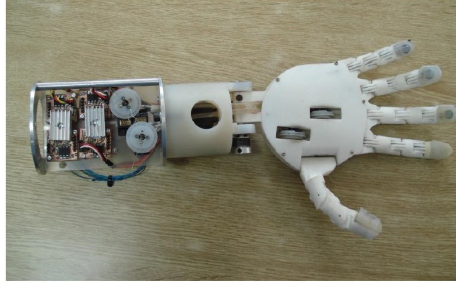


Figura 1: Prótesis de mano elaborada por Pablo Mazariegos en 2012.



Figura 2: Mano animatrónica elaborada por Betti Rodas en 2019.



Figura 3: Mano animatrónica elaborada por Omar Gálvez en 2020.

En 2016 en Washington, Zhe Xu y Emanuel Todorov realizaron un diseño antropomórfico altamente biomimético de una mano robótica con fines de prótesis. Para el diseño de esta mano realizaron un escaneo láser de huesos de una mano real para que las piezas, luego impresas en 3D, fueran lo más parecido posible a los huesos reales. Las juntas y ligamentos fueron realizadas con un tejido suave de hule, colocaron de estos ligamentos entre dedos también como restricción de movimiento. Con esta mano lograron obtener una alta manipulabilidad de objetos ya que posee movimiento de los dedos hacia los lados y cuenta con

movimiento del metacarpo, lo cual permite sujetar objetos con formas muy variadas e incluso hacerlos girar con una sola mano [2]. Esta habilidad de manipulación se pierde al hacer la palma de la mano totalmente rígida y plana.



Figura 4: Mano robótica elaborada en Washington por Zhe Xu y Emanuel Todorov en 2016.

En 2019, en Koreatech, Yong-Jae Kim, Junsuk Yoon y Young-Woo Sim desarrollaron un mecanismo para un dedo robótico y que es capaz de absorber impacto. Utilizaron un arreglo de poleas y cables para mover el dedo. Ellos tampoco utilizaron pines o bisagras, si no que su diseño fue basado también en las falanges y luego estas piezas fueron unidas por medio de hilos y tejidos suaves simulando los ligamentos de una mano real. Además, el mecanismo que diseñaron tiene la particularidad que es flexible, por lo que lo llamaron *FLLEX finger*, puede doblarse y luego regresa a su posición natural. El *FLLEX finger* cuenta con 3 DOF, lo cual permite al dedo tener los movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción [3]. Luego de que realizaron y validaron la funcionalidad del *FLLEX finger*, realizaron una mano a la cual llamaron *FLLEX hand*.

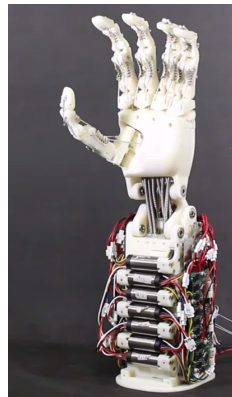


Figura 5: *FLLEX hand Ver. 2* [4].

La amputación de extremidad superior se da por varias razones, ya sea por una condición congénita que obligue a realizarla a tempranas edades, por alguna enfermedad como la diabetes, algún tumor o traumatismo grave. Esto hace que la calidad de vida de las personas disminuya, ya que pasan a contar con una extremidad menos o en el peor de los casos pierden ambas.

En la actualidad, existen en el mercado prótesis para reemplazar las extremidades perdidas y así ayudar a las personas a mejorar un poco su calidad de vida. Estas prótesis en algunos casos son solamente estéticas o brindan un poco de movilidad por medio de transmisión mecánica desde otra parte del cuerpo, lo cual restablece en parte la funcionalidad de la extremidad. En las prótesis más modernas que ya hacen uso de la robótica y de actuación externa, se tienen algunas diferencias en cuanto a los movimientos con una mano real, esto porque se elaboran con pines y bisagras en las uniones, similar a máquinas industriales. Estas prótesis robóticas, comparadas con las de actuación por medio del mismo cuerpo, brindan un poco más de funcionalidad. Sin embargo, por el mismo enfoque de construcción de estas, se pierde movilidad y funcionalidad, ya que por lo regular los dedos solo cuentan con flexión y extensión y la palma de la mano es totalmente rígida.

En la Universidad del Valle de Guatemala se han elaborado anteriormente manos prostéticas y actualmente existe una línea de investigación relacionada con la obtención de señales electromiográficas. Sin embargo, no se cuenta con un prototipo físico con fines prostéticos en el cual se pueda implementar el control por medio de dichas señales.

Se propone un enfoque diferente a lo realizado anteriormente en la Universidad del Valle de Guatemala, una prótesis con un diseño biomimético para poder llegar a restablecer más la funcionalidad de la mano. Con las herramientas actuales, como el escaneo láser óseo y la impresión 3D es más fácil imitar la estructura de los huesos con mayor precisión y usarlo como base para realizar una prótesis que cuente con mayor movilidad en los dedos, como la flexión, extensión, abducción y aducción y, en el pulgar, los movimientos adicionales de pronación y supinación que se generan por la articulación carpometacarpiana.

4.1. Objetivo general

Diseñar una prótesis biomimética de mano con 5 grados de libertad en el pulgar y 4 grados de libertad en los demás dedos.

4.2. Objetivos específicos

- Diseñar un sistema mecánico que imite la estructura ósea de la mano desde el metacarpo hasta las falanges distales y que permita los movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción.
- Diseñar un sistema de ligamentos que simule los de una mano real.
- Implementar un sistema de tendones por medio de poleas.
- Realizar un análisis cinemático del modelo de la mano.
- Fabricar y ensamblar el modelo de la mano.
- Diseñar un controlador sencillo para los actuadores de cada dedo.

El trabajo realizado en este proyecto consistió en la investigación sobre la anatomía de la mano humana, desde el sistema óseo hasta los músculos encargados de proporcionar movimiento y estabilidad a la mano. Posteriormente se utilizó esta información para el diseño mecánico de una mano robótica para implementarse como prótesis, tomando un enfoque diferente con el que se han hecho anteriormente en la Universidad del Valle de Guatemala las manos animatrónicas. Debido a la problemática relacionada con la pandemia de COVID-19 y la cual ocasionó que el periodo de prácticas se corriera durante el semestre, el alcance de este proyecto se vio afectado, además que los tiempos para poder trabajar en la universidad se vieron reducidos.

Se diseñaron los cinco dedos, desde el metacarpo hasta las falanges distales, tomando como base o idea principal la forma real de los huesos y las articulaciones. También se diseñaron los ligamentos que unen cada una de las piezas rígidas entre ellas utilizando materiales flexibles. Además, se fabricaron y probaron dos prototipos del dedo índice y dos prototipos de la mano con la tecnología de impresión 3D utilizando un sistema de ligamentos, inspirado en los ligamentos reales de una mano humana, para unir las piezas. A estos prototipos se agregaron tendones hechos con hilo y un sistema de poleas inspirado en las poleas de los dedos reales para generar el movimiento de flexión, extensión, abducción y aducción. El movimiento de extensión tuvo también una parte pasiva debido al material utilizado en los ligamentos. Por último, se realizó un ensayo de fuerza para poder conocer la fuerza necesaria para accionar cada uno de los hilos tendones, se colocaron servo motores a los tendones del dedo índice y se programaron para mostrar los movimientos posibles.

6.1. Biomimética

La biomimética o biomiméesis es la ciencia que se inspira de lo que la naturaleza tiene para desarrollar tecnologías innovadoras y que ayuden a resolver otros problemas. El término fue utilizado por primera vez en 1969 por Otto H. Schmitt, este viene de *bios* que significa vida y *mimesis* que significa imitar. La naturaleza siempre ha sido motivo de inspiración para el ser humano, a lo largo de la historia se han adaptado mecanismos que se encuentran en la naturaleza. Aunque no se tenga evidencia de que en la antigüedad ya se hiciera esto, hay mecanismos como las pinzas o tenazas que parecen estar inspirados en picos de aves [5].

6.2. Anatomía de la mano humana

La mano es el efector final de las extremidades superiores y es uno de los mecanismos más complejos del cuerpo humano. Para lograr un diseño biomimético es necesario estudiar la anatomía de la mano y entender su funcionamiento. La mano está formada de varias etapas o capas las cuales funcionan en conjunto y le dan una alta movilidad y estabilidad. En la literatura es común hacer la separación de términos entre dedos y pulgar, refiriéndose a los dedos solamente a los otros cuatro (índice, medio, anular y pequeño o meñique). Los dedos se enumeran como se muestra en el Cuadro 1.

Numeración	Nombre del dedo
I	Pulgar
II	Índice
III	Medio o largo
IV	Anular
V	Meñique o pequeño

Cuadro 1: Numeración de los dedos

6.2.1. Movimientos de la mano

- Flexión: movimiento que consiste en doblar hacia el lado palmar de la mano. Las articulaciones de bisagra y esféricas poseen este movimiento.
- Extensión: movimiento contrario a la flexión. Consiste en desdoblar hacia el lado dorsal.

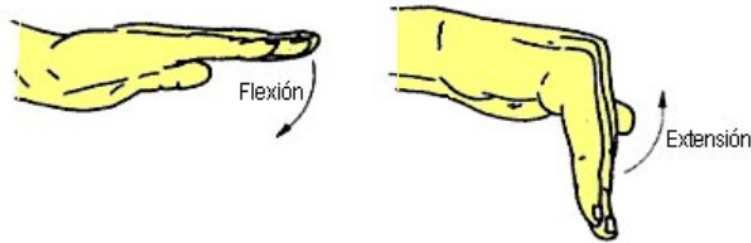


Figura 6: Movimientos de flexión y extensión [6].

- Abducción: movimiento que se aleja de la línea media o posición media. El movimiento es hacia los lados.
- Aducción: movimiento que lleva hacia la posición media. Contrario a la abducción.

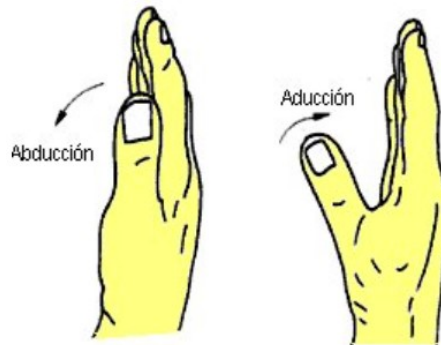


Figura 7: Movimientos de abducción y aducción [6].

6.2.2. Anatomía ósea

■ Primer metacarpiano (I MC)

El primer metacarpiano o metacarpiano del pulgar es un hueso corto y grueso, su superficie dorsal es transversalmente convexa y su superficie palmar longitudinalmente es cóncava. La unión trapeziometacarpiana es selar, es decir, en forma de silla de montar, la cual le permite al pulgar oponer su yema contra la yema de los dedos [7].

- **Metacarpianos de los dedos (II MC, III MC, IV MC y V MC)**

Los huesos metacarpianos de los dedos son diferentes longitudes entre ellos. El eje del metacarpiano del medio o tercer metacarpiano es paralelo a la línea central de la mano y los ejes de los otros metacarpianos convergen con el eje de la línea central. El segundo metacarpiano (dedo índice) es el más largo de todos y el que tiene la base más grande. El tercer metacarpiano (dedo largo o del medio) se asemeja al segundo. El cuarto metacarpiano (dedo anular) es más corto y más delgado que el segundo y tercero aunque en la diáfisis, cuerpo o parte media es similar a los anteriores. Por último, el quinto metacarpiano (dedo pequeño o meñique) es diferente en cuanto a la superficie media y cuenta además con una protuberancia donde se adhiere el extensor carpi ulnaris. El metacarpiano del pulgar es el que tiene más movimiento entre los cinco, seguido del quinto y cuarto, siendo el del meñique el que cuenta con mayor movimiento entre los otros cuatro dedos. La alta movilidad del pulgar se debe a la articulación selar del carpometacarpo (CMC). De los metacarpianos del índice y medio se puede decir que están fijos [7].

- **Falanges**

Luego de los huesos metacarpianos están las falanges. Hay 14 falanges, 3 en cada uno de los dedos y 2 en el pulgar. Cada una tiene base, cuerpo y cabeza. La superficie dorsal es transversalmente convexa y la superficie palmar es longitudinalmente cóncava. Estas se dividen en falanges próximas (PP) que están unidas al metacarpo, luego siguen las falanges medias (MP) y luego las falanges distales (DP) que son las que se encuentran en la punta de los dedos. El pulgar solo cuenta con falange próxima y falange distal [7].

Dedo	DP	MP	PP	MC
I	21.70±1.60	-	31.57±3.13	46.22±3.94
II	15.82±2.26	22.38±2.51	38.78±4.94	68.12±6.27
III	17.40±1.85	26.33±3.00	44.63±3.81	64.60±5.38
IV	17.30±2.22	25.65±3.29	41.37±3.87	58.00±5.06
V	15.96±2.45	18.11±2.54	32.74±2.77	53.69±4.36

Cuadro 2: Longitudes promedio en mm de las falanges y metacarpo [8].

Dedo	DP	MP	PP	MC
I	1	-	1.5	2.1
II	1	1.4	2.5	4.3
III	1	1.5	2.6	3.7
IV	1	1.5	2.4	3.4
V	1	1.1	2.1	3.4

Cuadro 3: Proporciones de las falanges y metacarpo respecto de la falange distal [8].



Figura 8: Huesos de la mano [9].

6.2.3. Articulaciones y ligamentos

- **Articulación Carpometacarpiana (CMC) del pulgar**

La articulación CMC del pulgar es del tipo selar o en forma de silla de montar, su superficie es cóncava en un plano y convexa en otro. Esta articulación permite movimiento de flexión-extensión, abducción-aducción y además permite rotación axial que es el movimiento de pronación-supinación el cual permite juntar las yemas de los dedos con la del pulgar. El eje de rotación de la flexión y extensión se encuentra en el trapecio y el eje de abducción y aducción está en el primer metacarpiano [7].

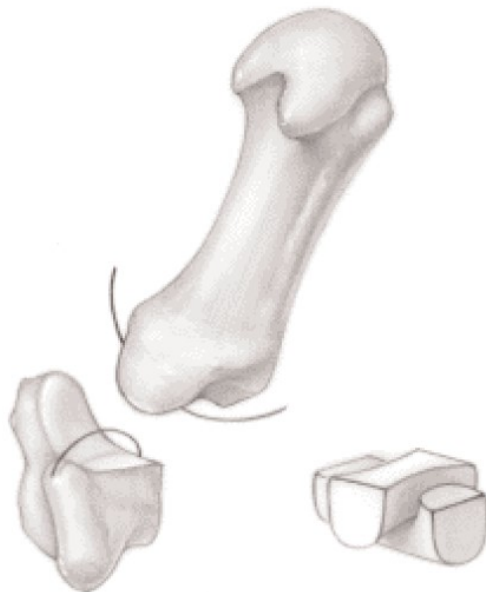


Figura 9: Articulación carpometacarpo (CMC) del pulgar [7].

Los ligamentos de la articulación CMC proveen de estabilidad al momento de sujetar y pellizcar y soportan la estructura del pulgar. El ligamento oblicuo anterior superficial (SAOL) es una estructura ancha y gruesa que se tensa en rotación, especialmente en la pronación. El ligamento oblicuo anterior profundo (DAOL) es un ligamento intraarticular que se encuentra en la concavidad del trapecio y es el ligamento que está más cercano al centro de la articulación. Este sirve como pivote para la rotación y se tensa en la abducción y aducción. Tanto el DAOL como el SAOL estabilizan el metacarpiano del pulgar y así evitar una subluxación palmar. El ligamento cubital colateral (UCL) es un ligamento extracapsular que se tensa en los movimientos de extensión, abducción y pronación. El ligamento palmar intermetacarpiano (IML) también es extracapsular y se tensa en abducción, oposición y supinación. Estabiliza el metacarpiano durante la traslación radiopalmar de su base. El ligamento dorsal intermetacarpiano (DIML) es el componente dorsal del IML, se tensa en pronación y con traslación radial y dorsal de la base del metacarpiano. El ligamento oblicuo posterior (POL) es un ligamento capsular y está parcialmente cubierto por el tendón extensor pollicis longus (EPL). El POL se tensa en lo abducción, oposición y supinación y soporta la traslación cubital de la base del metacarpiano durante la abducción y oposición. Por último, el ligamento dorsoradial (DRL) es un ligamento capsular y es el más ancho y grueso de los ligamentos estabilizadores de la articulación CMC del pulgar. Tiene forma de abanico y se estrecha en supinación sin importar la posición de la articulación y también se estrecha en pronación cuando la articulación se flexiona. Ningún ligamento proporciona estabilidad por sí solo, si no que se da por el aporte de todos. El ligamento más importante la articulación CMC es el AOL (superficial y profundo), luego siguen el POL, IML y UCL. El DRL actúa como freno para subluxaciones radiodorsales graves o dislocaciones [7].

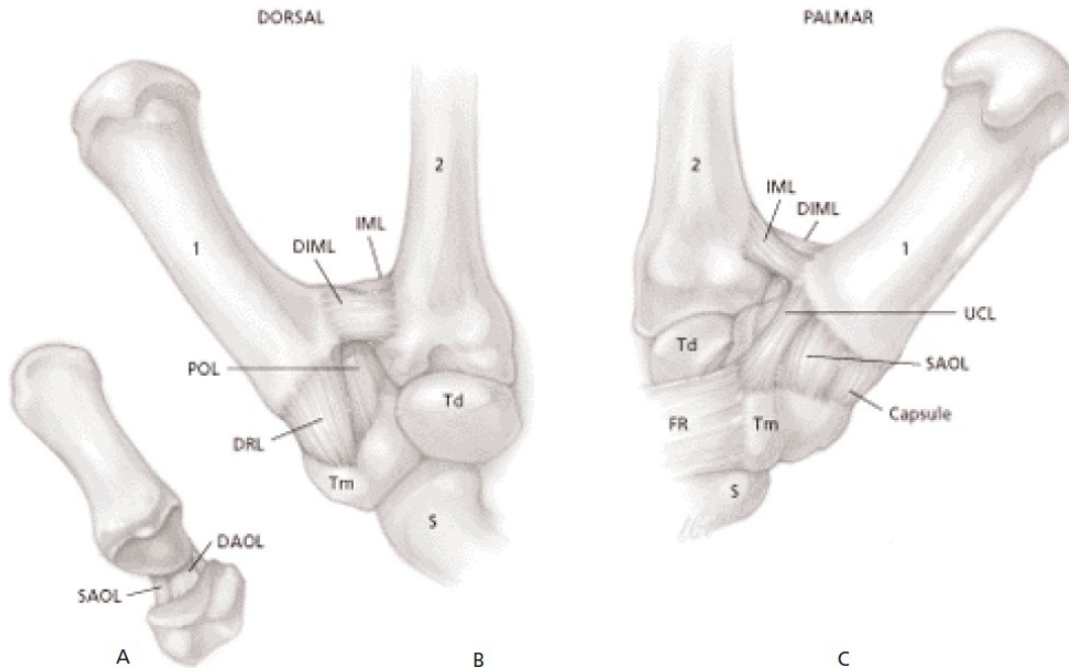


Figura 10: Ligamentos de la articulación CMC del pulgar. A: ligamento oblicuo anterior superficial y profundo. B: vista dorsal. C: vista palmar [7].

■ **Articulación Carpometacarpiana (CMC) de los dedos**

Las articulaciones CMC del dedo anular y meñique son de tipo bisagra. Estos van unidos al hueso ganchoso o hamato, el cual presenta dos concavidades para las bases convexas de los metacarpianos del dedo anular y meñique. El hueso grande tiene una base relativamente plana para unirse con el metacarpiano del dedo del medio. Por último, el metacarpiano del dedo índice está unido al trapecio, trapezoide y el grande, lo cual le da mayor estabilidad. El metacarpiano del medio funciona como base de soporte para el movimiento de los metacarpianos del anular y meñique y para el movimiento de los dedos en general, similar a una quilla de un barco o a una espina dorsal que soporta el cuerpo [7].

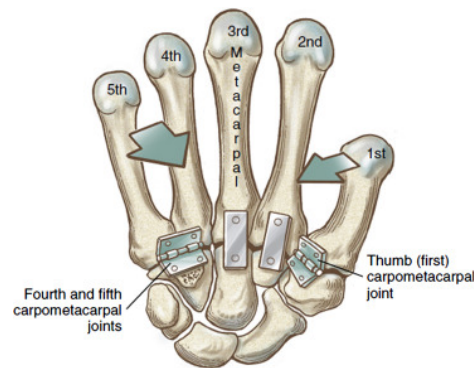


Figura 11: Representación de las articulaciones carpometacarpianas [10]

Los ligamentos dorsales conectan las superficies dorsales de cada metacarpiano de los

dedos y el carpo. El dedo índice tiene dos, uno va al trapecio y otro al trapezoide. El del medio también tiene dos, uno al trapezoide y otro al hueso grande. El anular tiene uno que va al hueso grande y otro al ganchoso. El meñique tiene uno que va al ganchoso y que es continuo hasta el lado palmar. Los ligamentos palmares tienen una configuración similar, con la diferencia que el dedo del medio tiene tres ligamentos palmares, uno lateral que va al trapecio, uno intermedio que va al hueso grande y otro que va al ganchoso. Por último, en las articulaciones CMC, hay ligamentos interóseos en la parte distal del hueso grande y el ganchoso y adyacentes a las superficies de los metacarpianos IV y V [7].

Entre los metacarpianos del segundo al quinto existen articulaciones intermetacarpianas, las cuales tienen conexión dorsal, palmar e interósea. Están situadas entre los lados adyacentes de estos huesos, entre el segundo y tercer, entre el tercer y cuarto y entre el cuarto y quinto. Se encuentran en la parte distal del carpo [7].

■ **Articulación Metacarpofalángica (MCP) del pulgar**

Las articulaciones metacarpofalángicas (MCP) unen cada metacarpiano con su respectiva falange proximal. La articulación MCP del pulgar se clasifica como una articulación de elipsoide. Su principal movimiento es la flexión y extensión pero también permite de forma limitada los movimientos de abducción-aducción y pronación-supinación. La estabilidad de la articulación MCP del pulgar se debe a su cápsula, los ligamentos, a sus estructuras musculotendinosas y un poco a la forma de los huesos [7].

Los ligamentos de la articulación MCP del pulgar son el ligamento palmar o placa palmar, el cual es grueso y fibrocartilinoso y está unido a la base de la falange proximal y en conjunto con los ligamentos colaterales hacen una forma de caja que envuelve los huesos. El ligamento palmar contiene un sesamoideo radial y uno cubital. El sesamoideo cubital es el más grande de estos dos y sirve de punto de inserción para una parte del adductor pollicis. El sesamoideo radial sirve de punto de inserción para el flexor pollicis brevis. Los sesamoideos parecen ser un punto de unión más fuerte para los tendones que solo el ligamento palmar fibrocartilinoso, además estos reaccionan mejor ante compresiones u otras fuerzas durante el movimiento de la articulación [7].

Los ligamentos colaterales de la articulación MCP, al igual que los de la articulación PIP y DIP, se dividen en ligamento colateral accesorio y ligamento colateral propio. El propio está compuesto de cordones fuertes, sale del tubérculo al lado del metacarpiano y se inserta en el lado palmar de la falange proximal. El ligamento colateral accesorio abarca el espacio entre el ligamento colateral propio y la placa palmar. Los ligamentos colaterales propios se tensan en flexión. Los accesorios están flojos en flexión completa [7].

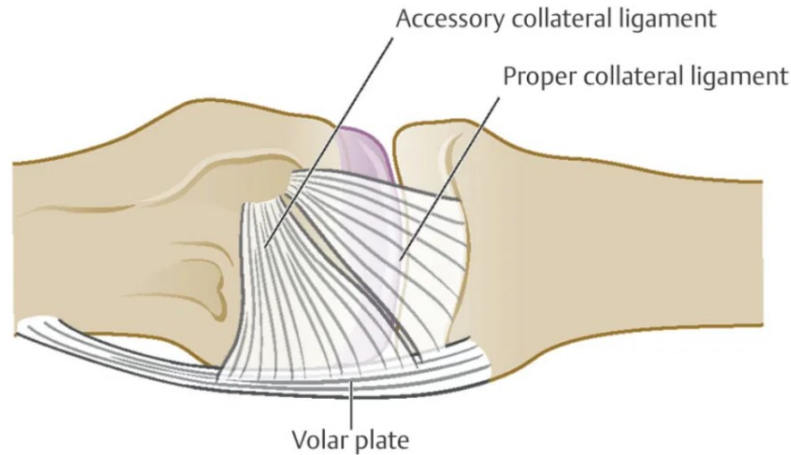


Figura 12: Ligamentos colaterales y placa palmar [11].

- **Articulación Metacarpofalángica (MCP) de los dedos**

Las articulaciones MCP de los dedos son estructuralmente similares a la articulación MCP del pulgar, con la diferencia que en los dedos se tiene un rango mayor de abducción-aducción. Debido a que la base de la falange proximal es más pequeña y es cóncava y con un eje transversal más largo, se permiten movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción considerables. Cuando la articulación MCP está totalmente flexionada, el movimiento de abducción-aducción no es posible, debido a que la superficie palmar de la cabeza del metacarpiano es relativamente plana y a que los ligamentos colaterales están tensos en flexión. Del mismo modo que en el pulgar, los ligamentos colaterales accesorios están flojos en flexión. Los ligamentos colaterales salen del tubérculo del metacarpiano y se adhieren a la parte palmar de la falange adyacente, similar al caso de los ligamentos colaterales del pulgar [7].

La placa palmar es un ligamento grueso y fibrocartilinoso que está adherido a la superficie palmar de la base de la falange proximal y al cuello del metacarpiano. En promedio, la placa palmar es de 11.2 ± 1.62 mm [7].

- **Ligamentos Intermetacarpianos transversales (IML)**

Son tres bandas fibrosas que se encuentran entre los metacarpianos y que están unidas a las placas palmares de los dedos índice al meñique. Su función es evitar que se separen los metacarpianos y darle así estabilidad a la mano [7].

- **Articulación Interfalángica Proximal (PIP)**

La articulación PIP es del tipo uniaxial o bisagra ya que solo permite flexión y extensión. Su estabilidad se debe a la simetría y fuerza de sus ligamentos colaterales, la placa palmar y por la forma de la cabeza y base de las falanges [7].

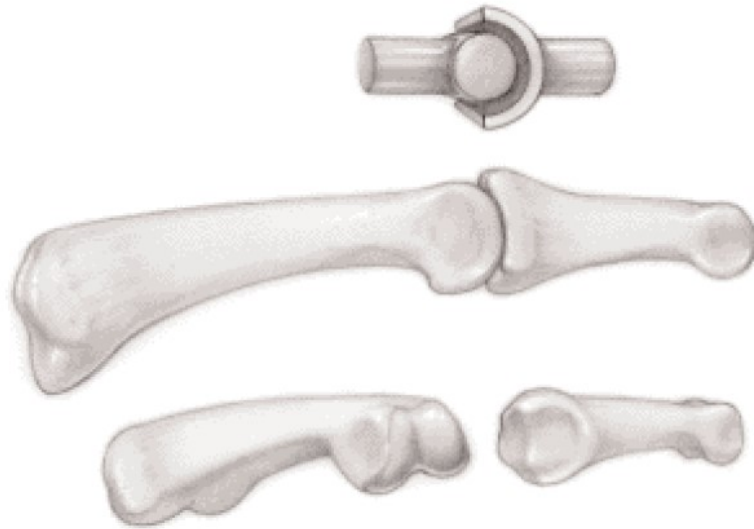


Figura 13: Articulación PIP [7].

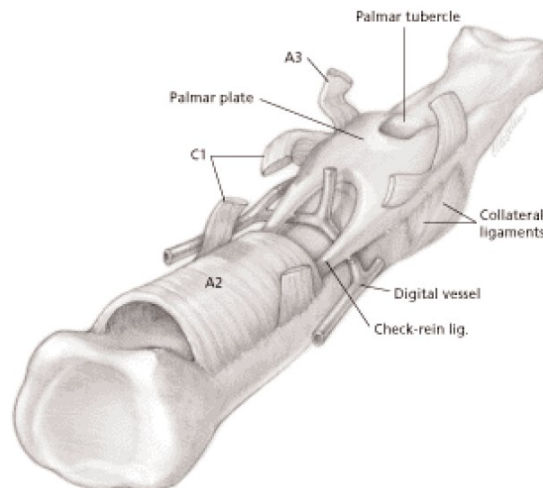


Figura 14: Ligamentos de la articulación PIP [7].

La placa palmar es una estructura corta y gruesa estructura fibrocartilaginosa que está adherida en la vista palmar a la base de la falange media y a la base de la falange proximal. Su función es limitar la extensión de la articulación. Los ligamentos colaterales, de manera similar que en las articulaciones MCP de los dedos y del pulgar, están divididos en propios y accesorios, siendo los ligamentos colaterales propios los compuestos de cordones fuertes que van desde los cóndilos de la falange proximal y se adhieren en

la cara palmar de la falange media. Los ligamentos colaterales accesorios están entre los ligamentos colaterales propios y la placa palmar. Los ligamentos colaterales propios tienen tensiones iguales en flexión y extensión. Como se mencionó, la estabilidad de esta articulación se debe a la fuerte unión que existe entre los ligamentos colaterales y la placa palmar. Con esta unión se forma un ligamento en forma de caja que resiste los desplazamientos de la articulación PIP [7].

- **Articulación Interfalángica Distal (DIP)**

La articulación DIP, de la misma manera que la PIP, es de tipo bisagra ya que solo permite flexión y extensión. Es estructuralmente igual a la articulación DIP con la diferencia que presenta hiperextensión cuando la yema se apoya como cuando se pellizca o se presiona el dedo contra alguna superficie [7].

- **Ligamento retinacular oblicuo (ORL)**

Este ligamento está presente en ambos lados del dedo. Su origen proximal es afuera de la parte distal de la polea A_2 y al costado de la falange proximal y se inserta en la parte dorsal de la articulación DIP. Este ligamento se tensa con la flexión de la articulación DIP. El ORL no permite fácilmente una flexión pasiva o activa de la articulación DIP cuando la articulación PIP está en extensión. Esto se puede comprobar con mover su propio dedo, la flexión de la articulación DIP solo es posible cuando se flexiona la articulación PIP [7].

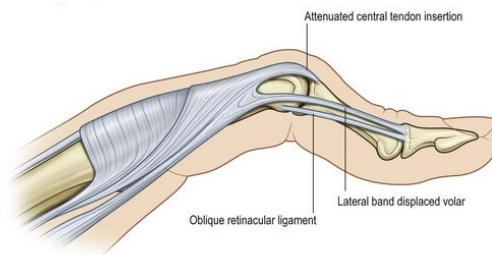


Figura 15: Ligamento retinacular oblicuo (ORL) [12].

6.2.4. Sistemas de poleas

El sistema de poleas que sirven para la flexión de los dedos está compuesto por juegos de poleas en la muñeca, en la palma y en los dedos. La cavidad que se forma en la muñeca con los huesos del carpo, más conocida como el túnel del carpo, sirve como primer polea para los tendones flexores. Luego, está la polea de la aponeurosis palmar. Esta se forma en las fibras transversales de la aponeurosis palmar [7].

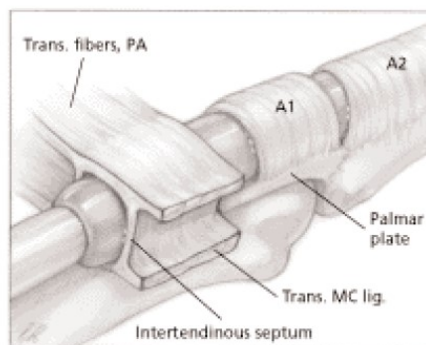


Figura 16: Polea de la aponeurosis palmar [7].

Los flexores digitales están envueltos en una vaina sinovial, esta pasa a través un juego de poleas, primero atraviesa la polea transversal de la aponeurosis palmar, y luego, en el dedo, se encuentran poleas anulares y poleas fibrosas cruciformes, que están en el lado palmar de las articulaciones MCP, PIP y DIP y en la superficie palmar de las falanges proximales y medias. Son cinco poleas anulares y tres cruciformes. Las anulares se identifican con la letra A, seguida del número siendo la más próxima la A1 y la más distal, la A5. Las cruciformes se identifican con la letra C y de la misma manera, el número indica cuáles. La primera anular es la A1, la cual se encuentra en la placa palmar de la articulación MCP. Luego, separada entre 0.4mm y 4.1mm está la polea A2, esta tiene un grosor uniforme hasta llegar a su terminación distal, la cual es más gruesa y se junta con la polea C1 que tiene fibras que se cruzan formando una cruz como se puede ver en la Figura 17. En la placa palmar de la articulación PIP se encuentra la polea A3, luego la A4 está a la mitad de la falange media y por último la A5 está en la articulación DIP. Entre la A3 y A5 se encuentra la C2, que a diferencia de la C1, sí existe una separación entre las poleas anulares y cruciformes significativa. En la parte distal de la polea A4 se encuentra la C3, la cual está en una configuración similar a la de la A2 con la C1. Luego de la A5 y la articulación DIP ya no hay ninguna polea más. Todas las poleas pueden presentar compresión y esto ayuda a facilitar la flexión del dedo [7].

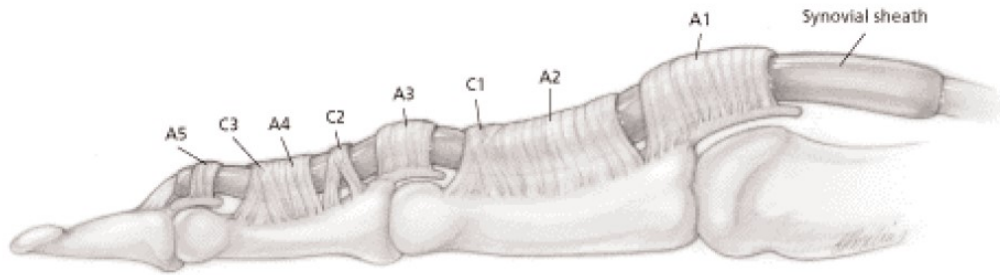


Figura 17: Poleas anulares y cruciformes de los dedos [7].

El pulgar tiene tres poleas, dos anulares y una oblicua. La A1 está ubicada en la articulación MCP. La segunda polea es la polea oblicua, esta comienza en la parte cubital de la base de la falange proximal y termina en el lado radial y distal de la falange proximal. La parte proximal de esta polea está relacionada con la inserción del tendón adductor pollicis. Por último está la polea A2, está cerca del punto de inserción del flexor pollicis longus y está centrada en la articulación interfalángica [7].

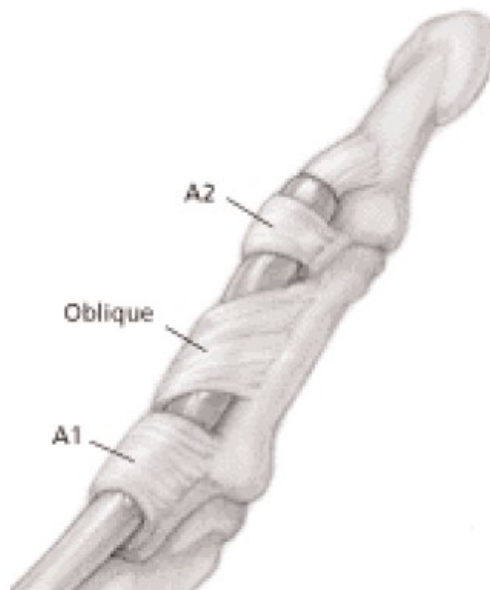


Figura 18: Poleas del pulgar [7].

6.2.5. Tendones flexores

Los tendones son extensiones de los músculos. Entran nueve tendones extrínsecos a través del túnel del carpo. Los flexor digitorum superficialis y los flexor digitorum profundus van a los cuatro dedos y el flexor pollicis longus va al pulgar [7].

- **Flexor Pollicis Longus (FPL)** Este es el más radial de los nueve, se inserta en la base palmar de la falange distal del pulgar [7]. Tiene la función de flexionar la

función de impedir que los tendones extensores se arqueen en la articulación de la muñeca. Tiene un ancho promedio de 4.9cm (puede variar entre 2.8cm y 8.4cm). Los extensores cuando pasan por acá están envueltos en una vaina sinovial [7].

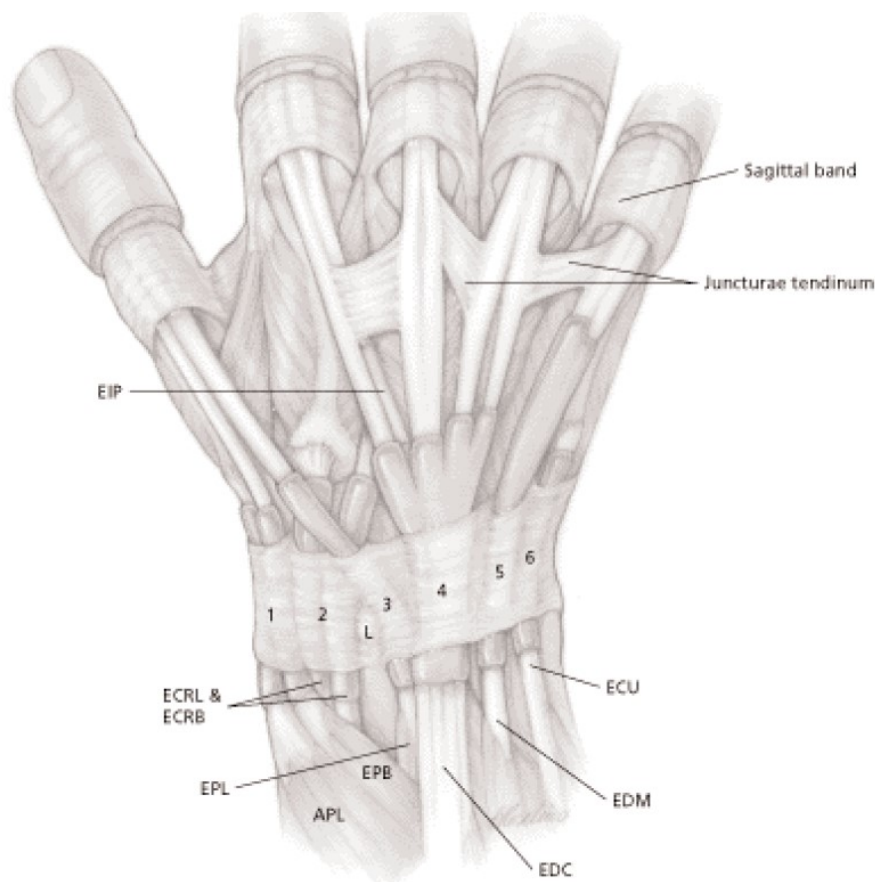


Figura 20: Retináculo extensor y tendones que pasan a través de él [7].

6.2.7. Mecanismo extensor

El mecanismo extensor de los dedos está formado por los siguientes tendones:

- Extensor Digitorum Communis (EDC): es un tendón que se ramifica y va hacia los dedos II al V.
- Extensor Indicis Propius (EIP): es un tendón que va exclusivamente al dedo índice.
- Extensor Digiti Minimi (EDM); es un tendón que va al dedo meñique.

La extensión de los dedos es más compleja que la flexión y es una interacción entre múltiples fibras. Comúnmente los extensores están formados por un arreglo de tendones propios para el dedo índice y meñique y tendones comunes. Según el estudio de 43 cadáveres de manos de James R. Doyle y Michael J. Botte [7], el patrón de distribución más común de los extensores de los dedos es:

- Un EIP que se inserta cubitalmente al EDC del dedo índice.
- Un EDC que va al dedo índice.
- Un EDC que va al dedo medio.
- Un doble EDC que van al dedo anular.
- EDC ausente en el dedo meñique.
- Un doble EDM con una doble inserción al dedo meñique.

Expansión del extensor

Los tendones extensores, a diferencia de los flexores, poseen una expansión, la cual se le llama expansión del extensor, aparato dorsal o capuchón extensor. La expansión del extensor es una aponeurosis triangular con la cual el EDC se inserta en las falanges. Los tendones se van haciendo más planos conforme se acercan a los metacarpianos y se vuelven en expansión de extensores que envuelven la articulación MCP y la falange proximal, juntándose con las placas palmares. La capucha extensora se extiende de manera distal hasta la falange media y tiene dos bandas laterales que se insertan en la falange distal [13].

La extensión tiene un componente activo que es cuando se usan los músculos para generar el movimiento, y un componente pasivo viscoelástico que extiende el dedo en ausencia de contracción muscular. Además, la extensión se da por la combinación del accionamiento de músculos extrínsecos e intrínsecos, a diferencia de la flexión que solo son extrínsecos [14].



Figura 21: Músculos que actúan en la flexión y extensión [14].

La expansión del extensor está formada por múltiples fibras que cumplen distintas funciones tanto para generar el movimiento de extensión como para dar estabilidad [14].

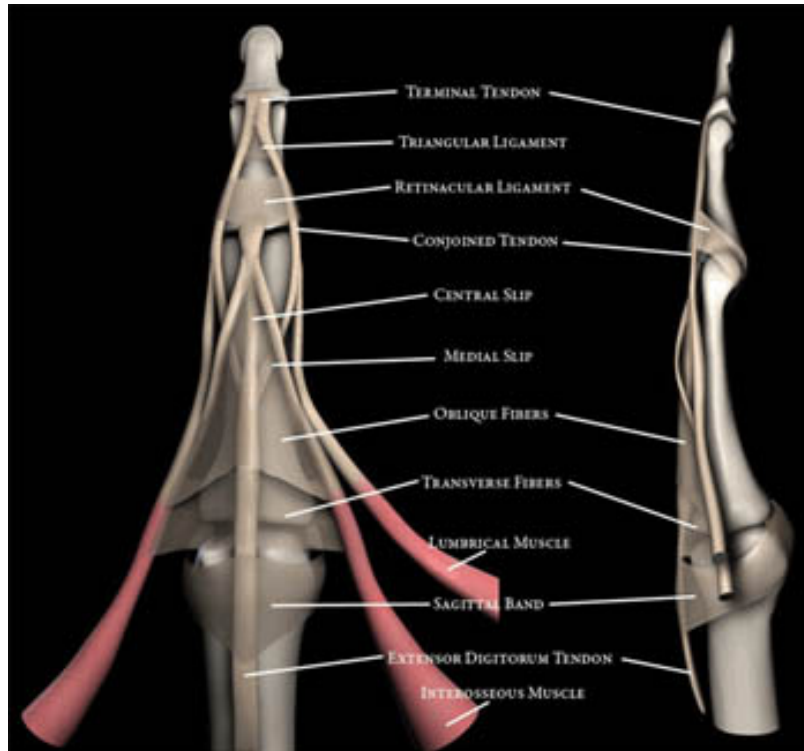


Figura 22: Partes de la expansión del extensor [15].

- **Bandas sagitales:** envuelven la articulación MCP y se insertan en la placa palmar de la misma articulación. Su función es centrar el EDC. En estas se encuentra también una inserción central, la cual está en la base de la falange proximal y tiene la función, en conjunto con las bandas sagitales, de limitar la hiperextensión [14].

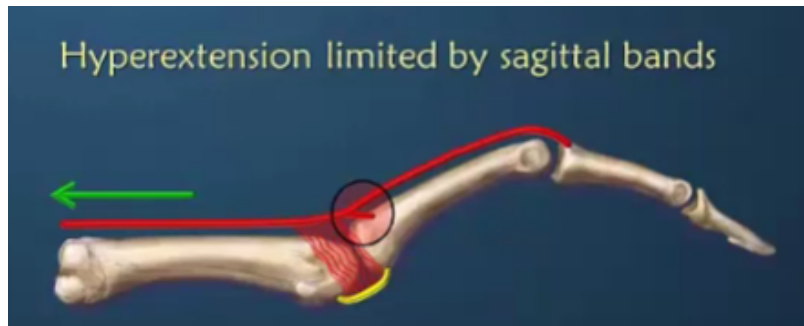


Figura 23: Bandas sagitales e inserción central del tendón [14].

- **Fibras transversales y oblicuas:** la función de las fibras transversales es flexionar la articulación MCP por medio de la acción de los músculos interóseos. Las fibras oblicuas cubren la mayor parte de la expansión del extensor y su función es distribuir la tensión que producen los músculos interóseos y el EDC [14].
- **Tendón central:** (en inglés: *Central Slip*) es la porción central de la expansión del extensor. Este se inserta en la base de la falange media. Este es considerado el extensor

principal de la articulación PIP, además de que extiende la articulación DIP como un movimiento en conjunto debido al arreglo de fibras de la expansión del extensor [14].

- **Bandas laterales:** son las orillas de la expansión del extensor y no funcionan como tendones independientes. Estas permiten que la articulación DIP y PIP se flexionen en conjunto y no solamente la articulación DIP además de brindar mayor estabilidad a las articulaciones al momento de ser flexionadas [14].
- **Inserción terminal del tendón (TTI):** es la inserción final de la expansión del extensor y su función es extender la articulación DIP [14].

6.3. Prótesis de extremidad superior

La OMS define una prótesis como un dispositivo de aplicación externa que se usa para reemplazar parcial o totalmente una parte de miembro ausente o deficiente. [16]. Las prótesis pueden clasificarse en activas y pasivas.

6.3.1. Prótesis pasivas

Las prótesis pasivas son principalmente estéticas. Estas son construidas con los materiales más livianos posibles para permitir un contra balance a la asimetría debido a la amputación de la extremidad o en busca de parecerse lo más que se pueda físicamente a una real por aspecto puramente cosmético, como la de la Figura 24. También entre las prótesis pasivas se encuentran las que están formadas por un gancho, el cual le brinda al paciente la habilidad de realizar tareas simples. Se estima que el 70% de las amputaciones en Estados Unidos son tratadas con esta forma de prótesis [17].

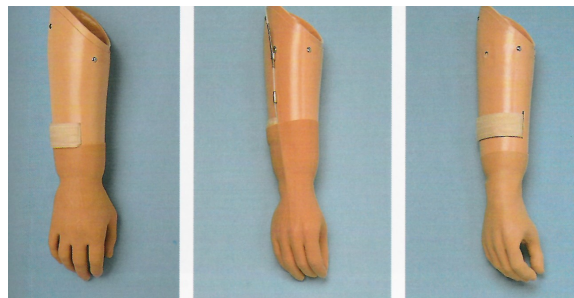


Figura 24: Ejemplo de prótesis estética pasiva [18].

6.3.2. Prótesis activas

Las prótesis activas son las que poseen movimiento, ya sea brindado por el cuerpo del paciente o por alguna fuente mecánica externa, lo cual hace posible que se tenga mayor funcionalidad. Las prótesis accionadas por el cuerpo (Body-powered prosthesis) regularmente se mueven por la transferencia de movimiento por parte de correas que van a otra parte sana

del cuerpo. Esto le brinda mayor funcionalidad a la prótesis, por ejemplo al flexionar el codo o al hacer girar el hombro se hace que se abra la mano de la prótesis. Estos movimientos solo pueden hacerse uno tras otro. Luego están las prótesis accionadas externamente las cuales son componentes electromecánicos. En este tipo de prótesis, se leen las señales eléctricas de los músculos por medio de electrodos y luego la mano es accionada por motores con engranajes, lo cual brinda aún más funcionalidad que las prótesis anteriores ya que se tienen mayores grados de libertad en el mecanismo y pueden llegar a funcionar simultáneamente. Aprender a utilizar una prótesis como esta requiere de bastante tiempo y voluntad por parte del paciente y se recomienda principalmente a niños y jóvenes [17].



Figura 25: Prótesis activa accionada por el cuerpo [19].

6.4. Fabricación digital por medio de impresión 3D

La fabricación digital consiste en materializar objetos a partir de archivos digitales. Para esto se utiliza una máquina controlada por medio de una computadora. Actualmente no existe una única tecnología de impresión 3D así como tampoco un único insumo de material para estas máquinas. La fabricación aditiva es una de las más populares actualmente, además de que es una de las más versátiles, ya que permite crear casi cualquier geometría. Esta funciona agregando una capa tras otra hasta completar el objeto deseado [20].

6.4.1. Estereolitografía (SLA)

También conocida como fabricación óptica, su funcionamiento se basa en fotopolímeros en estado líquido viscoso que son capaces de cambiar a estado sólido mediante la exposición a la luz. Sobre un recipiente lleno de este fotopolímero, situado encima de una plataforma, se ubica un láser que se va desplazando sobre el líquido siguiendo la forma del objeto a reproducir y consiguiendo que la resina pase de estado líquido a sólido. Cuando el láser termina de recorrer toda la superficie de una capa, un pistón hace descender la plataforma una distancia igual al grosor de la siguiente capa y se repite el proceso hasta terminar totalmente la pieza [20].

Una vez finalizado el proceso, se eleva la pieza para que escurra el excedente. Para el acabado final se la somete a un baño de luz intensa en una caja parecida a un horno, llamada aparato de postcurado (Post Curing Apparatus o PCA). Las piezas realizadas con esta técnica tienen un gran terminado estético [20].

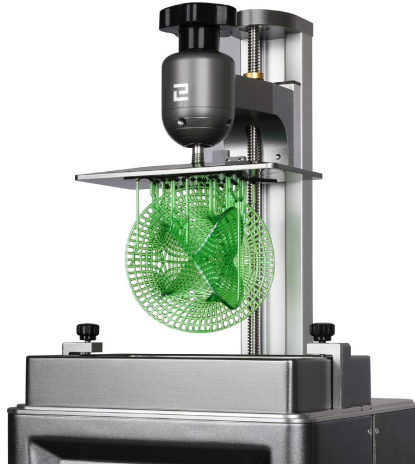


Figura 26: Impresión SLA en impresora ELEGOO MARS [21].

6.4.2. Modelado por deposición fundida (FDM)

En este tipo de impresión 3D, un filamento plástico o metálico es introducido en una boquilla o extrusor que cuenta con una resistencia que emite calor hasta llegar por encima de la temperatura de fusión del material. El extrusor tiene además, un mecanismo que permite controlar el flujo de material que vierte. Con la ayuda de motores y elementos mecánicos controlados electrónicamente, se producen los desplazamientos en los ejes X, Y, Z. En este sistema deben agregarse estructuras de soporte para las geometrías, ya que el material fundido demora en volver a solidificarse y puede llegar a deformarse la pieza por efecto de la gravedad. Dichos soportes deben ser diseñados de forma tal que utilicen la menor cantidad de insumo y sean fáciles de retirar. En la actualidad, este tipo de impresión es el que utiliza equipos de menor costo [20].

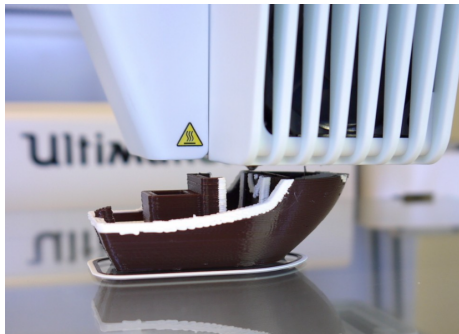


Figura 27: Impresión FDM en impresora ULTIMAKER 3 [22].

Se realizó un diseño asistido por computadora (CAD) en el programa Autodesk Inventor Professional 2021 de un sistema mecánico inspirado en el sistema óseo de la mano humana. Este diseño fue desde el metacarpo (que forma parte de la palma de la mano, luego las falanges proximales, medias y hasta llegar a las falanges distales. Se realizó una simplificación del arreglo de huesos que forma el carpo como base de la mano, realizando el diseño en una sola pieza.

7.1. Definición de las medidas de los huesos

Como base, del Cuadro 2, se tomó la medida promedio de la segunda falange distal aproximándola al siguiente entero como forma de simplificar el diseño y los cálculos. La medida de largo fue de 16mm. Luego con esta medida y el Cuadro 3 de las relaciones de longitudes respecto de la falange distal de cada dedo, se obtuvieron las medidas de las otras falanges.

Después, se realizaron los modelos de la falange proximal y media del dedo índice, como se muestra en la siguiente sección. Sin embargo, al imprimir estas dos piezas, como prueba, se notó que estaban demasiado pequeñas y que al momento de hacer el dedo meñique, se encontrarían problemas debido al método de impresión que se utilizó que fue por FDM y que las impresoras utilizadas no poseen una resolución muy alta. Por esta razón se decidió aumentar el tamaño en un 30%, con lo que se obtuvo una medida de 21mm (aproximando al siguiente entero) para la falange distal II.

A partir de la medida de la falange distal II, las medias del Cuadro 2 y las proporciones del Cuadro 3, se obtuvieron las medidas para todos los huesos de la mano, las cuales se muestran en el siguiente cuadro:

Dedo	DP	MP	PP	MC
I	28.81	-	43.21	60.49
II	21.00	29.40	52.50	90.30
III	23.10	34.65	60.05	85.46
IV	22.96	34.45	55.12	78.08
V	21.19	23.30	44.49	72.03

Cuadro 4: Longitudes en mm de las falanges y metacarpo para el diseño de la mano biomimética.

7.2. Diseño de dedo índice (II)

Se inició por el diseño del dedo índice o dedo II según el Cuadro 1. Para obtener geometrías similares a las del sistema óseo real se utilizaron archivos .STL de los huesos escaneados con láser [23]. Se utilizaron imágenes de secciones de cada hueso para después, por medio de Autodesk Inventor se fuera copiando la forma, tratando de simplificar en algunos casos como por ejemplo en el cuerpo de cada falange que no se necesitan geometrías tan complicadas al contrario que en las juntas (base y cabeza). Luego se utilizó la herramienta Freeform de Autodesk Inventor para ir moldeando cada hueso.

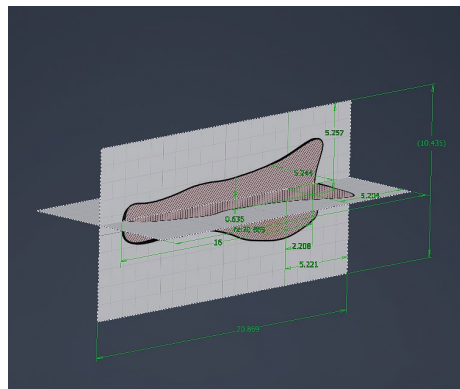


Figura 28: Proyección de imágenes de secciones de segunda falange distal.

Luego de colocar las imágenes de las vistas de sección (Figura 28), se crea un Free Form. Esta es una herramienta que está integrada en Autodesk Inventor y permite generar formas más complicadas por medio de manipulación directa. Se empezó con un Freeform de caja que es uno de los modelos simples (Figura 29), luego se fue editando con la herramienta *Edit Form*, la cual permite jalar o empujar áreas, líneas o puntos del *Freeform*, además también se crearon subdivisiones, lo que permite obtener geometrías más complejas (Figura 31). Debido a esta herramienta de subdivisión, se empezó con el modelo más sencillo y luego se fue generando un modelo más elaborado. La idea es ir copiando las geometrías de las vistas de sección.

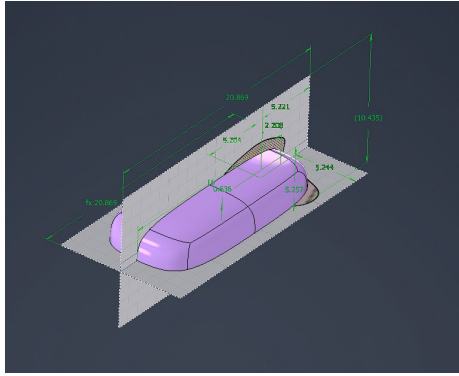


Figura 29: Freeform de caja para moldear la segunda falange distal.

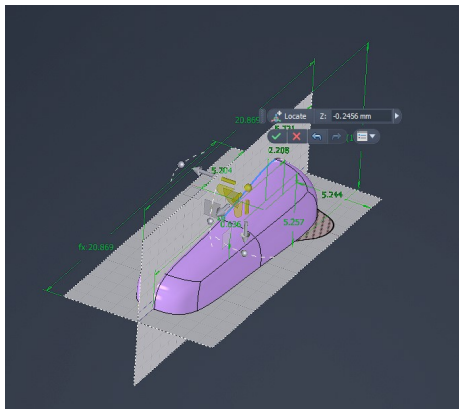


Figura 30: Editando el Freeform de la segunda falange distal.

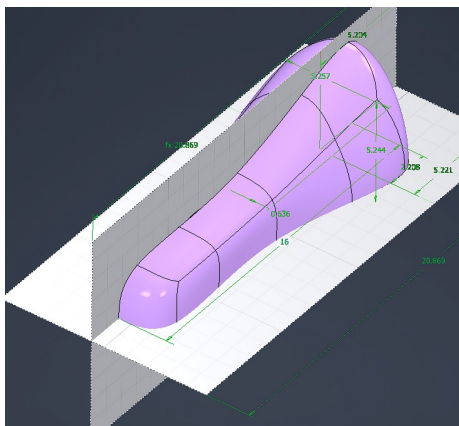


Figura 31: Freeform luego de aplicar subdivisiones.

Después de obtener la forma deseada del hueso, se utilizaron operaciones tradicionales como bocetos, extrusiones y revoluciones para generar las formas de las juntas, según lo que se explica de cada tipo de junta. En la unión CMC se utilizó un elipsoide y en las uniones interfalángicas se utilizaron secciones circulares ya que son de tipo bisagra, así se puede obtener una relación entre cada pieza y se asegura que cacen. En las figuras [32](#), [33](#), [34](#) y [35](#)

se pueden observar los modelos 3D de las tres falanges y el metacarpiano y en la Figura 36 se muestra el ensamble del dedo índice.



Figura 32: Segunda falange distal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor



Figura 33: Segunda falange media moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.



Figura 34: Segunda falange proximal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.



Figura 35: Segundo metacarpiano moldeado con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.

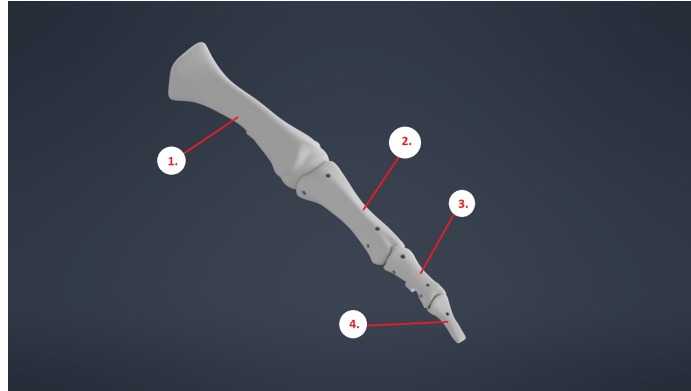


Figura 36: Ensamble del dedo índice en Autodesk Inventor. 1. Metacarpiano, 2. Falange proximal, 3. Falange media, 4. Falange distal.

7.3. Diseño de dedo medio (III)

Para este dedo se siguió el mismo procedimiento que para el dedo índice ya que estos dos son similares. Los resultados obtenidos fueron los siguientes:



Figura 37: Tercera falange distal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.



Figura 38: Tercera falange media moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor



Figura 39: Tercera falange proximal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.



Figura 40: Tercer metacarpiano moldeado con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.



Figura 41: Ensamble del dedo medio en Autodesk Inventor.

7.4. Diseño de dedo anular (IV)

Para este dedo se siguió el mismo procedimiento que para los dos anteriores en las falanges. El metacarpiano fue diferente en la base, ya que este posee un poco de movimiento y no es fijo como los metacarpianos II y III. Los resultados obtenidos fueron los siguientes:



Figura 42: Cuarta falange distal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.



Figura 43: Cuarta falange media moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor



Figura 44: Cuarta falange proximal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.

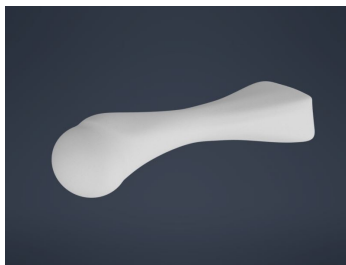


Figura 45: Cuarto metacarpiano moldeado con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.



Figura 46: Ensamble del dedo anular en Autodesk Inventor.

7.5. Diseño de dedo meñique (V)

Para este dedo se siguió el mismo procedimiento que para el dedo anular. Los resultados obtenidos fueron los siguientes:



Figura 47: Quinta falange distal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.



Figura 48: Quinta falange media moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor



Figura 49: Quinta falange proximal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.



Figura 50: Quinto metacarpiano moldeado con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.



Figura 51: Ensamble del dedo meñique en Autodesk Inventor.

En las figuras 52 y 53 se muestran las vistas dorsal y palmar respectivamente de los cuatro dedos (II al IV) colocados en su posición.



Figura 52: Vista dorsal de los dedos II al V.



Figura 53: Vista palmar de los dedos II al V.

7.6. Diseño de dedo pulgar (I)

El dedo pulgar posee solo dos falanges. Tanto para la falange distal y para la falange proximal se siguió el mismo procedimiento que con los dedos anteriormente mencionados.



Figura 54: Primera falange distal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.



Figura 55: Primera falange proximal moldeada con la herramienta Freeforms de Autodesk Inventor.

Para el metacarpiano se realizó el mismo procedimiento solamente en la cabeza ya que la articulación MCP del pulgar también es condílea o de elipsoide. En la base, el primer metacarpiano es diferente a los otros cuatro. Este hueso presenta una articulación CMC de tipo selar o silla de montar. Esta tiene movimiento en dos ejes, pero a diferencia de la articulación de elipsoide, la articulación selar posee una cara convexa y una cóncava. Para poder realizar este diseño en Autodesk Inventor, se empezó con una elipse.

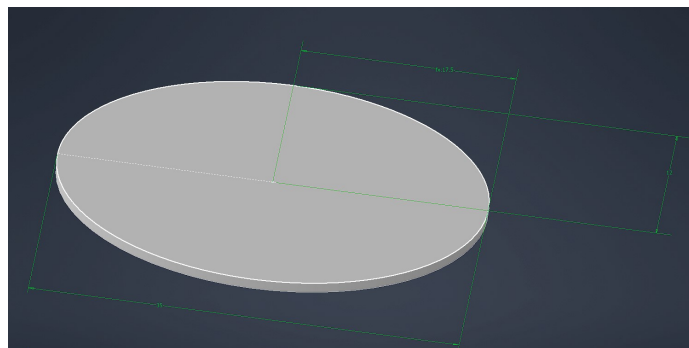


Figura 56: Sólido elipse en Autodesk Inventor.

Luego se utilizó la herramienta "Doblez" o "*Bend*" en inglés. Con esta se debe colocar una línea en un plano para poder realizar el dobléz en ese eje. Para el eje que rota en flexión

y extensión se colocó un dobléz hacia abajo y para el doble que rota en abducción y aducción se colocó un dobléz hacia arriba.

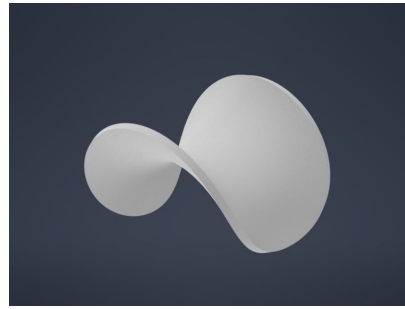
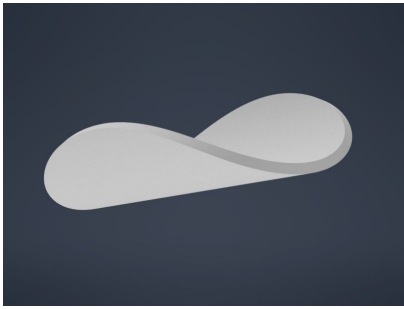


Figura 57: Primer dobléz realizado con "Bend". Figura 58: Segundo dobléz realizado con "Bend".

Luego se completó el diseño de igual forma con la herramienta Free forms y el resultado fue el siguiente:

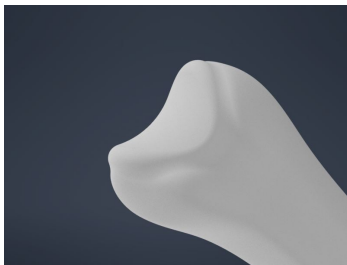


Figura 59: Base del primer metacarpiano.

Figura 60: Primer metacarpiano.



Figura 61: Ensamble del pulgar en Autodesk Inventor.

7.7. Diseño de la base de metacarpianos (Carpó rígido)

7.7.1. Primera iteración del carpó

Para el diseño de la base donde se colocan los metacarpianos (lo que representaría al carpó) se necesitó conocer los ángulos entre el III metacarpiano y los demás para poderlos posicionar. Para esto se utilizaron imágenes de 11 manos de estudiantes de la Universidad del Valle de Guatemala y se hizo un promedio.

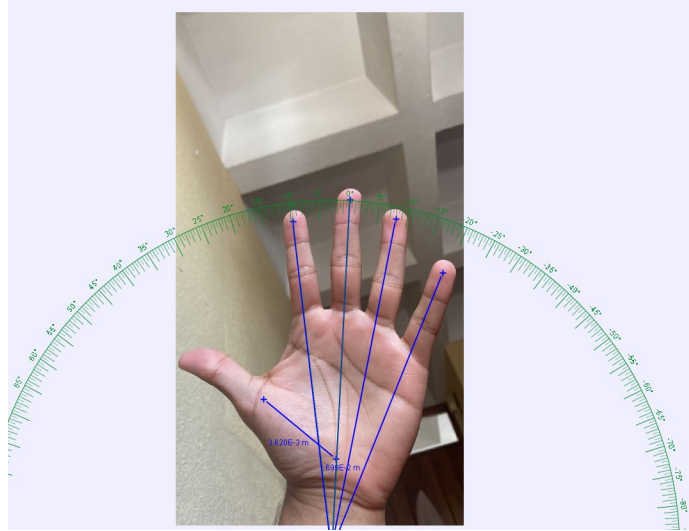


Figura 62: Fotografía de mano izquierda para encontrar ángulos en Tracker.

Con ayuda del programa para modelado físico *Tracker*, se encontraron los ángulos entre el III metacarpiano (dedo medio) y cada uno de los demás metacarpianos como se muestra en la Figura 62. Luego, al tener los datos de las 11 manos, se obtuvo la media para cada uno de los dedos.

No. Mano	I MC	II MC	IV MC	V MC
1	54.9	8.90	8.10	17.5
2	53.2	9.60	8.30	17.5
3	58.0	10.4	9.10	19.7
4	65.4	10.5	10.2	18.5
5	71.3	8.70	9.80	19.1
6	64.5	11.0	9.80	19.3
7	54.7	8.30	8.30	17.3
8	67.6	8.40	6.50	15.6
9	65.2	9.30	7.00	15.7
10	66.5	8.20	8.70	16.7
11	56.4	9.50	8.60	17.5

Cuadro 5: Ángulos en grados de cada metacarpiano respecto del III metacarpiano de las 11 manos analizadas.

I MC	II MC	IV MC	V MC
61.6	9.30	8.60	17.7

Cuadro 6: Resultado de la media de los ángulos en grados de cada metacarpiano respecto del III metacarpiano.

Luego, con los datos del Cuadro 6, se realizó el diseño de la base (Figura 63) para colocar todos los metacarpianos. Se realizó un diseño inspirado en la forma de los huesos del carpo como una sola pieza, donde se fijó la posición del dedo III (dedo medio) y luego se colocaron los ángulos para cada uno de los demás dedos. Para el caso de los dedos II y III que son fijos, se hizo un ajuste para que las piezas encajaran y luego se aseguraron con un tornillo.



Figura 63: Vista frontal de la base diseñada en Inventor. Se pueden ver los planos con los ángulos para la posición de cada dedo.

Para los dedos IV y V que poseen un poco de movimiento en el metacarpiano y el cual es de tipo bisagra, se colocó una sección de cilindro en la junta para luego ser unidas las piezas de manera similar que con las falanges, es decir, con ligamentos de TPE.

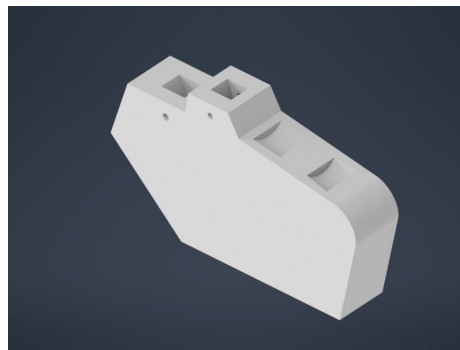


Figura 64: Juntas para cada uno de los dedos del II al V.

En las piezas de los metacarpianos se hicieron ediciones en las bases para que estas coincidieran con las juntas. Las juntas de los metacarpianos II y III (como se muestra en la Figura 65) son similares y las juntas de los metacarpianos IV y V (como se muestra en la Figura 66) son similares.

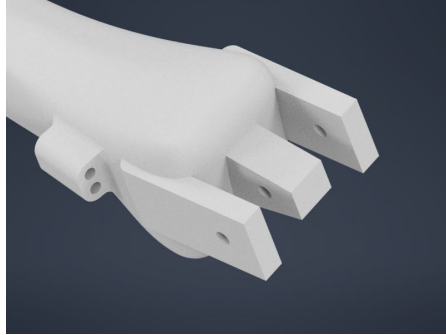


Figura 65: Junta en la base del II metacarpiano.

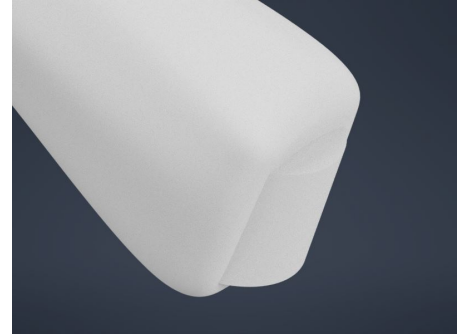


Figura 66: Junta en la base del IV metacarpiano.

7.7.2. Segunda iteración del carpo

Luego de fabricar y ensamblar la primera iteración del carpo con los dedos II al V, antes de colocar la articulación CMC del pulgar, se notó que existía un problema. Cuando se colocara el pulgar, este se flexionaría de una forma similar al dedo meñique y dedo anular. Esto debido a que en una mano real, todos los huesos que forman el carpo no crean una placa plana, si no que el carpo presenta una curvatura.

Con ayuda de la aplicación Atlas 3D para teléfonos inteligentes se obtuvo una imagen (Figura 67) del carpo visto desde arriba para poder encontrar los ángulos entre cada metacarpiano.

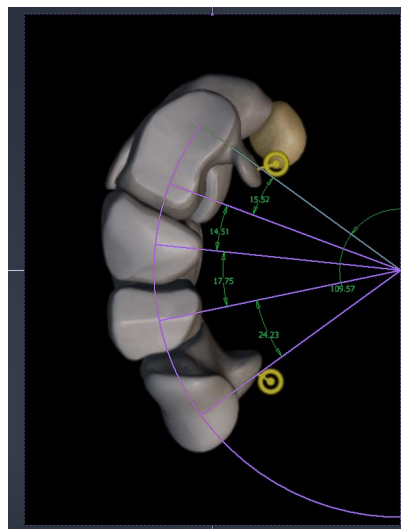


Figura 67: Imagen del carpo [24]. Los ángulos se obtuvieron en Autodesk Inventor.



Figura 68: Vista desde arriba del carpo diseñado en Autodesk Inventor.

Las uniones de los dedos II al V se hicieron de la misma manera que en la versión anterior. Para la articulación CMC del pulgar se realizó el mismo procedimiento que para la base del primer metacarpiano. En la Figura 69 se muestra el resultado de la segunda iteración del carpo ya con los agujeros y las juntas y en la Figura 70 se muestra el ensamble completo del sistema óseo de la mano biomimética.



Figura 69: Segunda iteración del carpo diseñado en Autodesk Inventor.



Figura 70: Ensamble completo del sistema óseo de la mano.

El sistema de ligamentos es el encargado de unir las piezas del sistema óseo. Se utilizaron materiales flexibles e impresión 3D para fabricarlos.

8.1. Material para el ligamento

Dada la descripción de los ligamentos reales y que estos unen los huesos por medio de fibras que se tensan, se decidió utilizar materiales flexibles y que se pudieran usar para fabricación en impresoras 3D, como el TPU y TPE que son los que presentan menor dureza y mayor flexibilidad.

Para seleccionar entre utilizar poliuretano termoplástico (TPU) o elástomero termoplástico (TPE) se buscó entre dos opciones disponibles para impresión 3D: TPU NinjaFlex de Ninjablack y TPE eLastic de eSun. Según la hoja de datos de cada material, estas son sus propiedades mecánicas:

Material	Resistencia a la tensión (MPa)	Elongación hasta romperse
TPU NinjaFlex	26	660 %
TPE eSun	32	420 %

Cuadro 7: Propiedades mecánicas de interés de los materiales elásticos para impresión 3D.

Según el Cuadro 7 se escogió el TPE de eSun ya que posee mayor resistencia a la tensión y un menor porcentaje de elongación.

8.2. Método de sujeción

Se tomaron dos opciones para unir cada hueso con los ligamentos: por medio de tornillos o por medio de pegamento de contacto. La opción de pegamento de contacto tenía como ventajas ser superficial solamente, sin necesidad de modificar mucho las piezas de los huesos, por lo que no se tendría problema de espacio en huesos pequeños como las falanges distales, pero se tendría el problema que es un tipo de unión permanente. Por otro lado, la unión por tornillos tiene la ventaja de ser una unión no permanente, pero se tiene la desventaja que se necesitan tornillos muy pequeños en huesos como la falange distal ya que podrían abarcar mucho espacio de la pieza.

Para validar qué tipo de unión sería la mejor, se imprimieron con tecnología 3D los modelos de falange proximal y falange media del dedo índice. Primero se hicieron pruebas con el pegamento de contacto, aplicándolo en la pieza de PLA (hueso) y la pieza de TPE (ligamento). Se pegó la estructura de la articulación PIP y se dejó secar por aproximadamente 3 horas, el resultado fue el de la Figura [71](#).



Figura 71: Articulación PIP unida con pegamento de contacto.

Luego de que el pegamento seicara, se realizaron pruebas de movimiento para poder determinar el fallo de la unión. Esto se hizo jalando con un hilo amarrado al cuerpo de la falange media con el fin de flexionar la articulación cuando se accione el hilo y se extienda cuando se suelte el hilo. Luego de 64 iteraciones de movimiento de flexión-extensión, el pegamento falló en uno de los ligamentos colaterales de la cabeza de la falange proximal, como se puede observar en la Figura [73](#).



Figura 72: Articulación PIP unida con pegamento de contacto sometida a flexión



Figura 73: Articulación PIP unida con pegamento de contacto. Ligamento colateral luego de 64 iteraciones de flexión-extensión.

Después, al haber fallado la unión por medio de pegamento, se pasó a validar la unión por medio de tornillos. Para esto se modificaron los modelos de las falanges para agregar agujeros para los tornillos M2 para los ligamentos colaterales y M2.5 para los ligamentos dorsal y palmar.



Figura 74: Articulación PIP unida con tornillos. Vista dorsal.



Figura 75: Articulación PIP unida con tornillos. Vista radial.



Figura 76: Articulación PIP unida con tornillos. Vista palmar.

Esta unión fue mucho más estable que la otra y soportó más de 200 iteraciones de flexión-extensión sin fallar. Con estos resultados, se decidió que la unión con tornillos sería la indicada.

8.3. Articulaciones del dedo índice

Luego de seleccionar el mejor método de sujeción, se realizaron diseños para los ligamentos colaterales, palmares y dorsales de cada una de las articulaciones de acuerdo con las descripciones que da Doyle y Botte y tomando en cuenta la función de cada ligamento. Se empezó con los ligamentos de la articulación interfalángica proximal (PIP), luego la DIP y por último la MCP.

8.3.1. Articulación PIP

La articulación interfalángica proximal cuenta con los ligamentos colaterales, placa palmar y una parte del aparato extensor dorsal.

Placa palmar y ligamentos colaterales

Como se vio en el capítulo 6, los ligamentos colaterales se dividen en ligamentos colaterales propios y accesorios. El ligamento colateral accesorio inicia en la cabeza de la falange proximal y se inserta en la placa palmar, por esta razón y para tener un diseño con menor número de piezas, se decidió que los ligamentos colaterales y la placa palmar fueran una sola pieza.

Para el diseño de este ligamento, debido a las complejas geometrías de las falanges y que tendría que ir doblado por conectar la placa palmar (vista palmar) y los ligamentos colaterales (vista radial y cubital) se decidió realizar iteraciones del mismo hasta obtener el mejor resultado.

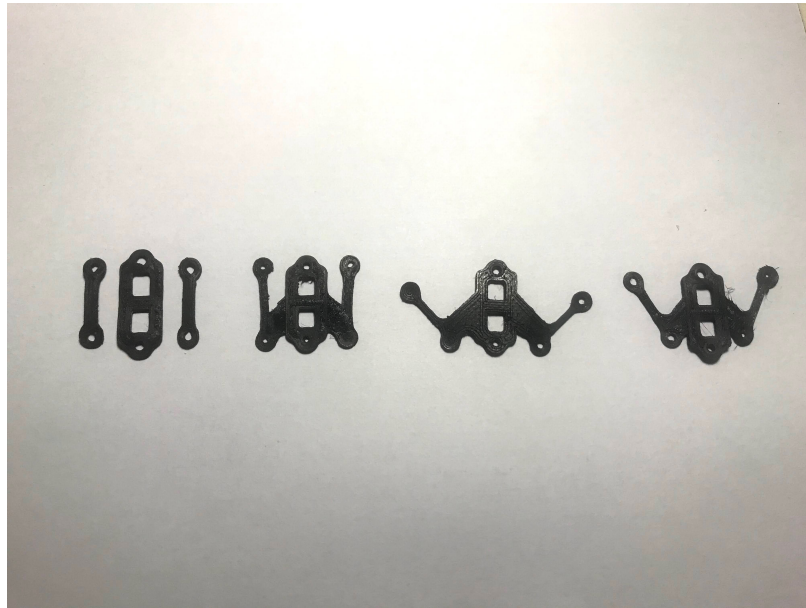


Figura 77: Iteraciones de diseño de placa palmar + ligamentos colaterales. Impresos en TPE. Iteración 1 a 4 de izquierda a derecha.

La primera iteración fue la placa palmar separada de los ligamentos colaterales (que forman parte del prototipo #1 de la sección 9.1). Luego, en la iteración 2, se unieron los tres ligamentos en una sola pieza por medio de lo que representaría a los ligamentos colaterales accesorios, colocando los ligamentos colaterales propios paralelos a la placa palmar. Sin embargo, esta configuración presentó problemas, pues los ligamentos colaterales no cumplían su función de detener el movimiento hacia los lados de la articulación. Después, se modificó el ángulo de los ligamentos colaterales propios a estar a 90° del ligamento colaterales accesorios, lo cual presentó el problema de que los ligamentos accesorios estaban flojos. Por último, se colocaron los ligamentos colaterales propios a 45° de los accesorios y está vez presentó un mejor comportamiento tanto en flexión como en hiperextensión.

Debido a que el hilo extensor va insertado en la base de la falange media, al extender el dedo, esto generó una hiperextensión de aproximadamente 20° en la articulación PIP, lo cual también afectó el movimiento de extensión en la articulación MCP.



Figura 78: Movimiento de extensión en el dedo índice con hiperextensión en la articulación PIP.

Para evitar eso se mejoró la placa palmar. Se utilizó TPU 95A, este es un material flexible pero es más rígido que el TPE o el TPU Ninjaflex. Se colocó una placa en el lado palmar de la articulación PIP, por debajo del ligamento de TPE. Con esto se logró evitar la hiperextensión y la extensión de todo el dedo funcionó mejor.

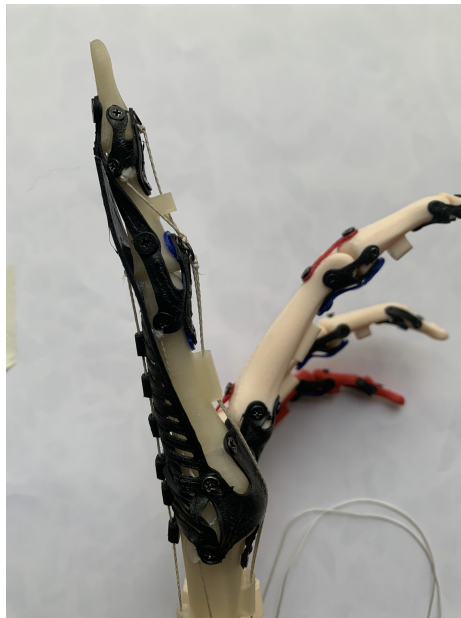


Figura 79: Movimiento de extensión en el dedo índice corregido.

8.3.2. Articulación DIP

La articulación interfalángica distal, al igual que la PIP, cuenta con ligamentos colaterales, placa palmar y una parte del aparato extensor dorsal, principalmente las inserciones del mismo.

Placa palmar y ligamentos colaterales

El diseño de estos ligamentos fue de forma similar que en la articulación PIP, con la diferencia de que es más pequeño. También se juntaron los ligamentos colaterales y la placa palmar en una sola pieza.



Figura 80: Placa palmar + ligamentos colaterales de la articulación DIP del dedo índice. Impreso en TPE.

Ligamento retinacular oblicuo

La función de este ligamento es evitar que la articulación DIP se flexiona sola. Cuando se flexiona con el FDP, el movimiento de flexión en la articulación DIP se da en conjunto con la articulación PIP. Para el diseño de este ligamento se colocó una banda de TPE desde la parte radial de la base de la falange media hasta la parte dorsal de la base de la falange distal. De igual forma del lado cubital.



Figura 81: Ligamento retinacular oblicuo en Autodesk Inventor.

Debido a que es una pieza sencilla se aprovechó el modelo para los otros dedos. Para esto

se utilizó la herramienta *iPart* de Autodesk Inventor con la cual se puede generar una tabla con diferentes variantes de un mismo modelo. Se cambiaron longitudes y grosores según el dedo al que pertenece el ligamento.

8.3.3. Articulación MCP

Esta articulación cuenta con una parte del aparato extensor y, de forma similar a las articulaciones interfalángicas, cuenta con ligamentos colaterales propios y accesorios y con una placa palmar.

Placa palmar y ligamentos colaterales

Con los resultados obtenidos en las dos articulaciones anteriores (DIP y PIP) se decidió diseñar la articulación metacarpofalángica de forma similar. Se hizo una sola pieza con la placa palmar junto con los ligamentos colaterales.



Figura 82: Placa palmar + ligamentos colaterales de la articulación MCP del dedo índice. En Autodesk Inventor.

8.4. Articulaciones de los otros dedos

Debido a que los dedos III al V son muy similares tanto en forma como en funcionamiento, se aprovechó el diseño de de los ligamentos de las articulaciones del dedo índice.

Se realizó un diseño con parámetros en Autodesk Inventor para luego copiar los archivos y generar nuevos con ayuda de la herramienta *Design Assistant* que se descarga con Autodesk Inventor. Entre los parámetros editables se colocaron dimensiones como el largo del ligamento, el ancho, el grosor de los ligamentos colaterales y los diámetros de los agujeros para los tornillos ya que en algunos casos como en el meñique todos los tornillos cambian a ser M1.6x2 debido al tamaño de las piezas.

Parameter Name	Consumed by	Unit/Type	Equation	Nominal Value	Tol.	Model Value	Key	Exp	Comment
Model Parameters									
User Parameters									
largo	d41, d12, d4...	mm	15 mm	15.000000	●	15.000000			
ancho	d5	mm	9 mm	9.000000	●	9.000000			
ang_accesorio	d11	deg	45 deg	45.000000	●	45.000000			
ang_colateral	d17	deg	80 deg	80.000000	●	80.000000			
L_accesorio	d10	mm	4 mm	4.000000	●	4.000000			
L_colateral	d19	mm	11 mm	11.000000	●	11.000000			
D_palmar	d42, d27, d0	mm	2.6 mm	2.600000	●	2.600000			Tornillo M2.6
D_colaterales	d34, d24	mm	2 mm	2.000000	●	2.000000			Tornillo M2
Grosor_ligamento	d2	mm	1 mm	1.000000	●	1.000000			
ancho_colateral	d13	mm	7 mm	7.000000	●	7.000000			
espesor_colat	d18	mm	3 mm	3.000000	●	3.000000			

Figura 83: Ejemplo de tabla de parámetros del ligamento palmar de la articulación PIP del dedo IV en Autodesk Inventor.

Para las articulaciones CMC de los dedos IV y V se utilizó TPU 95 A ya que es un material con una dureza más alta que el TPE. Se colocaron dos bandas cruzadas en la cara palmar y otras dos bandas cruzadas en la cara dorsal de estas articulaciones.



Figura 84: Ligamentos CMC IV y V palmares.



Figura 85: Ligamentos CMC IV y V dorsales.

Para las articulaciones del dedo pulgar se utilizó la misma herramienta en los ligamentos de las articulaciones MCP e IP. Al tener ese dedo una articulación interfalángica menos, se copió y modificó el modelo del ligamento de la articulación PIP que se utilizó en los dedos II al V.

En el diseño de la articulación CMC del pulgar se tomó como base la Figura 10 y se tomó en cuenta que esta articulación es la que mayor movimiento posee. Se diseñaron tres ligamentos con dos puntos de inserción en cada lado (dos para insertar en el metacarpiano y dos para insertar en el carpo) y para poder facilitar el movimiento se le hicieron estrías para imitar las fibras de los ligamentos. Se colocó un ligamento en la parte palmar (AOL), un ligamento en la parte dorsal (DRL) y un ligamento en la parte radial el cual en la anatomía el ligamento dorsoradial (DRL) abarca la parte dorsal y radial de la articulación, pero en este caso se decidió separarlo en dos piezas ya que el carpo diseñado no es completamente redondeado y posee esquinas.



Figura 86: Vista palmar de las articulaciones del pulgar: más proximal el AOL, luego la placa palmar MCP y más distal la placa palmar IP. El ligamento intermetacarpiano entre los MC I y II



Figura 87: DRL, ligamento dorsal de la art. CMC1

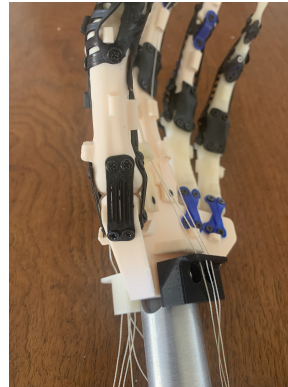


Figura 88: Ligamento radial de la art. CMC1

Como ligamento intermetacarpiano de los dedos I y II se hizo una modificación y se tomó en cuenta también la acción que realiza la piel como estructura de soporte y el diseño resultante fue el ligamento que se puede ver en la Figura 86, entre los metacarpanos I y II. La función de este es evitar una hiperabducción en el pulgar, es decir, que cuando se genere el movimiento de abducción, el pulgar no desvíe de más hacia el lado radial. También tiene la función de generar una aducción pasiva.

Tendones y sistema de poleas

Debido a que los tendones van directamente relacionados con el sistema de poleas, se hablará de ellos en conjunto en este capítulo. El propósito de las poleas en este caso es cambiar de dirección las fuerzas y evitar que los tendones se desvíen.

9.1. Movimiento de flexión

Para generar el movimiento de flexión, se planteó un sistema de dos tendones en la vista palmar del dedo. Uno representando al Flexor Digitorum Profundus, encargado de flexionar las articulaciones DIP, PIP y CMC y, otro representando al Flexor Digitorum Superficialis, encargado de flexionar las articulaciones PIP y CMC. Para ambos tendones se utilizó hilo de nylon.

9.1.1. FDP y sus poleas

Este se inserta en la parte proximal de la falange distal, en el tornillo que sujeta la placa palmar de la articulación DIP. Luego, se hizo pasar el hilo por poleas colocadas en las piezas de las otras falanges y metacarpiano, de forma similar a cómo funcionan las poleas anulares y colocadas donde irían las poleas A2 y A4 en el caso de las falanges proximal y media. En el metacarpiano se colocaron dos poleas, una a 1/3 de la pieza (desde la cabeza) y la otra cercana a la base.

9.1.2. FDS y sus poleas

Este se inserta en la falange media. Se probó insertarlo de dos maneras, primero se colocó en la base de la falange media, sin embargo se tuvo el problema que al accionar el tendón, la articulación PIP se flexionaba un poco y luego la falange media se desviaba y se separaba de su articulación. Después se probó dividiendo la fuerza en dos a la altura de la base de la falange media, imitando la forma en que se separa el FDS de una mano real. Esta división de la fuerza se logró amarrando dos hilos para que quedaran en forma de "Y", e insertando cada una de las puntas en el lado radial y cubital de la cabeza de la falange media. El comportamiento de esta configuración fue más estable y sí permitió flexionar completamente la articulación PIP y se logró evitar que se desviara hacia los lados la falange media.

Para las poleas, se utilizaron las mismas que para el FDP, excepto la polea que se encuentra en la falange media (A4), pues el tendón se dividió antes de llegar a esa polea (de forma similar como están en los dedos reales). En estas poleas se colocaron dos agujeros de 1.6 mm de diámetro para que pasaran los hilos del FDP y FDS. En la polea A4 solo se colocó un agujero de 1.6 mm.

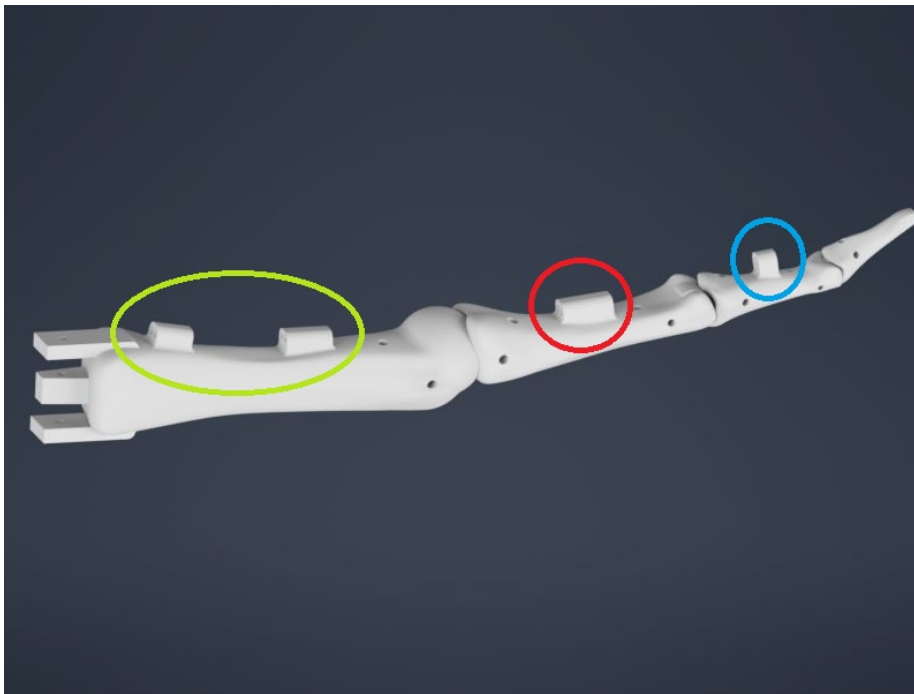


Figura 89: Poleas en el dedo índice. En verde las dos poleas en el metacarpiano, en rojo la polea A2 y en azul la polea A4. En Autodesk Inventor.

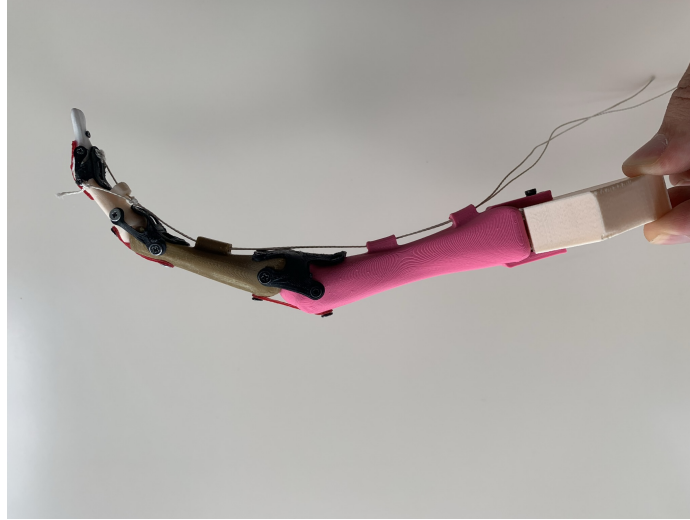


Figura 90: Dedo índice ensamblado con ambos tendones a través de las poleas.

9.2. Movimiento de extensión

Como se explicó anteriormente en la sección [6.2.7](#), el mecanismo de extensión es más complejo que el de flexión. Para este se realizaron iteraciones al diseño de la expansión del extensor o aparato dorsal.

En las primeras iteraciones se tomó la estructura como un triángulo con la idea de utilizar la banda al centro como tendón. Al realizar las pruebas, se pudo observar que al ser el TPE un material elástico, la fuerza no se transmitía completamente al punto donde se quería resultando en que al aplicarle una fuerza para extender el dedo, la banda central solo estiró y no transmitió el movimiento.



Figura 91: Aparato dorsal del dedo índice. Primera iteración (izquierda) y segunda iteración (derecha).

Luego, se utilizó otra vez hilo como tendón para generar el movimiento de extensión activo y la estructura de TPE para tener extensión pasiva, es decir que al quitarle la fuerza a los hilos de flexión, se liberara y se colocara el dedo en la posición inicial. Para esto se realizaron canales en la misma pieza de la expansión del extensor por donde pasaría el hilo hasta llegar a insertarse a la base de la falange media.



Figura 92: Expansión del extensor, iteración 3. En las bandas laterales y tendón central posee canales para los hilos.

Además se realizaron pruebas para generar los movimientos de abducción y aducción con la expansión del extensor, colocando, de la misma forma, canales por donde pasar el hilo en las bandas laterales. Sin embargo, debido a la posición y dirección de los hilos y de las bandas laterales, las fuerzas aplicadas a los hilos hicieron que se flexionara la articulación MCP y no generó los movimientos de abducción y aducción deseados.



Figura 93: Movimiento de extensión activa con la tercera iteración de la expansión del extensor.

Después de las pruebas anteriores se decidió cambiar el diseño, ahora realizando bocetos 2D sencillos y una mayor cantidad de operaciones 3D. Se fue diseñando por partes, empe-

zando por las bandas sagitales, luego el tendón central, las bandas laterales y por último la inserción final del tendón y el ligamento triangular. Además ya no se colocaron los hilos del movimiento de abducción y aducción en la expansión del extensor y se unió las esquinas de las bandas sagitales con el ligamento de la placa palmar + ligamentos colaterales por medio de los mismo tornillos.

Las bandas laterales se tomaron solo como estructura para dar mayor estabilidad a la articulación PIP al momento de flexionar ya que esa es una de las funciones de las bandas laterales reales como se explicó en la sección [6.2.7](#).

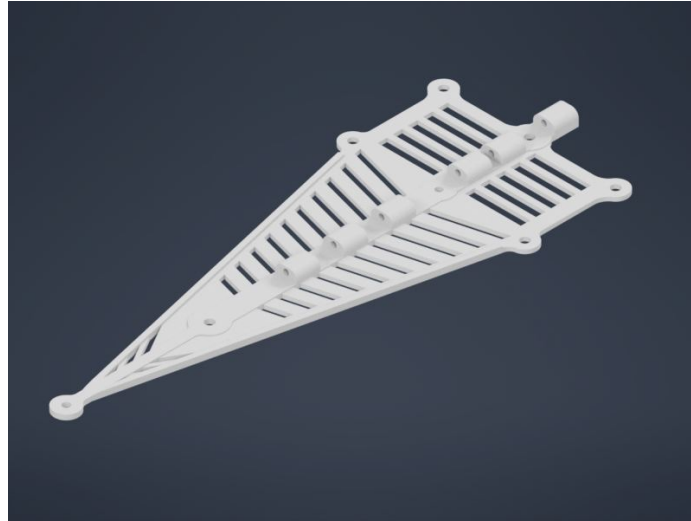


Figura 94: Cuarta iteración del diseño de la expansión del extensor en Autodesk Inventor.



Figura 95: Cuarta iteración de la expansión del extensor.



Figura 96: Dedo índice al aplicar tensión al hilo.

Para los dedos III al V se utilizó como base el mismo modelo ya que se hizo utilizando parámetros. Después, se modificaron las dimensiones para cada uno de los dedos. Para el pulgar, se hizo la modificación que no cuenta con la sección que va de la falange media a

la falange distal (inserción terminal del tendón), si no que en este caso el tendón central (*central slip*) conecta la falange proximal con la falange distal.

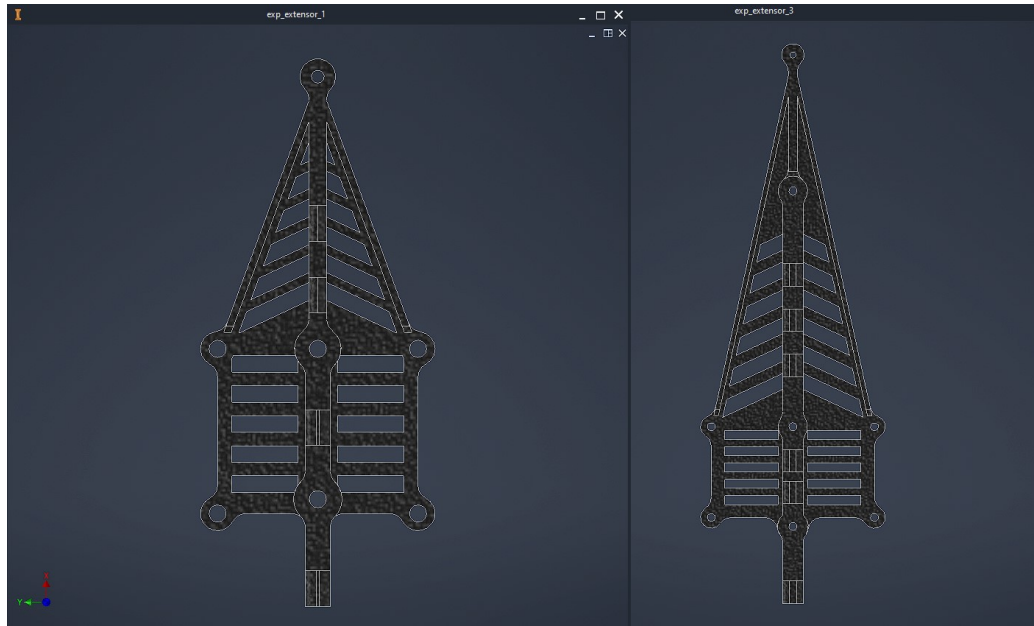


Figura 97: Comparación de capuchas extensoras. Izquierda: dedo pulgar. Derecha: dedo anular.

9.3. Movimiento de abducción y aducción

Como se explicó en la sección [9.2](#), al intentar generar los movimientos de abducción y aducción con la expansión del extensor no se obtuvieron los resultados requeridos, no se pudo mover el dedo hacia los lados si no que en su lugar se generó movimiento de flexión en la articulación MCP.

Para definir el punto de inserción de los hilos que generen los movimientos de abducción y aducción se planteó el siguiente DCL el cual se simplificó y no se tomaron en cuenta algunas fuerzas como la fricción entre el metacarpo y falange proximal con el fin de comprender el movimiento que se generaría.

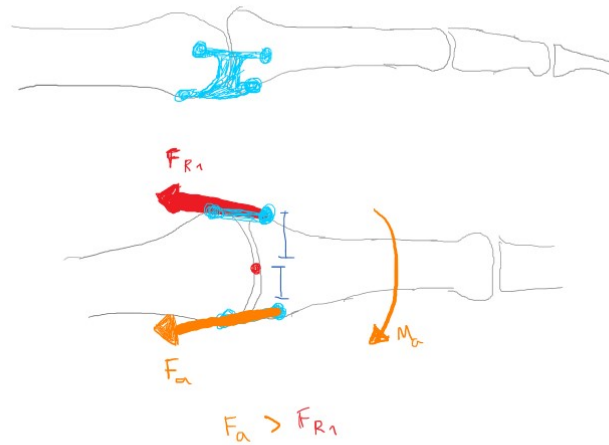


Figura 98: DCL de la articulación MCP del dedo índice. Arriba vista radial y abajo vista dorsal. En celeste los ligamentos colaterales, en rojo la fuerza de reacción generada por el ligamento colateral y en naranja la fuerza aplicada para abducir el dedo.

Si la fuerza para abducir el dedo F_a es mayor que la fuerza que se genera en el ligamento colateral en el lado cubital F_{R1} , se generará un momento M_a que permitirá deslizarse a la falange proximal en la junta de elipsoide hacia el lado radial. Del mismo modo, si la fuerza para aducir el dedo es mayor que la fuerza en el ligamento colateral del lado radial, se generará un momento que deslizará la falange hacia el lado cubital.

Ya que donde se inserta el ligamento colateral en el metacarpiano hay un tornillo, para poder transferir la fuerza se colocó un juego de poleas similares a las de los flexores para cambiar de dirección los hilos y así también cambiar la dirección de la fuerza a conveniencia.

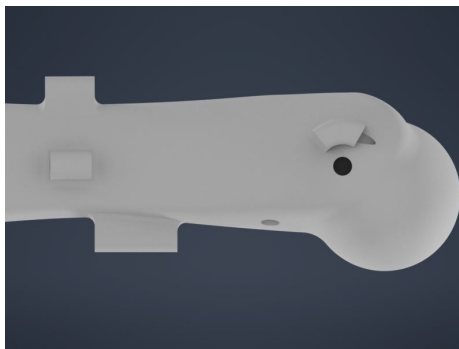


Figura 99: Poleas para el hilo que genera el movimiento de aducción del dedo índice. Vista radial del segundo metacarpiano. Diseño en Autodesk Inventor.



Figura 100: Prueba realizada para la abducción. Figura 101: Prueba realizada para la aducción.

Los resultados obtenidos fueron los esperados como se puede ver en las figuras [100](#) y [101](#).

En este capítulo se habla de los distintos prototipos realizados. Debido a las complejas geometrías de las piezas, se utilizó impresión 3D de tipo FDM para la fabricación de los prototipos, tanto para las piezas rígidas como los huesos, como para las piezas flexibles como los ligamentos. Luego de la fabricación y prueba de cada prototipo se hicieron observaciones sobre qué debería ser cambiado, mejorado o eliminado del diseño y se fue iterando cada prototipo. Cuando el número de cambios a realizar fue significativa, se hizo un nuevo prototipo, reimprimiendo todas las piezas.

10.1. Prototipo #1: Dedo índice

Para el primer prototipo del dedo índice se imprimieron en 3D las 3 falanges, el metacarpiano y los ligamentos. El propósito de este prototipo fue comprobar la movilidad de las articulaciones. Todas las impresiones se realizaron en impresoras 3D FDM. Los huesos se imprimieron con PLA y los ligamentos con TPE. Las 3 falanges (proximal, media y distal) se imprimieron con una altura de capa de 0.06 mm y el metacarpiano con una altura de capa de 0.15 mm. Para los ligamentos se usó una altura de capa de 0.2 mm.

Para la forma de los ligamentos se utilizaron rectángulos y círculos y no geometrías tan elaboradas ya que lo que se buscaba era validar el movimiento de las articulaciones. En las placas palmares sí se hicieron algunas geometrías más elaboradas, ya que se quiso comprobar si sería viable incluir en las placas palmares las poleas. Este prototipo no contempló al aparato extensor dorsal y en su lugar se colocaron bandas similares a las utilizadas para los ligamentos colaterales.

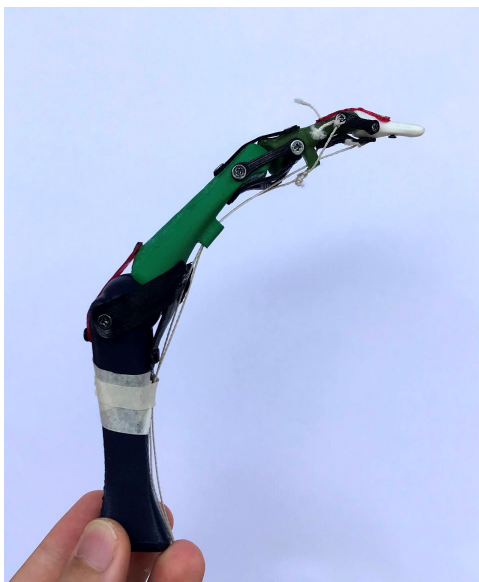


Figura 102: Prototipo #1, vista lateral (radial).



Figura 103: Prototipo #1, vista palmar.

Al flexionar las articulaciones con los hilos que representan los tendones Flexor Digitorum Profundus y Flexor Digitorum Superficialis se pudo notar que las relaciones entre la cabeza y las bases de los huesos era correcta. Sin embargo la posición de algunos ligamentos como los de la articulación MCP presentaron problemas. También, los ligamentos colaterales de la articulación PIP presentaron problemas ya que permitió que en completa flexión la falange media se desviara hacia el lado radial.

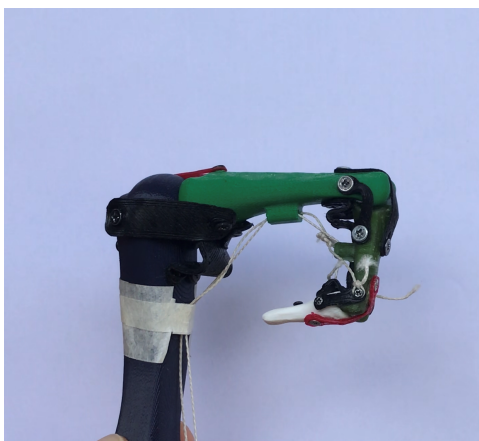


Figura 104: Prototipo #1, flexión con FDP.

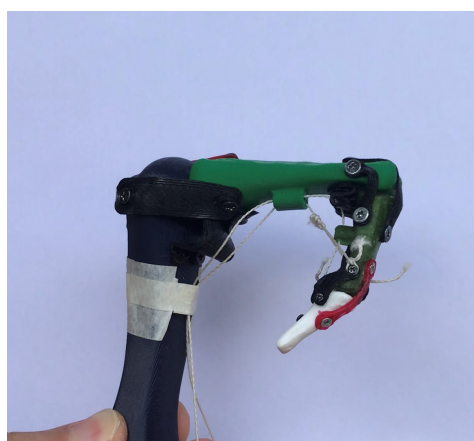


Figura 105: Prototipo #1, flexión con FDS.

Otros aspectos a mejorar fueron los puntos de inserción de los ligamentos colaterales en el metacarpiano y el tamaño del metacarpiano, ya que era demasiado grueso. La posición de las poleas de las falanges media y proximal. En el caso de la falange proximal, será necesario alargar más la polea hacia la cabeza del hueso y en el caso de la falange media, reducir la altura del agujero y correr el punto de inserción de la placa palmar hacia la base del hueso.

10.1.1. Mejora 1 al Prototipo #1

Luego de realizar los siguientes cambios:

- Unión de ligamentos colaterales con la placa palmar para las articulaciones PIP y DIP.
- Alargar a 11 mm la polea de la falange proximal.
- Reducir la altura de la polea de la falange media en 1.5 mm.

Y se obtuvieron los resultados siguientes:

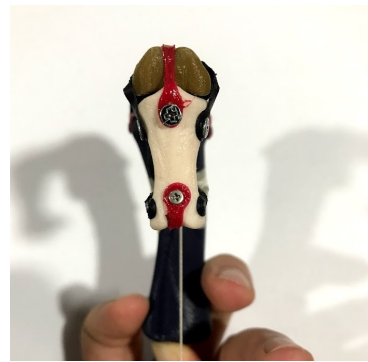


Figura 106: Flexión con FDP, vista radial. Figura 107: Flexión con FDS, vista dorsal.

Con los nuevos ligamentos para las articulaciones PIP y DIP se logró evitar el problema de que a completa flexión del dedo la falange media se desviara al lado radial. Se logró así mayor estabilidad hacia los lados. Con el cambio de las poleas se logró mayor facilidad en la flexión.

10.1.2. Mejora 2 al Prototipo #1

Se realizaron los siguientes cambios:

- Unión de ligamentos colaterales con la placa palmar de la articulación MCP, en esta iteración se usó una sola pieza de TPE para el ligamento.
- Se agregaron dos poleas en el metacarpiano.
- Se agregó la unión del metacarpiano a la base de todos los dedos.
- Para la inserción del hilo FDS se hizo la división en forma de "Y" para insertarse cada punta a los lados de la falange media.

Y se obtuvieron los siguientes resultados:



Figura 108: Placa palmar.



Figura 109: Ligamento colateral. Vista cubital.

Al hacer el cambio de unir en una sola pieza los ligamentos colaterales y la placa palmar, se logró mejorar la unión MCP tanto al momento de flexionar la articulación como al mover a los lados la falange proximal. Al tener la estructura que envuelve la articulación, que representaría a los ligamentos colaterales accesorios en un dedo real, se mejoró la estabilidad tanto en flexión como en estado neutro. Además al momento de fabricarlo y ensamblarlo, se simplificó más el ensamble ya que de ser 3 piezas, pasó a ser una sola pieza.

La adición de las poleas en el metacarpiano sirvió de ayuda para guiar los hilos y poder transmitir mejor el movimiento que cuando no estaban. Esto servirá más adelante para guiar los hilos hacia las poleas en la base. El problema que se tuvo en este prototipo fue que al quitar tensión de los hilos, estos se desviaban y se trababan a los lados de los ligamentos palmares.

En el caso del hilo FDS, se tuvo el problema de que al amarrar solamente con un nudo para formar la Y con dos hilos, este se fue desviando hacia el lado radial de la falange media.



Figura 110: Flexión con FDP. Vista radial.

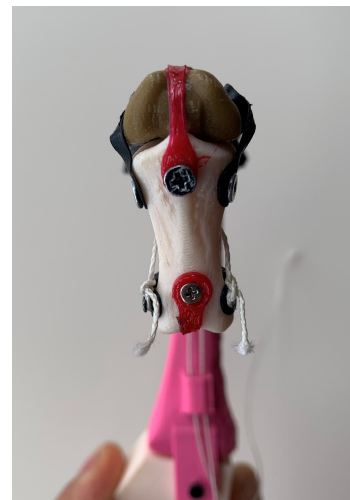


Figura 111: Flexión con FDP. Vista dorsal.



Figura 112: Flexión con FDS. Vista radial.

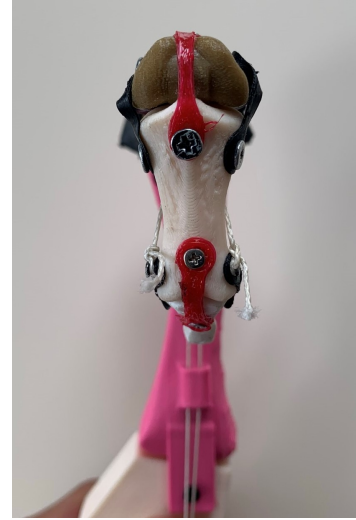


Figura 113: Flexión con FDS. Vista dorsal.

10.2. Prototipo #2: Dedo índice

Para el segundo prototipo se agregaron los grados de libertad faltantes. Ya se contaba con dos hilos para flexión (FDS y FDP), en este se agregaron dos hilos para abducción y aducción y un hilo para extensión (EDC). También se implementó la expansión del extensor como estructura tanto para la extensión como de soporte para mejorar la flexión.

Todas las piezas, tanto rígidas como elásticas, se imprimieron con impresoras 3D de tecnología FDM. Las falanges se imprimieron en PLA con altura de capa de 0.06 mm y el metacarpiano se imprimió en PLA con altura de capa de 0.1 mm (ya no con 0.15 mm debido a que en esta versión se le agregaron poleas al metacarpiano). Todas las piezas elásticas se imprimieron en TPE con altura de capa de 0.2 mm.

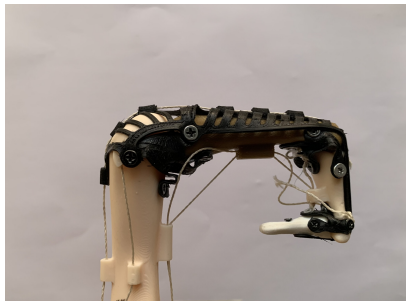


Figura 114: Prototipo 2.0. Flexión con FDP.

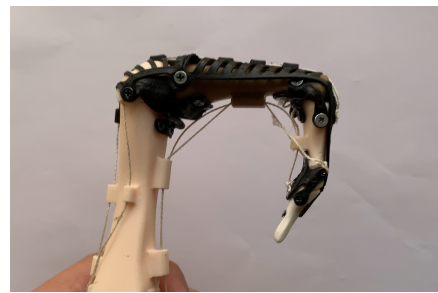


Figura 115: Prototipo 2.0. Flexión con FDS.

La flexión fue más estable. Con la flexión con el FDP ya no se observaron movimientos a los lados en la falange media. En el caso de la flexión con el FDS se tuvo el problema que la división en Y del hilo se separó, quedando el hilo solamente del lado radial de la falange media y aunque pasara eso, la desviación de la falange media fue menor que sin la expansión del extensor.



Figura 116: Prototipo 2.0. Extensión con EDC.

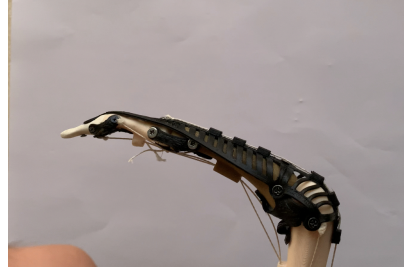


Figura 117: Prototipo 2.0. Flexión de articulación MCP.

La extensión pasiva funcionó bien, al soltar los hilos que generan flexión, el dedo regresó a su posición original. Para la extensión activa se tuvieron problemas con la articulación PIP. Al aplicar tensión al hilo EDC se observó que esta articulación presentó hiperextensión y no se transmitió correctamente el movimiento de extensión hacia la articulación MCP.

La flexión de la articulación MCP se generó de manera correcta. Para poder realizar esta flexión se aplicó tensión al hilo EDC y al hilo FDS. Con esto se puede ver que se pueden generar movimientos más complejos con la aplicación de tensión a distintos hilos a la vez, como sucede en la mano real que cada movimiento es la conjunción de aplicar tensión a varios tendones de manera sincronizada.

Al observar la Figura [116](#) se puede ver que la falange distal presenta una desviación, es decir que la articulación DIP está pasivamente flexionada todo el tiempo aproximadamente 30°. Esto puede ser debido a la ausencia del ligamento retinacular oblicuo, que en un dedo real es el encargado de evitar que la articulación DIP se flexione independientemente.

10.3. Prototipo #3: dedos II al V

En este prototipo se agregó el carpo y los dedos III al V junto al dedo II que ya se tenía anteriormente del prototipo #2. Debido a la similitud en funcionamiento de los dedos III al V con el dedo índice, el ensamblaje y fabricación se realizó de forma similar. Todos los huesos se fabricaron con PLA con altura de capa de 0.06 mm. Para la fabricación de los ligamentos se hicieron pruebas con altura de capa de 0.2 mm como en los ligamentos del dedo índice y luego se hicieron pruebas con altura de capa de 0.1 mm. Se notó que la impresora imprimía mejor materiales flexibles con una altura de capa de 0.1 mm. En las figuras [118](#) al [123](#) se muestran los ensamblajes de los dedos III al V.



Figura 118: Dedo medio (III), vista radial.



Figura 119: Dedo medio (III), vista palmar.



Figura 120: Dedo anular (IV), vista radial.



Figura 121: Dedo anular (IV), vista palmar.



Figura 122: Dedo meñique (V), vista radial.



Figura 123: Dedo meñique (V), vista palmar.



Figura 124: Ensamble del dedo índice a la base y de los otros 3 dedos.

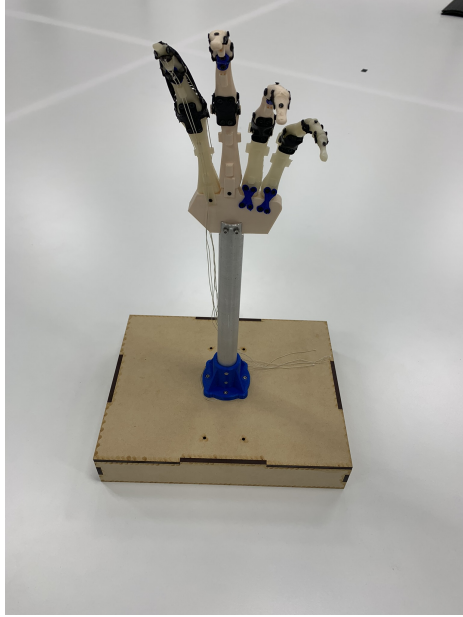


Figura 125: Ensamble del prototipo #3.



Figura 126: Prototipo #3. Vista palmar.

Durante la fabricación y diseño de este prototipo que incluyó los dedos II al V y el carpo, se realizaron modificaciones tanto en piezas rígidas como en las elásticas. El problema que presentó este modelo fue que al momento de empezar el diseño del dedo pulgar, se notó que este iba a quedar de una forma muy similar a los otros dedos, lo cual no permitiría oponer el pulgar hacia los otros dedos, es decir, no se podría juntar las yemas de los dedos con la yema del pulgar. Como se explicó en la sección [7.7](#), esto se tuvo que cambiar modificando el carpo, haciéndolo con curva y no como una pieza plana como se ve en las Figura [126](#). Si se colocara con el carpo recto, se tendría la forma de una garra de animal, que sólo sirve para rasgar y no para sujetar como lo debe hacer una persona.

Se aprovechó este prototipo para colocar una base que facilite el accionamiento de los hilos y en la cual se pudiera colocar la mano y quedara firme. Se maquinó en el taller de la universidad un tubo de aluminio 6061, se imprimió con PETG una base dónde atornillar el tubo y se cortó con láser piezas rectangulares con pestañas con MDF para luego pegarlas con pegamento para madera. El objetivo de esta base de MDF también fue colocar dentro una fuente de poder y que pudiera quedar escondida para el momento de presentar el proyecto en exposiciones.

También se corrigieron errores como el de la flexión de la articulación DIP y la división en Y del hilo FDS. Para la articulación DIP, se agregó el ligamento retinacular oblicuo (ORL), una doble banda en forma de flecha impresa con material TPE. Para corregir el problema del hilo FDS se utilizó una roldana para tornillo M2, se amarró de un lado el hilo que iría hacia el actuador y del otro lado los hilos que van atornillados al lado radial y cubital de la falange media. Esta forma de realizar la división de fuerza fue mucho más estable ya que en ninguna ocasión durante las pruebas se desamarró ni se separaron los hilos, como sí ocurrió cuando solo estaban amarrados los hilos directamente.



Figura 127: Flexión de DIP joint sin ORL.

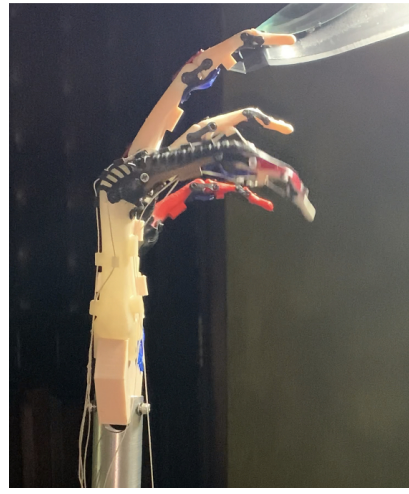


Figura 128: Flexión de DIP joint con ORL.



Figura 129: División en Y del FDS mejorada.

10.4. Prototipo #4: ensamble de la mano completa

En este prototipo se colocaron los diseños finales para cada pieza. Se colocaron hilos al dedo índice y al dedo medio, se modificó el carpo y se colocó el dedo pulgar. Para fabricar las piezas rígidas se utilizó PLA con altura de capa de 0.6 mm en las falanges y de 0.1 mm en los metacarpianos y carpo. Para las piezas elásticas se utilizó TPE (piezas negras) y TPU 95A (piezas azules) con altura de capa de 0.1 mm con ambos materiales.



Figura 130: Prototipo #4.



Figura 131: Capuchas extensoras II a V.



Figura 132: Capucha extensora I.



Figura 133: Prototipo #4. Vista palmar.



Figura 134: Prototipo #4. Vista radial.



Figura 135: Prototipo #4. Flexión de los dedos II y III.

Se decidió colocar actuadores solo en el dedo índice, uno en cada hilo: dos para flexión, uno de extensión y dos para abducción y aducción, en total 5 actuadores. Como actuadores se decidió utilizar servomotores debido a que solo se quiso demostrar el movimiento.

11.1. Medición de fuerzas

Para poder validar que los servomotores disponibles sean capaces de mover el dedo índice, se realizó un ensayo de fuerza aplicando diferentes pesos en los hilos.

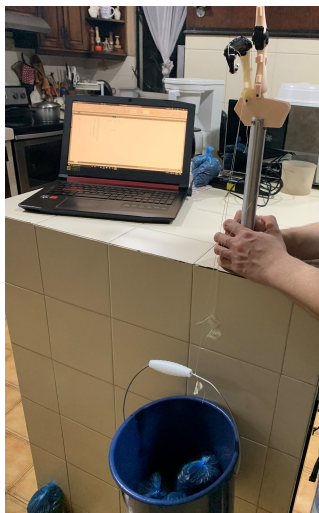


Figura 136: Ensayo de peso para FDP



Figura 137: Ensayo de peso para FDS.

Se amarró cada uno de los hilos a una cubeta con peso conocido y con ayuda de una balanza se fueron colocando masas diferentes, incrementando 420 g cada vez, hasta observar que el hilo accionara completamente las articulaciones relacionadas a él.

Hilo/tendón	Peso registrado
FDP	2.67 kgf
FDS	2.22 kgf
EDC	3.12 kgf
hilo abducción	3.82 kgf
hilo aducción	4.14 kgf

Cuadro 8: Pesos registrados para los tendones del dedo índice.

Al ser las masas afectadas por la gravedad y colocadas verticalmente, la unidad de peso fue el kgf.

11.2. Motores y movimiento del dedo índice

Debido a que solo se quiso mostrar los movimientos básicos del dedo índice, se decidió utilizar servo motores, uno para cada hilo (en total 5 servo motores). Ya que la carga en uno de los hilos fue de 4.14 kg, que la prueba realizada fue accionando un hilo a la vez y tomando en cuenta que se accionarían varios hilos simultáneamente, se decidió utilizar un factor de seguridad de 3. A partir del valor obtenido (12.42 kg) y los servo motores disponibles en la universidad, se utilizaron servo motores HS-8360TH de la marca Hitec como el que se muestra en la Figura 138. Por simplicidad de diseño de las bases se utilizó el mismo modelo para todos los hilos del dedo índice.



Figura 138: Servo HS-8360TH de Hitec.

Para controlar los servo motores se utilizó una tarjeta de desarrollo disponible en la universidad, la TivaC, que cuenta con el microcontrolador TM4C123GH6PM de la marca Texas Instruments. Este microcontrolador posee hasta 16 salidas PWM 25 (de las cuales

solo se necesitó utilizar 5). Se programó en lenguaje C con la librería TivaWare de periféricos para el microcontrolador [26].

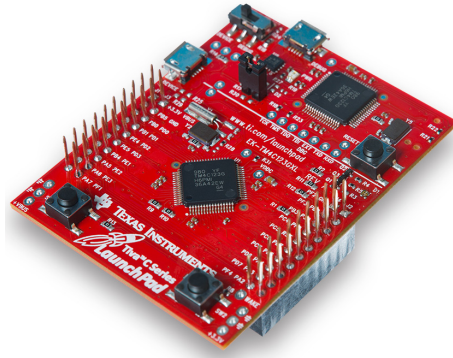


Figura 139: Tarjeta de desarrollo TivaC de Texas Instruments.

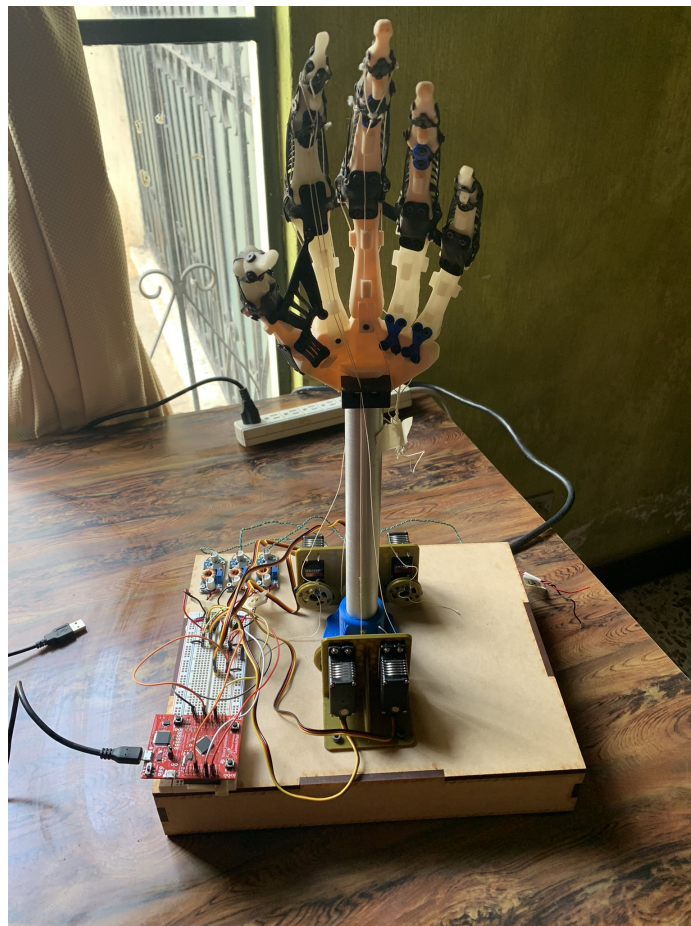


Figura 140: Mano biomimética con servomotores.

1. El material escogido para fabricar los ligamentos fue el elastómero termoplástico (TPE).
2. Se definió que el mejor método de sujeción para los huesos con los ligamentos es la unión con tornillos ya que no es permanente y soporta un mayor número de iteraciones de flexión-extensión que la unión por pegamento de contacto.
3. Se logró identificar que el diseño de una sola pieza para los ligamentos colaterales y placa palmar funciona mejor que el diseño de estos dos tipos de ligamentos por separado.
4. Se logró diseñar un sistema mecánico inspirado en la estructura ósea de la mano, sin utilizar bisagras ni pines en las juntas.
5. Se diseñó un sistema de ligamentos con materiales flexibles para poder unir las piezas rígidas de la mano.
6. Se logró imitar el sistema de poleas de un dedo real y con este poder generar los movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción.
7. Se fabricó con impresión 3D un prototipo funcional de un dedo índice biomimético que contara con 5 grados de libertad: 2 de flexión, 1 de extensión y 2 para abducción y aducción.
8. Se fabricó con impresión 3D un prototipo de la mano robótica biomimética.
9. Se determinó que la fuerza necesaria para accionar los hilos del modelo del índice está entre 2.22 kgf y 4.14 kgf, y estos fueron actuados con servomotores HS-8360TH.
10. No se logró realizar el análisis cinemático del modelo de la mano y solo se colocaron actuadores al dedo índice para mostrar su funcionamiento.

Recomendaciones

1. Implementar un sistema de control sencillo que permita, por medio de servomotores, realizar y visualizar los movimientos permitidos para cada dedo que, en caso de los dedos II al V son los movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción y, para el caso del dedo I los movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción, supinación y pronación.
2. Investigar y probar nuevos materiales de impresión 3D para las piezas rígidas.
3. Utilizar otros métodos de impresión 3D que permitan una mejor resolución, como por ejemplo la impresión SLA o Polyjet, para así poder reducir el tamaño del modelo, el cual es 30 % más grande que una mano promedio.
4. Investigar e implementar otros métodos de actuación, como por ejemplo los músculos artificiales neumáticos o hidráulicos.
5. Realizar más pruebas en las articulaciones CMC de los dedos pulgar, anular y meñique y mejorarlas si es necesario.
6. Colocar yemas de algún material suave o flexible en las puntas de las falanges distales para facilitar el agarre de objetos.
7. Utilizar insertos para los tornillos de los ligamentos.
8. Mejorar el diseño del carpo, agregando una muñeca con enfoque biomimético que permita restaurar aún en mayor grado la funcionalidad de la mano.
9. Mejorar el sistema de poleas para poder reducir la fricción y como resultado reducir las fuerzas necesarias para accionar cada hilo y evitar dañar los hilos. Esto podría ser colocando insertos de algún material autolubricante o cambiando el material de los huesos a un material autolubricante de impresión 3D.

-
- [1] A. Coalition. “Un breve recorrido por la historia de la protésica.” (2007), dirección: <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-history-prosthetics/> (visitado 05-04-2021).
 - [2] Z. Xu y E. Todorov, “Design of a highly biomimetic anthropomorphic robotic hand towards artificial limb regeneration,” en *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, IEEE, 2016, págs. 3485-3492.
 - [3] Y.-J. Kim, J. Yoon e Y.-W. Sim, “Fluid lubricated dexterous finger mechanism for human-like impact absorbing capability,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 4, n.º 4, págs. 3971-3978, 2019.
 - [4] I. L. Koreatech, *FLLEX Hand Ver. 2 : Robustness and Payload Test*, <https://www.youtube.com/watch?v=cZuzXdMyJsA>, jun. de 2020.
 - [5] Y. Bar-Cohen, *Biomimetics: Biologically Inspired Technologies*. CRC Press, 2005, ISBN: 9781420037715.
 - [6] C. Garzón. “Algoritmo de control para un dispositivo ortésico dinámico de rehabilitación de mano parética.” (2011), dirección: https://www.researchgate.net/publication/275214850_Algoritmo_de_control_para_un_dispositivo_orteseico_dinamico_de_rehabilitacion_de_mano_paretica/figures?lo=1 (visitado 04-06-2021).
 - [7] J. Doyle y M. Botte, *Surgical Anatomy of the Hand and Upper Extremity*, ép. LWW medical book collection. Lippincott Williams & Wilkins, 2003, ISBN: 9780397517251.
 - [8] K. V. Buryanov A., “Proportions of Hand Segments,” vol. 28, n.º 3, págs. 755-758, 2010.
 - [9] Doctorlib. “Atlas of Anatomy 21 Wrist Hand.” (2015), dirección: <https://doctorlib.info/medical/anatomy/23.html> (visitado 12-05-2021).
 - [10] S. Angin y S. I. Engin, *Comparative kinesiology of the human body: normal and pathological conditions*. Academic Press, an imprint of Elsevier, 2020.
 - [11] G. Gallant. “63 Finger Metacarpophalangeal Joint Collateral Ligament Repair.” (2020), dirección: <https://plasticsurgerykey.com/63-finger-metacarpophalangeal-joint-collateral-ligament-repair/> (visitado 11-05-2021).

- [12] D. T. Netscher. “The stiff hand and the spastic hand.” (2016), dirección: <https://plasticsurgerykey.com/the-stiff-hand-and-the-spastic-hand/> (visitado 12-05-2021).
- [13] Physiopedia. “Extensor Hood Mechanism Hand.” (2021), dirección: https://www.physio-pedia.com/Extensor_Hood_Mechanism_Hand (visitado 19-11-2021).
- [14] BraceLab. “What Drive Finger Motion.” (2020), dirección: <https://bracelab.com/clinicians-classroom/what-drives-finger-motion> (visitado 19-11-2021).
- [15] M. Snearly W. “Extensor Tendon Injuries of the Finger.” (2006), dirección: <https://radsourc.us/extensor-tendon-injuries-of-the-finger/> (visitado 19-11-2021).
- [16] O. M. de la Salud. “Normas de Ortoprotésica. Parte 1: Normas.” (2017), dirección: [https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/259508/9789243512488-part1-spa.pdf;jsessionid=E56C90C49D147238FB505343563A2F7A?sequence=1#:~:text=Dispositivo%5C%20de%5C%20aplicaci%5C%C3%5C%B3n%5C%20externa%5C%20que,ausente%5C%20o%5C%20deficiente%5C%20\(6\).](https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/259508/9789243512488-part1-spa.pdf;jsessionid=E56C90C49D147238FB505343563A2F7A?sequence=1#:~:text=Dispositivo%5C%20de%5C%20aplicaci%5C%C3%5C%B3n%5C%20externa%5C%20que,ausente%5C%20o%5C%20deficiente%5C%20(6).) (visitado 22-04-2021).
- [17] R. Hierner, R. Putz, A. T. Bishop y col., *Flaps in Hand and Upper Limb Reconstruction: Surgical Anatomy, Operative Techniques and Differential Therapy*. Elsevier Health Sciences, 2013.
- [18] O. Gordillo. “Prótesis amputación antebrazo estética pasiva.” (2021), dirección: <https://www.ortopediagordillo.com/producto/protesis-amputacion-antebrazo-estetica-pasiva-encaje-laminado-supracondilar-o-similar-muneca-redonda-esferica-u-oval-mano-estetica-pasiva-y-guante-cosmetico/> (visitado 22-04-2021).
- [19] Ottobock. “Body-powered upper limb prostheses.” (2021), dirección: <https://www.ottobock-export.com/en/prosthetics/upper-limb/solution-overview/arm-prostheses-body-powered/> (visitado 22-04-2021).
- [20] A. H. F. Bordignon A. A. Iglesias, *Diseño e impresión de objetos 3D*, ép. COLECCIÓN HERRAMIENTAS SERIE TIC. UNIPE: EDITORIAL UNIVERSITARIA, 2018, ISBN: 9789873805356.
- [21] 3. P. Reality. “ELEGOO Mars UV Photocuring LCD 3D Printer with 3.5” Smart Touch Color Screen Off-line Print 4.72(L) x 2.68(W) x 6.1(H).” (2021), dirección: <https://3dprintreality.com/product/elegoo-mars-uv/> (visitado 29-08-2021).
- [22] bibinitperiod Benchy. “Dual-colour #3DBenchy 3D-printing on an Ultimaker 3.” (2020), dirección: <http://www.3dbenchy.com/dual-colour-3dbenchy-3d-printing-on-an-ultimaker-3/> (visitado 29-08-2021).
- [23] Siderits. “Human Hand Bones - Thumb.” (2012), dirección: <https://www.thingiverse.com/thing:15342>.
- [24] C. A. Studio. “Anatomía - Atlas 3D en App Store.” (2021), dirección: <https://apps.apple.com/es/app/anatom%C3%ADa-atlas-3d/id1034069206>.
- [25] T. Instruments, *TivaC TM4C123GH6PM Microcontroller Datasheet*. Texas Instruments, 2014.
- [26] —, *Tivaware Peripheral Library*. Texas Instruments, 2016.