

Trabajo de Fin de Grado

Grado en Ingeniería en Tecnologías Industrial

**Diseño y fabricación de prótesis para amputación de
dedos con impresión 3D**

MEMORIA

Autor: Daniel Subirana Pérez
Director: Emilio Angulo Navarro
Convocatoria: Enero 2021



Escola Tècnica Superior
d'Enginyeria Industrial de Barcelona



Resumen

El objetivo de este trabajo consiste en el diseño de un prototipo funcional para amputaciones de dedos de la mano a nivel de la articulación del nudillo. Se ha concebido el diseño con la premisa de que su fabricación sea de bajo coste mediante tecnología de impresión 3D. Se trata de una prótesis pasiva que usa el movimiento de la muñeca como origen de su accionamiento.

Para lograrlo, en primer lugar se ha llevado a cabo una investigación de la anatomía y movimientos de los dedos de la mano, así como en la muñeca. También se ha realizado una investigación del abanico de posibilidades de prótesis existentes en la actualidad, desde los productos comerciales hasta diseños de libre acceso. Se ha realizado además una búsqueda de los otros componentes necesarios para el ensamblaje de las partes y su funcionamiento.

Entre las fases de diseño se han impreso dos prototipos intermedios que han ayudado a su optimización con el diseño hecho en SolidWorks. Se ha procedido a un análisis de la actuación y movimiento del mecanismo resultante y un estudio de su resistencia estructural.

Por último, se ha impreso el prototipo final y se ha hecho el montaje de las diferentes piezas, evaluando el resultado y complementándolo con posibles propuestas de mejora para una continuación del trabajo.

Sumario

SUMARIO	4
1. INTRODUCCIÓN	5
1.1. Objeto	5
1.2. Alcance	5
1.3. Justificación industrial	6
1.4. Motivación personal	7
2. ESTADO DEL ARTE Y PRECEDENTES	9
2.1. Generalidades anatómicas	9
2.2. Estudio de mercado	10
2.3. Clasificación	11
2.4. Estudio de tecnología y análisis mecánico	13
3. ESPECIFICACIÓN BÁSICA	17
3.1. Conjunto de requerimientos	17
4. DISEÑO CONCEPTUAL	20
4.1. Conceptos, alternativas e ideas	20
4.2. Selección	22
5. DISEÑO DETALLADO	24
5.1. Cálculos	24
5.2. Modelo CAD	29
5.3. Componentes y ensamblaje	45
5.4. Cálculos adicionales	49
6. PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO	67
7. IMPACTO AMBIENTAL	68
8. PRESUPUESTO	69
8.1. Costes de realización del proyecto	69
8.2. Presupuesto de ejecución de la prótesis	69
9. CONCLUSIONES	71
10. AGRADECIMIENTOS	73
11. BIBLIOGRAFÍA	74
11.1. Referencias bibliográficas	74
11.2. Bibliografía complementaria	77

1. Introducción

1.1. Objeto

El objeto del presente trabajo de fin de grado es el diseño, análisis mecánico y fabricación de un prototipo de prótesis para amputaciones de dedos de las manos en humanos mediante tecnologías de impresión 3D polimérica. Se excluyen del trabajo soluciones para pérdidas de pulgar (primer dedo) con la intención de poder realizar la prótesis de manera que sea fácilmente adaptable a los dedos del segundo al quinto (índice, corazón, anular y meñique) con un solo diseño genérico y escalable que sirva para los cuatro. De este modo se puede aspirar a una prótesis personalizable a la cantidad de dedos amputados. Además, se busca un mecanismo enfocado al caso concreto de la pérdida total de dedo, ya que, gracias al estudio de mercado, se observa que es un caso con muy pocas soluciones.

La prótesis requerirá de un elemento base en el dorso de la palma de la mano y/o en la muñeca. Este servirá para ayudar a fijar la prótesis y proporcionar un anclaje a los cables que facilitaran accionar el mecanismo de cierre.

1.2. Alcance

En este proyecto se llevará a cabo:

- Una breve investigación de la anatomía y movimiento de un dedo.
- Un estudio del estado del arte de las prótesis en el momento presente.
- Un estudio de las fuerzas que podrá realizar la prótesis en el movimiento a flexión.
- Un estudio de las fuerzas que podrá soportar la prótesis en su posición extendida.
- Un diseño 3D mediante el programa SolidWorks para ser impreso.
- La impresión de dos prototipos intermedios con sus consecuentes verificaciones de funcionamiento y rectificaciones de diseño.
- El montaje de las piezas impresas del prototipo final.
- Una evaluación final del resultado.

No se incluirá:

- Uso de elementos electrónicos integrados en la prótesis.
- Adaptabilidad de la prótesis para el dedo pulgar.
- Estudio de las fuerzas y comportamientos de la prótesis en movimientos distintos a la flexión de dedo.

Por lo tanto, el trabajo estará centrado en el diseño e impresión de tres prototipos que permitirán mejoras consecutivas, aprendizaje y unas valoraciones finales.

1.3. Justificación industrial

En múltiples sectores, existen gran cantidad de labores que comportan ciertos riesgos para la integridad física de los trabajadores. La mayoría se encuentran en sectores de carácter industrial, pero también en otros como la construcción o dentro del sector agrario, por ejemplo.

Las amputaciones no son estadísticamente las lesiones laborales más comunes, pero entre las amputaciones más frecuentes y probables se encuentran las pérdidas de dedos, tanto de manos como de pies.

Según la empresa "Naked Prosthetics", "la mayoría de las amputaciones de miembros superiores son de origen traumático y el 94% ocurren en los dedos y los metacarpianos" [1]. Estos accidentes causan un gran impacto en la vida de las personas que las sufren y además también comportan repercusión laboral como se explica en un artículo en la biblioteca de revistas científicas SciELO [2].

También se producen accidentes en festividades en las que se usa pirotecnia, en estos casos no se producen cortes limpios y tanto el número como la longitud de dedos perdidos puede variar altamente en un mismo caso. Es por eso, por lo que una prótesis modular y adaptable puede ser muy ventajosa en aspectos de comercialización y practicidad de uso.

La ventaja principal de la impresión 3D es el hecho de poder materializar diseños complejos sin dificultades o costes añadidos respecto a diseños más sencillos. Pero también es notable

por ser una tecnología de fabricación accesible al ciudadano medio y por permitir prototipados rápidos. Teniendo en cuenta las virtudes mencionadas y situando el proyecto en el contexto de un trabajo de fin de grado, no se busca crear un producto vendible, sino desarrollar una solución que poder compartir publicando el diseño y las pautas en una página web de acceso libre. De este modo se permite una personalización total directa sobre los archivos del diseño por parte del usuario además de dar pie a la compartición de mejoras sobre el concepto inicial.

Aun así, las características del diseño requieren componentes no impresos, la mayoría se pueden adquirir fácilmente en ferreterías o en la red, pero al haber una pieza que se debe fabricar de acero, se considera que en un futuro se podría estudiar la viabilidad de comercializar “kits” de los productos requeridos, comprándolos previamente al por mayor y adaptándolos.

1.4. Motivación personal

Personalmente, gran parte de mi curiosidad se ve concentrada en el diseño en ámbitos industriales y de desarrollo de producto, más concretamente en aspectos de funcionalidad y con soluciones modulares prácticas que puedan cumplir con múltiples necesidades.

El mundo de la biónica siempre me ha parecido fascinante tanto por los innumerables retos que presenta, como por la innovación que implica.

Mis intereses académicos principales son el diseño y la fabricación (dibujo, CAD, procesos de producción, conformado manual, CNC, mecanismos y máquinas, forja, mecanizados, tratamientos térmicos, etc.). Por lo tanto, el tema de este trabajo se convierte en idóneo al juntar varias de mis inquietudes.

2. Estado del arte y precedentes

2.1. Generalidades anatómicas

En este trabajo se hará referencia con frecuencia a ciertos elementos de la anatomía de los dedos de las manos. Con la finalidad de esclarecer los nombres de cada una de las partes relevantes para el proyecto, se presentan las siguientes dos imágenes esquematizadas:

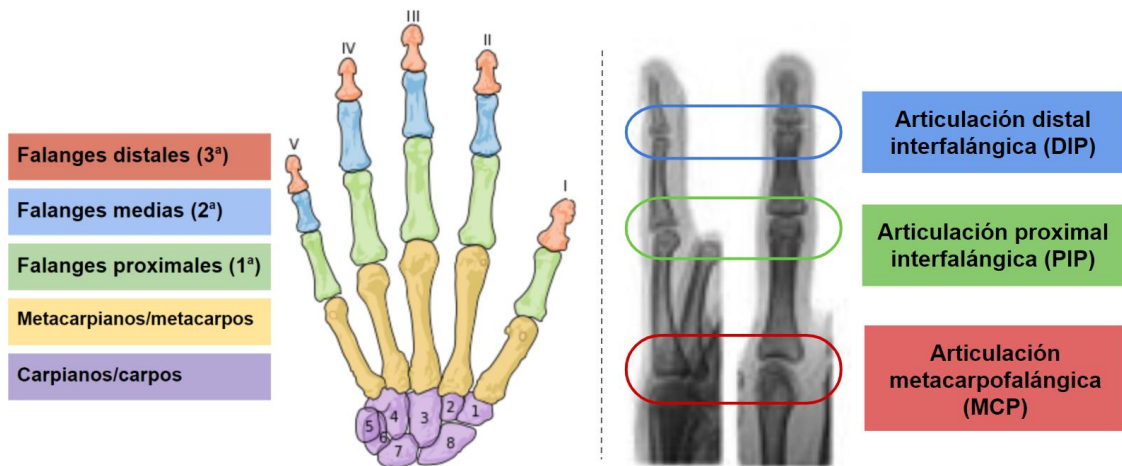


Figura 01: Numeración de dedos y denominación de los huesos de la mano [3] / Denominación de las articulaciones (válida para los dedos del 2o al 5o) [4]

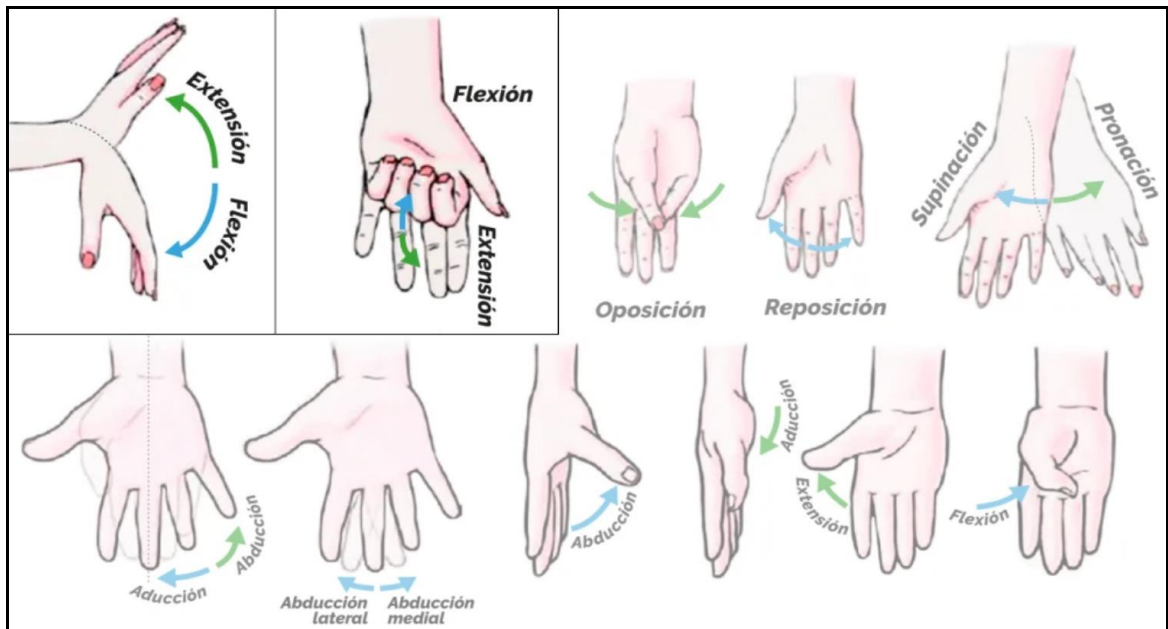


Figura 02: Principales movimientos de la mano [5]

La mayoría suelen combinar distintos materiales poliméricos, metálicos y textiles, factor que también afecta a la complejidad y por lo tanto al precio, el cual puede variar altamente entre unos 50 y 35.000 € dependiendo especialmente del tipo y de la calidad del producto.

2.3. Clasificación

De la investigación realizada se formula la siguiente tabla clasificatoria con ocho representantes de cada categoría y sus principales características:

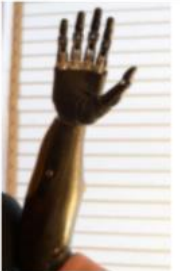







Prótesis	Mano Robótica/Biónica	Dedos integrados impresos	"Vincent Partial 3 Active"	"MCP Driver"	"PIP Driver"	"Knick's prosthetic finger"	"X Finger"	Dedos prostéticos pasivos de silicona
Imagen								
Tipo	Mano completa	Todos los dedos (adaptación a la palma)	D. individuales, amputación total	D.individuales, amp.parcial MCP	D. individuales, amp.parcial PIP	D. individuales, amp.parcial MCP	D. individuales, amp.parcial MCP (adaptable)	Dedo falso e inmóvil
Actuación	Servo-eléctrica	Movimiento muñeca	Actuadores y sensores eléctricos	Mecánica (giro 1a falange)	Mecánica (giro 2a falange)	Mecánica (giro 1a falange)	Mecánica (giro 1a falange)	—
Mecanismo	Barras y husillos	Cable tensado	Barras y husillos	Barras	Barras	Cable tensado	Barras	—
Soporte en palma/dorso	— (unida a prótesis de antebrazo)	Cobertura total de mano y muñeca	Grande	Media	Nula	Anclaje minimalista del cable a la muñeca por el dorso	Anc. minimalista en base dedo / Estabilizador en mano opcional	—
Materiales principales	Metal, silicona, plástico, fibra de carbono	PLA, Cable	Metal, plástico, silicona	Titanio, nylon, silicona, acero inoxidable	Titanio, nylon, silicona	PLA, Cable	Acero inoxidable, plástico	Silicona
Modular num.dedos	—	✗ (algún modelo con/sin pulgar)	✗	✓	✓	✓	✓	✓ (customizables)
Modular num.falanges	—	—	—	✗	✗	✗	✓ (modelos)	✓ (customizables)
Diseño libre	✗	✓	✗	✗	✗	✓	✗	—
Masa	390 - 1.500 g	~200 g	~450 g	-----	-----	~30 g	~60 g	~15 g
Precio~	9.000 - 30.000 €	~170 € *	-----	7.500 - 20.000 €	~6.200 €	~50 € *	3.000 - 4.500 €	85 - 390 €
Enlace	bebionic	3DPrintedProsthetics-Landing a Helping Hand	VINCENTpartial 3 active	MCPDriver	PIPDriver	Knick's Prosthetic Finger v3.5.5 by knick	X-Finger Models	silicone prosthetic fingers finger prosthesis Online customization

Tabla 01: Clasificación estudio de mercado (* → Máximos estimados. Materiales e impresión. Necesidad de ensamblaje).

Prótesis	Enlace
Mano Robótica/Biónica	bebionic
Dedos impresos integrados	3DPrintedProsthetics-Lending a Helping Hand
“Vincent Partial 3 Active”	VINCENTpartial 3 active
MCP Driver	MCPDriver
PIP Driver	PIPDriver
Knick’s Prosthetic Finger	Knick’s Prosthetic Finger v3.5.5 by knick
XFinger	X-Finger Models
Dedos prostéticos pasivos de silicona	Silicone prosthetic fingers finger prosthesis Online customization

Tabla 01.1: Soporte a la tabla 01 con los enlaces accesibles para cada modelo

2.4. Estudio de tecnología y análisis mecánico

Este trabajo se centra en las prótesis para amputación de dedo con actuación y funcionamiento mecánico, como se puede apreciar en la tabla presentada, los principales sistemas se distinguen entre los mecanismos de barras y los de accionamiento por cable.

- Las prótesis que se accionan mediante tensión de **cable** suelen tener un mecanismo relativamente sencillo y cuentan con un elemento elástico (normalmente por la parte dorsal de las articulaciones) que mantiene el dedo recto cuando no se le aplica ninguna fuerza.

El giro de la falange proximal (base del dedo) o el de la muñeca suelen ser los activadores habituales. El cable, que debe estar anclado al dorso de la mano o muñeca, pasa por encima de la articulación donde se origina el movimiento (muñeca o nudillo). Al no pasar por el eje de giro y ser inextensible, se consigue transformar la fuerza del usuario en tensión para el cable. Este a su vez está conectado a la falange más periférica del dedo (falange distal) pasando por debajo del resto de articulaciones, hecho que permite usar la tensión del cable para cerrar las articulaciones de la prótesis.

Algunos modelos cuentan con una pequeña polea interna para conseguir que se puedan girar las otras falanges si una se ve impedida, esto permite adaptar mejor el dedo a los objetos que se quieran manipular.

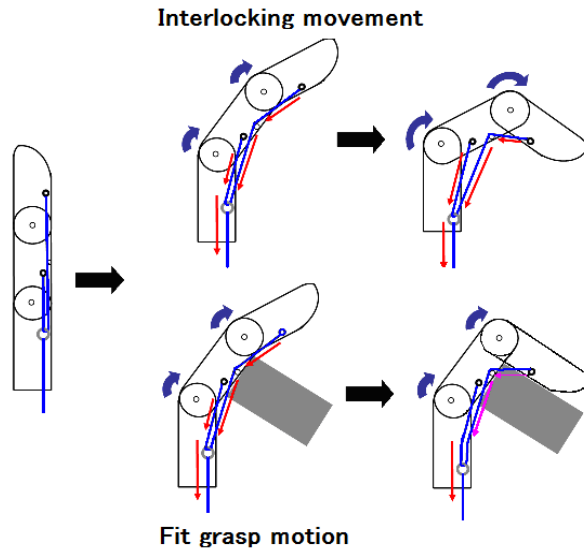


Figura 04: Esquema de un dedo protésico actuado por tensión de cable [15]

- Las prótesis hechas a base de mecanismos de **barras** tienen un funcionamiento menos obvio a simple vista; están formadas por composiciones de cuadriláteros articulados que emulan el movimiento de las falanges de un dedo usando un solo grado de libertad. Estos mecanismos pueden implementarse en gran variedad de prótesis, desde las que cuentan con actuadores lineales en las prótesis más completas, hasta en las que aprovecha el giro de la falange proximal respecto la palma (articulación MCP), o incluso el giro de la falange media respecto la proximal (articulación PIP) para generar el movimiento.

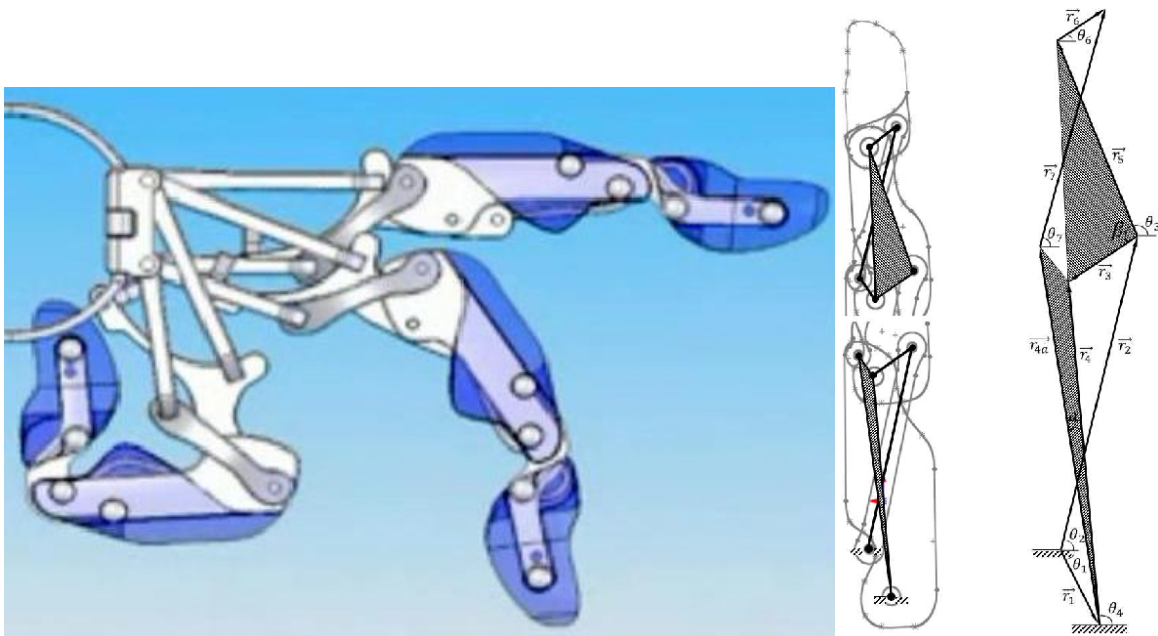
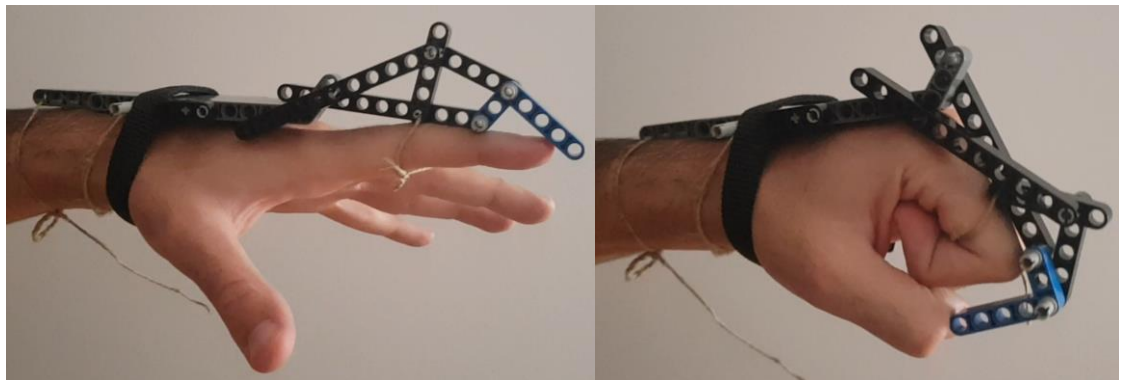
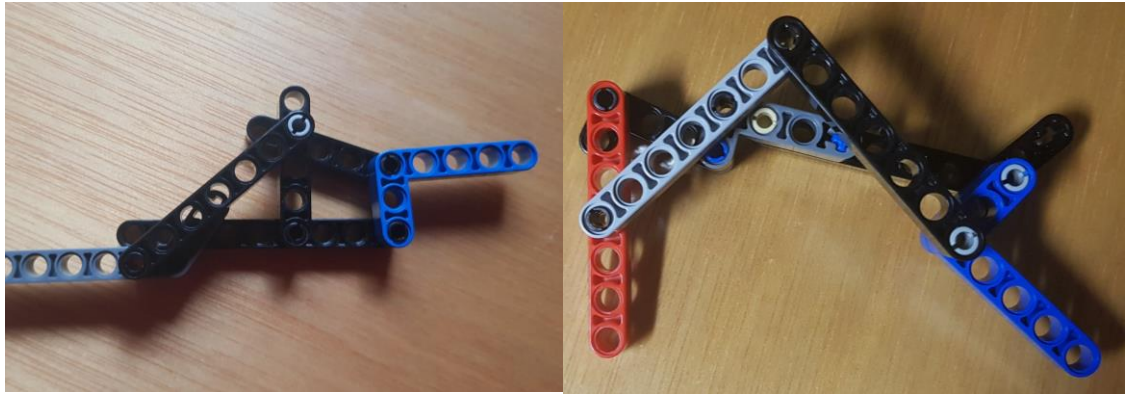


Figura 05: Representaciones de mecanismos de barras en prótesis de dedos [16], [17]

En esta categoría, las características de cada caso, en el sentido de los parámetros de los cuadriláteros articulados, definen las dinámicas y limitaciones del dedo protésico.

Con motivo de conseguir un mejor entendimiento de estos sistemas, en los inicios de la investigación se realizaron prototipos usando elementos de la marca LEGO por su practicidad de montaje y desmontaje rápido.



Figuras 06, 07, 08, 09 y 10: Ensayos con piezas de LEGO

Adicionalmente, se comprobaron algunos de los mecanismos dimensionándolos con programas de simulación virtual, concretamente se usa el programa PAM2.4. De este modo se consigue toda la información necesaria para comprender la cinemática de los sistemas estudiados.

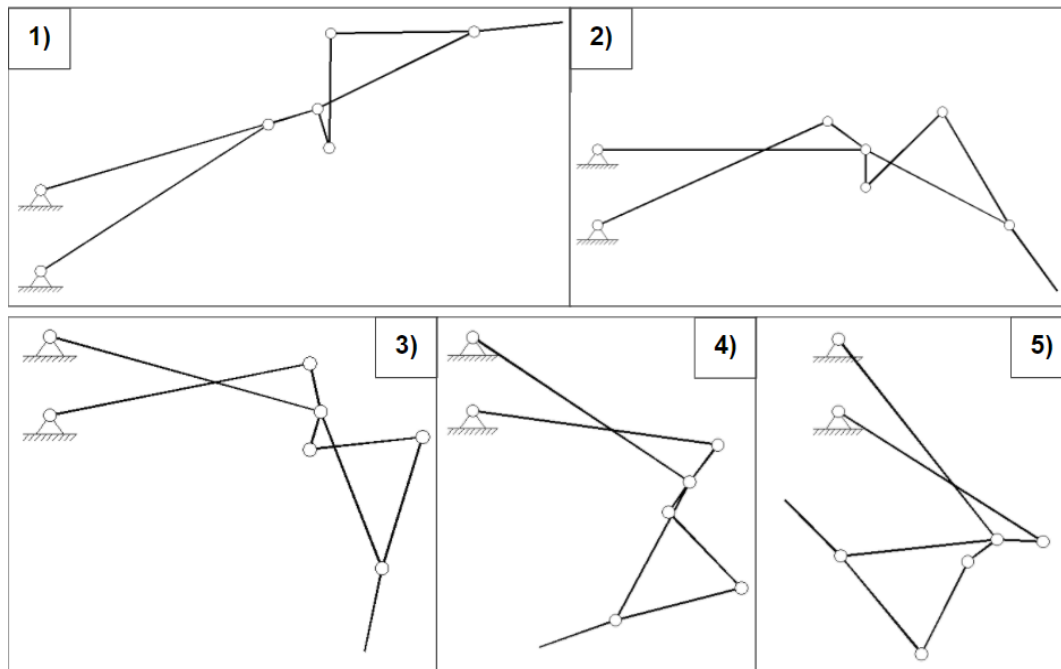


Figura 11: Representación del movimiento de un mecanismo de barras simulado con PAM2.4

En estados más avanzados del trabajo se hace uso del mismo programa por su gran practicidad a la hora de verificar los cálculos del mecanismo final. Resulta especialmente útil por su capacidad de graficar la evolución de prácticamente cualquier parámetro cinemático a lo largo de la simulación.

3. Especificación Básica

3.1. Conjunto de requerimientos

El diseño de la prótesis y sus distintas partes estará sujeto a las siguientes especificaciones:

Adaptabilidad	Adaptable al número de dedos amputados
Diseño	Funcional, ergonómico y anatómico
Masa	Igual o inferior a la masa de un dedo biológico
Coste	Inferior a 150 €
Fabricación	Impresión 3D y arranque de viruta según las diferentes piezas
Montaje sencillo	Herramientas manuales
Carga perpendicular nominal sobre la yema de la falange distal	10 N → para el movimiento de flexión 15 N → para la posición extendida (carga estática)

Tabla 02: Conjunto de requerimientos

3.2. Consideraciones

Este tipo de amputaciones son más comunes en hombres. El género masculino se caracteriza por contar con unas estadísticas de desarrollo de fuerzas mayor y que por tanto son más restrictivas para este proyecto. Escogiendo las características masculinas se cubren las necesidades más demandantes, tanto en cantidad como en capacidad útil, y facilita una extrapolación sencilla para adaptar la prótesis a magnitudes de carga inferiores.

Teniendo en cuenta la justificación expresada, se procede a presentar un conjunto de dimensiones orientativas para el diseño anatómico. Se parte de los intervalos y medias propuestas en la siguiente imagen (figura 12).

Los valores de carga se determinan a partir de:

- Estudios de desarrollo de fuerzas de dedos:

	Dedos			
	Media \pm SD (min-max)			
	Índice	Corazón	Anular	Meñique
Todos (n=30)	1,69 \pm 0,87 (0,23-3,41)	2,15 \pm 1,12 (0,52-5,00)	3,16 \pm 1,47 (1,13-7,79)	1,35 \pm 1,07 (0,08-4,50)
Mujeres (n=15)	1,62 \pm 0,98 (0,23-3,41)	1,73 \pm 0,86 (0,52-3,71)	2,75 \pm 1,20 (1,13-4,82)	1,14 \pm 0,77 (0,08-3,41)
Hombres (n=15)	1,77 \pm 0,76 (0,81-3,09)	2,59 \pm 1,20 (1,07-5,00)	3,57 \pm 1,63 (2,04-7,79)	1,53 \pm 1,28 (0,24-4,50)

Tabla 03: Medias y desviaciones de la FMV en Kg-f ejercida por cada dedo) [19]

El estudio del que se extrae la tabla sigue una metodología de experimentación que incluye fuerzas palmares ya que se utiliza un instrumento parecido a un dinamómetro de Jamar, que muestra valores de presión palmar cilíndrica. Esta característica repercute en los valores de fuerzas de los dedos y resultan ser superiores a las fuerzas reales que pueden desarrollar los dedos de forma aislada.

- Valores de resistencia de otras prótesis:

En el proyecto “*A shape memory alloy-based tendon-driven actuation system for biomimetic artificial fingers, part I: design and evaluation*” [20] se diseña un dedo artificial con “un actuador capaz de desarrollar carrera lineal de media pulgada con una fuerza de contracción máxima de 20 N”. De todos modos, los valores que se recogen en el estudio no son del todo extrapolables al caso de este trabajo en curso por el hecho de que se fija el dedo directamente a una placa y por tanto no se tiene en cuenta ninguna interacción con el cuerpo humano. Aun así permite formar una idea de las magnitudes con las que se suele tratar en el campo estudiado.

- Experiencia propia de solicitaciones aceptables medidas con pequeñas pesas de gimnasio.

Para poder operar bajo la carga de 10 N, será necesario, además de un diseño que lo permita, usar un cable lo suficientemente resistente como para soportar las tensiones correspondientes que se presentan más adelante en el apartado de diseño detallado, subapartado de cálculos.

4. Diseño conceptual

4.1. Conceptos, alternativas e ideas

A continuación se presentan los conceptos, alternativas e ideas que se han tenido en cuenta. Incluye los desarrollos y las características principales de cada opción: mecanismos de barras y mecanismos por tensión de cable.

Actuación

En este aspecto es donde se encuentran las diferencias principales entre los dos sistemas.

Los mecanismos de barras tienen como ventaja que el sistema de actuación es el mismo que el de retorno. Por contra, son mecanismos difíciles de adaptar a la mano si la amputación del dedo es total, tienen un gran número de articulaciones y piezas móviles y los extremos de las barras suelen interferir a la hora de conseguir un diseño anatómico.

Los mecanismos de tensión por cable habitualmente son más sencillos de diseñar pero si únicamente se usa un cable fijado a la falange distal el cierre de las articulaciones es desigual y descontrolado. Para este sistema se presentan diferentes opciones:

- Tensor: Filamentos textiles, cables metálicos, sedales de pesca.
- Sistema de retorno:
 - Elemento “sólido-elástico” en cada articulación (resorte insertado a presión).
 - Filamento elástico (gomas):
 - Anudado a la falange distal y que pase por la parte superior de las articulaciones.
 - Anudado entre pares de falanges para ajustar la resistencia al giro de cada articulación.
- Fijación de tensores y elásticos:
 - Mediante pequeños tornillos (tipo regleta eléctrica).
 - Anudar el extremo de forma que no quepa por el conducto.
 - Fundir el extremo creando una pequeña bola de mayor diámetro que el canal.
 - Crimpar los extremos.

Siguiendo con otros aspectos logísticos, ambos tipos de sistemas tienen las mismas características a nivel de articulaciones y mejoras de agarre.

Articulaciones

Existen diferentes opciones para articular las piezas: encajes a presión y pasadores impresos, que pueden imprimirse por separado y con ensamblaje posterior, o con diseño integrado en las piezas para una impresión directa del conjunto directamente ensamblado.

También se pueden usar como pasadores segmentos del propio filamento polimérico con el que se imprime, sellando posteriormente los extremos con un soldador cautín (solo válido para impresiones de deposición de hilo fundido), segmentos de alambre grueso o pequeños clavos. Otras opciones son usar pasadores tubulares de aluminio/latón de pequeño diámetro y remachar cónicamente los extremos con un punzón o mediante pequeños tornillos, teniendo en cuenta que se debería adaptar uno de los lados de la articulación para acomodar las tuercas y las cabezas.

Mejoras de agarre

La impresión polimérica con materiales como el PLA, ABS, poliamidas, resinas o similares no consigue piezas con un coeficiente de fricción adecuado para funciones de sujeción como las que se suelen requerir a los dedos de la mano, por ello se presentan las siguientes soluciones:

- Diseñar unas pequeñas piezas de silicona dedicadas para las yemas. Impresas a parte e insertadas posteriormente en las ranuras correspondientes de la prótesis.
- Diseñar surcos tóricos en las yemas del dedo prostético para poder acomodar juntas tóricas de goma o silicona.
- Usar pegamento o cinta adhesiva de doble cara para enganchar una lámina de material con buen coeficiente de fricción.

4.2. Selección

Dentro de las opciones presentadas, se realiza la siguiente selección.

Actuación

Se escoge diseñar un mecanismo mixto, actuado por cable pero con un cuadrilátero articulado entre las articulaciones PIP y DIP (ver figura 01). De este modo se consigue que dichas articulaciones se flexen de forma simultánea. Asimismo, se evita implementar las barras en la base del dedo, donde se une con la mano, dada la dificultad del proceso.

La actuación es más práctica, menos voluminosa y más sencilla de ajustar a cada caso, mientras que el mecanismo de barras se simplifica en únicamente un cuadrilátero articulado cruzado, sus características principales son:

- Fácil de integrar en un diseño anatómico.
- Dado que el rango de las articulaciones no supera los 90° es improbable encontrarse con puntos muertos a la hora de diseñar el mecanismo.
- Sólo introduce dos articulaciones nuevas y el montaje puede seguir siendo relativamente sencillo.

El sistema de retorno se diseñará para utilizar gomas o cordones elásticos. Se escoge esta opción por su fácil obtención y su capacidad para ajustar la tensión.

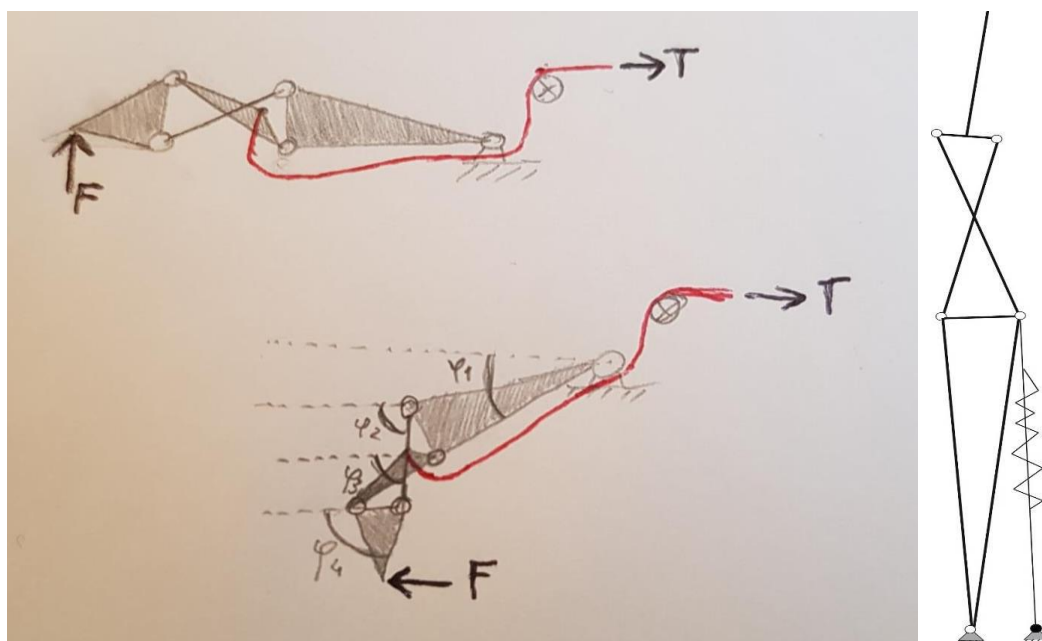


Figura 14: Primeros esquemas y esbozos del concepto

Articulaciones

Para las articulaciones se elige usar pasadores tubulares de metales ligeros, como el aluminio o el latón. Al ser pasadores huecos se evita el sobrepeso de la prótesis y permite remachar ligeramente los extremos con un punzón. También se pueden fijar mediante pegamento de secado rápido.

Mejoras de agarre

Se opta por el sistema de juntas tóricas ya que su coste añadido es prácticamente nulo, simplifica el diseño respecto a la opción de las piezas de silicona dedicadas por no constar de tantas piezas y son componentes de fácil obtención y cambio cuando se desgastan.

Las juntas tóricas de silicona en general cuentan con mayor resistencia a los elementos de la intemperie y mayor coeficiente de fricción que las de goma de nitrilo.

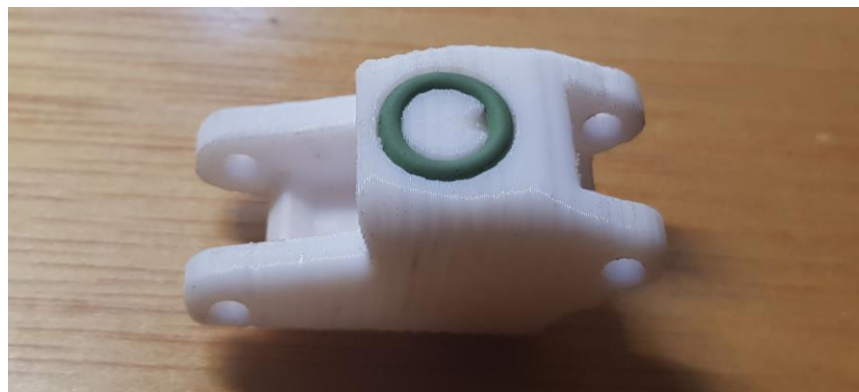


Figura 15: Detalle de la solución con juntas tóricas en uno de los prototipos intermedios

Posteriormente, en el subapartado de componentes y ensamblaje, se mostrarán las elecciones de productos concretos y sus formas de relacionarse con el conjunto de la prótesis.

5. Diseño detallado

5.1. Cálculos

A continuación se presentan los cálculos pertinentes al análisis del comportamiento del mecanismo.

En primer lugar se muestra una ilustración esquematizada con las principales medidas del diseño final en la que “d” simboliza el desplazamiento lineal de cable tensor:

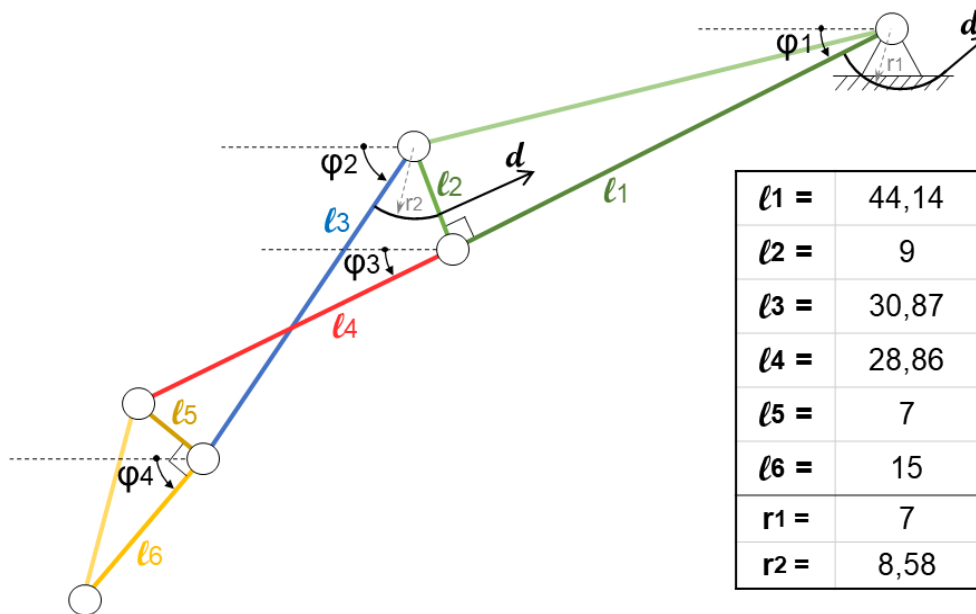


Figura 16: Esquema de líneas y dimensiones (en mm)

Para facilitar las expresiones, se analiza el cuadrilátero articulado por separado y partiendo de la posición extendida del dedo (l_2 en posición vertical). En el siguiente esquema se establecen los ángulos de manera que $\varphi_i' = \varphi_i - \varphi_1$:

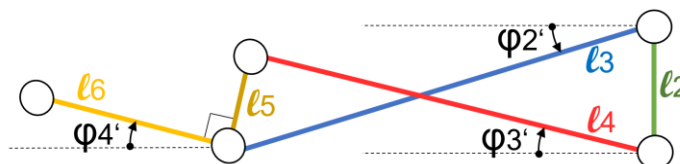


Figura 17: Esquema del cuadrilátero articulado aislado

Aplicando la condición de cierre del lazo se extraen las ecuaciones de enlace:

$$\begin{cases} l3 * \cos(\varphi2') + l5 * \cos(\varphi4' + 90) - l4 * \cos(\varphi3') = 0 \\ l2 - l3 * \sin(\varphi2') + l5 * \sin(\varphi4' + 90) - l4 * \sin(\varphi3') = 0 \end{cases}$$

En el sistema del cuadrilátero articulado, “ $\varphi2$ ” actúa como variable independiente, pero en realidad toma sus valores en función de “ d ” siguiendo la expresión correspondiente de arco de circunferencia “ $\varphi2=d/r2$ ”. “ $\varphi1$ ” también depende de “ d ” y lo hace según la expresión “ $\varphi1=d/r1$ ”.

Gracias a las ecuaciones de enlace y las expresiones mencionadas, se calculan en la siguiente tabla los ángulos en función del desplazamiento del cable tensor. Se empieza a partir de los valores iniciales que toma el mecanismo en posición extendida con d nulo y se llega hasta el desplazamiento total. Este se ha calculado también con la fórmula del arco de circunferencia sabiendo que la falange proximal debe girar 90° y que el radio de la articulación MCP es de 7 mm.

d(mm)	$\varphi1$ (°)	$\varphi2$ (°)	$\varphi2-\varphi1$	$\varphi3$ (°)	$\varphi3-\varphi1$	$\varphi4$ (°)	$\varphi4-\varphi1$
0	4,55	16,60	16,60	-14,04	-14,04	-13,08	-13,08
1	12,74	31,46	23,28	0,63	-7,56	10,25	2,06
2	20,92	46,33	29,96	15,86	-0,51	33,94	17,57
3	29,11	61,19	36,63	31,69	7,13	58,06	33,51
4	37,29	76,05	43,31	48,16	15,42	82,70	49,96
5	45,48	90,91	49,99	65,29	24,37	107,90	66,97
6	53,66	105,78	56,67	83,09	33,98	133,68	84,57
7	61,85	120,64	63,34	101,54	44,24	160,05	102,75
8	70,03	135,50	70,02	120,57	55,09	186,94	121,46
9	78,22	150,37	76,70	140,08	66,42	214,24	140,58
10	86,40	165,23	83,38	159,91	78,06	241,70	159,84
10,992	94,52	179,97	90,00	180,82	90,85	273,49	183,52

Tabla 04: Ángulos en función de “ d ”

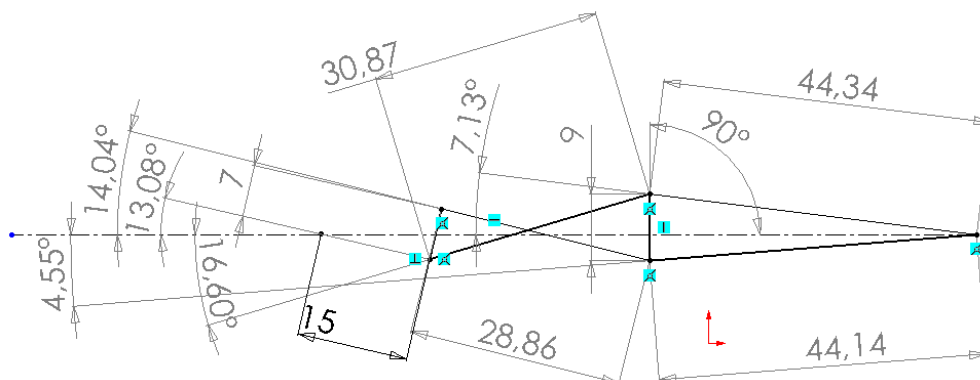


Figura 18: Croquis acotado del diseño final en posición extendida

Graficando los valores presentados se consigue visualizar la evolución de los ángulos según la referencia horizontal a medida que se tira del cable.

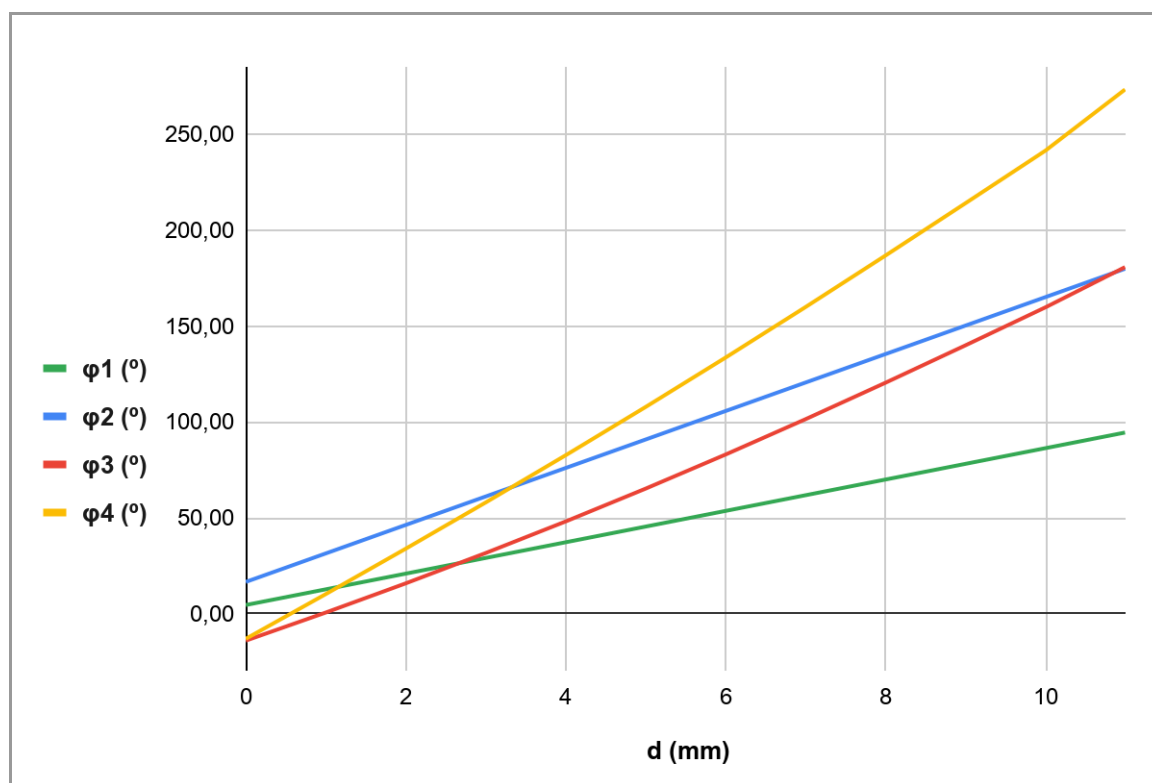


Figura 19: Evolución de los ángulos

Se puede observar que todas las piezas terminan sus recorridos en ángulos prácticamente rectos entre ellas tal y como se concebía los requerimientos del apartado de la especificación básica.

Teniendo las longitudes y los ángulos, se procede a comprobar la trayectoria que toma la yema del dedo. Para ello se calculan las coordenadas del punto final de l_6 en cada momento y se grafican los resultados. Se superpone además una captura de 5 estados del mecanismo superpuestos generada mediante simulación del dedo con el programa PAM 2.4.

d	x	y	v.Pos
0	-87,40	-3,34	87
1	-86,05	-23,05	89
2	-79,48	-40,73	89
3	-68,09	-54,91	87
4	-52,80	-64,46	83
5	-35,07	-68,73	77
6	-16,74	-67,80	70
7	0,24	-62,44	62
8	14,07	-54,10	56
9	23,55	-44,61	50
10	28,36	-35,78	46
10,99	27,93	-29,26	40

Tabla 05: Coordenadas de la falange distal

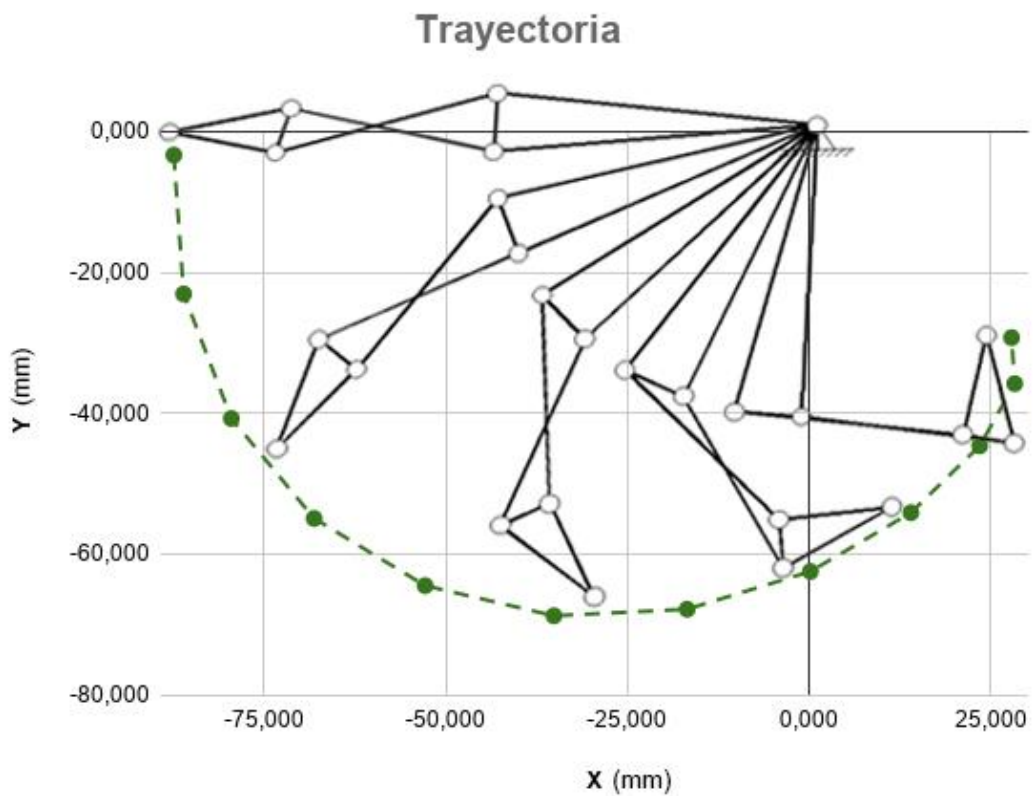


Figura 20: Representación del movimiento del mecanismo simulado superpuesto a la trayectoria teórica graficada a partir de los cálculos en hoja de cálculo presentados.

Con el valor total de "d" y tomando un radio de muñeca aproximado de 26 mm (contando con el grosor de la pieza de anclaje) se determina que el rango para el ángulo de giro de la muñeca es de unos 25° . Se trata de un valor aceptable ya que se encuentra cercano al límite

inferior de riesgo medio en desórdenes musculoesqueléticos relacionados con el trabajo según el artículo “*Analysis of kinematic, kinetic and electromyographic patterns during root canal preparation with rotary and manual instruments*” [21] que presenta la siguiente tabla.

Limit risk	Low risk	Medium risk	High risk
Movement			
Wrist Extension	0 to 15°	>15 a 45°	>45°
Wrist Ulnar Deviation	0 to 20°	>20 a 30°	>31°
Wrist Radial Deviation	0 to 10°	>10 a 20°	>20°
Wrist Flexion	0 to 15°	>15 a 45°	>45°

Tabla 06: Riesgos según rangos de movimiento de la muñeca [21]

Por último, se deben realizar los cálculos relacionados con las fuerzas de actuación del mecanismo. Para ello se emplea el teorema de los trabajos virtuales, método que permite analizar el mecanismo selectivamente sin tener que plantear un gran número de ecuaciones. Se asocian las fuerzas a un desplazamiento virtual según la expresión siguiente en la que α represente el ángulo entre direcciones de fuerza y desplazamiento de la punta del dedo:

$$F_{\text{punta dedo}} * \text{Desplazamiento}_{\text{punta dedo}} * \cos(\alpha) = F_{\text{cable}} * \Delta d$$

Δd	Δx	Δy	Desplaz. punta	α	F (punta dedo)	F(cable)
-	-	-	-	-	10	-
1	1	-20	19,76	6,3		196,38
1	7	-18	18,86	13,6		183,38
1	11	-14	18,19	19,3		171,72
1	15	-10	18,02	24,7		163,74
1	18	-4	18,24	31,5		155,55
1	18	1	18,36	46,6		126,17
1	17	5	17,80	52,1		109,45
1	14	8	16,15	65,8		66,10
1	9	9	13,42	79,2		25,11
1	5	9	10,05	90,3		-0,52
1	0	7	6,54	89,7		0,39
					Fc Media=	92,11
					Fc Máx=	196,38

Tabla 07: Desplazamientos y fuerzas del sistema



Como se explica en el apartado de requerimientos, el objetivo consiste en que la prótesis pueda operar bajo una carga de 10 N aplicados normales en la yema del dedo, concretamente a 15 mm de la articulación DIP, por lo tanto, el valor de mayor interés que se proporcione en la tabla es la tensión mínima que el cable tensor debe ser capaz de soportar con un valor de 196,38 N.

A estos cálculos de fuerza para el cable se le deberían sumar la fuerza ejercida por el cordón elástico, pero se decide menospreciar su efecto dado a que no se escoge ninguno en concreto y a que la fuerza aumenta de forma inversa a la fuerza que se desarrolla por el agarre.

5.2. Modelo CAD

Para llegar al diseño final del prototipo de la prótesis, utilizando el programa SolidWorks se han fabricado los modelos de dos prototipos intermedios. A continuación se presentan las características principales de los tres diseños por separado.

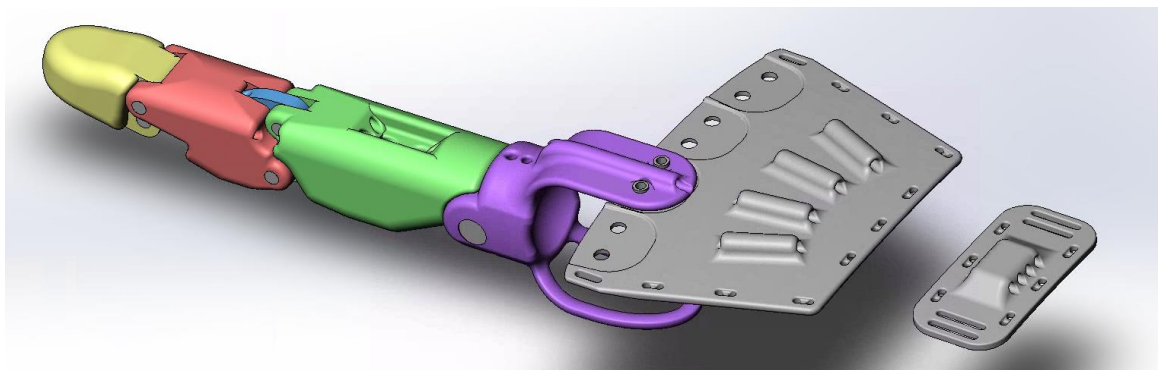


Figura 21: Ensamblaje del diseño final

Primer diseño

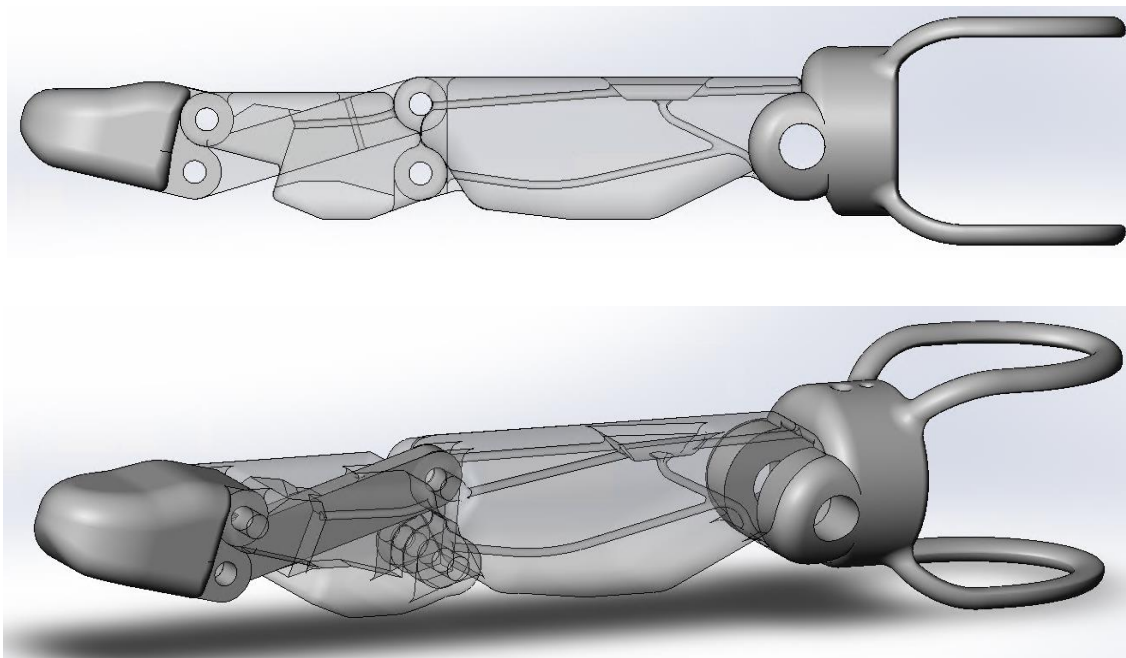
Consiste en cinco piezas, tres falanges (proximal, media y distal), una barra que completa el cuadrilátero articulado y una pieza base que hará de anclaje para la mano.

Las falanges se diseñan de manera que puedan acomodar bisagras en sus extremos y con anchuras a partir de las medidas de la figura 12, empezando con 18 mm en la proximal, seguida de la media y la distal con 17 mm y 16 mm respectivamente. Los perfiles extruidos se suavizan redondeando las aristas exteriores para imitar la forma anatómica de un dedo.

La barra tiene un grosor de 3 mm y es la pieza que define el espacio hueco del interior de la falange media para evitar interferencias entre piezas. También influye en los grosores de las bisagras de las otras dos falanges.

La pieza base tiene forma de pinza estática en el extremo en el que se deberá fijar a la mano y está adaptada en el otro para acoplar la falange proximal.

Todos los elementos a excepción de la falange distal contienen canales de 1 mm de diámetro en el interior de sus cuerpos, que servirán de guía para el sistema de tensores con cables y elásticos.



Figuras 22 y 23: Primer diseño con algunas piezas transparentadas

Se usarán dos cables con la finalidad de conseguir un cierre simultáneo de todas las articulaciones. Uno debe unirse a la barra que atraviesa la falange media, para ello se realiza un canal perpendicular por donde pasará y se sujetará mediante un pequeño nudo o crimpa. El otro se fijará a una cajera incorporada en la parte superior de la falange proximal, que sirve para facilitar el montaje y anclaje de los tensores.

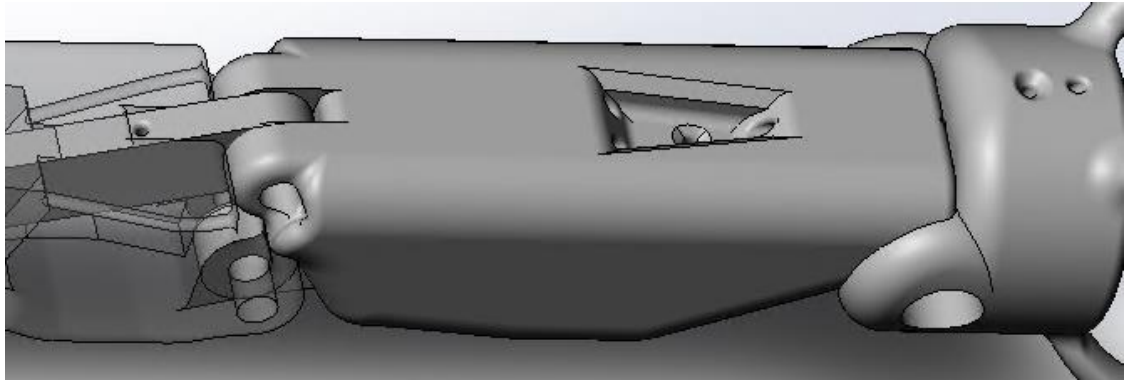


Figura 24: Detalle de la cajera

La falange media se diseña de manera que haya dos conductos simétricos para el cordón elástico en los laterales, evitando así el espacio central ya ocupado por la barra. Esta característica afecta también a la falange proximal en el extremo de unión con la media.

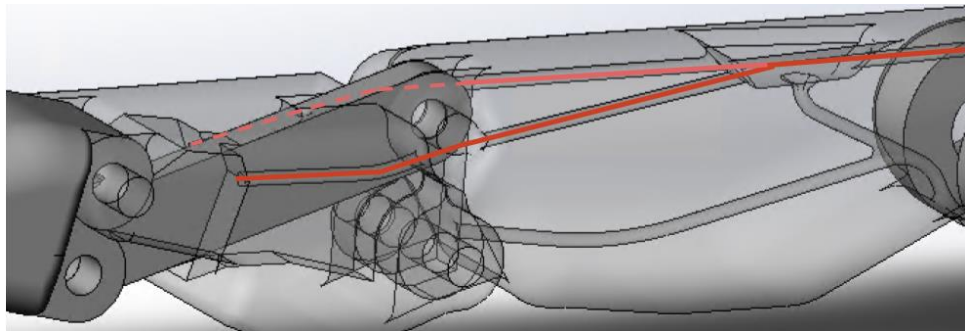


Figura 25: Detalle de los canales para el elástico

En la siguiente figura se ilustran los recorridos de los tensores. Las líneas azul y verde representan los cables que se fijan a la barra y a la falange proximal respectivamente, llegando hasta la base, mientras que la línea roja representa el cordón elástico que atraviesa la falange proximal y se fija a la base y la falange media:

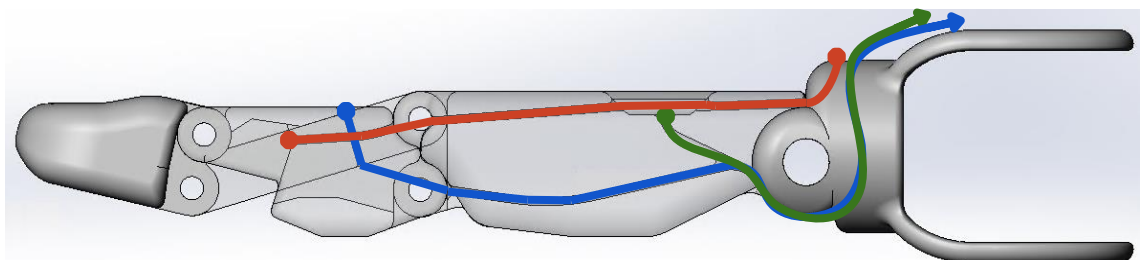


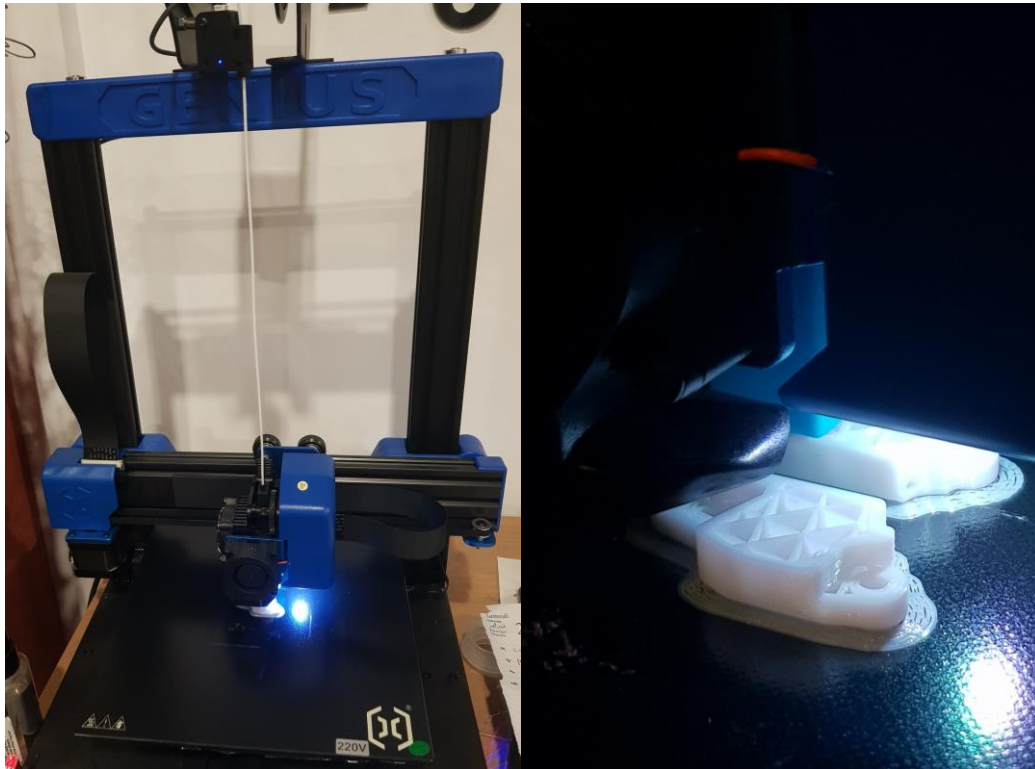
Figura 26: Esquema de tensores del primer diseño

La problemática de este sistema con dos cables es que cada uno de ellos debe tener un desplazamiento y una velocidad diferente para completar el cierre de las articulaciones de

forma simultánea, lo cual significa que se trata de un sistema con más de un grado de libertad. En fases posteriores se soluciona el problema.

Primera impresión 3D

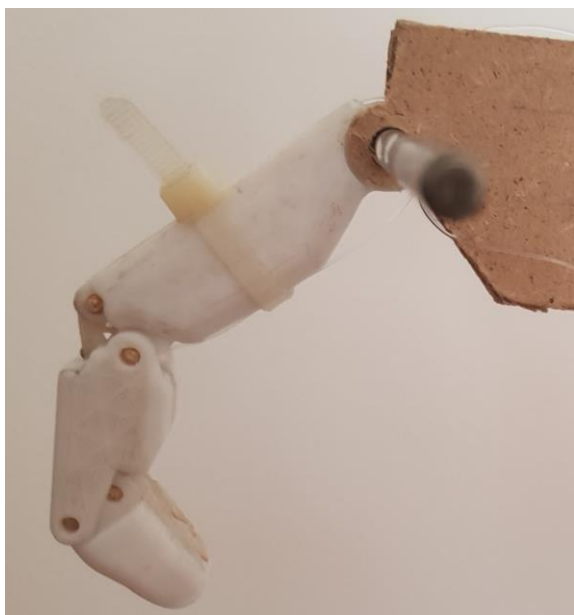
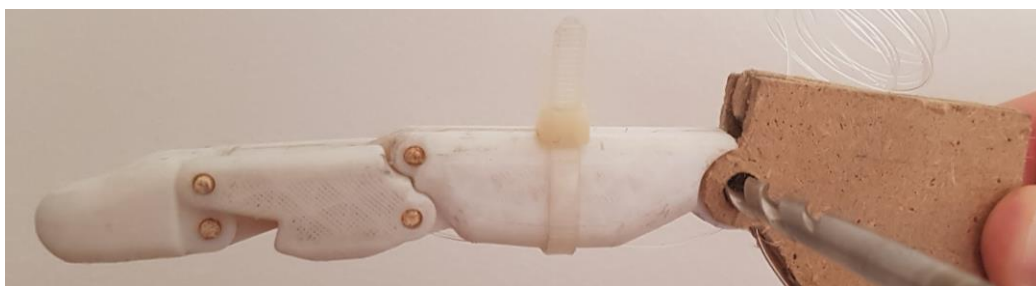
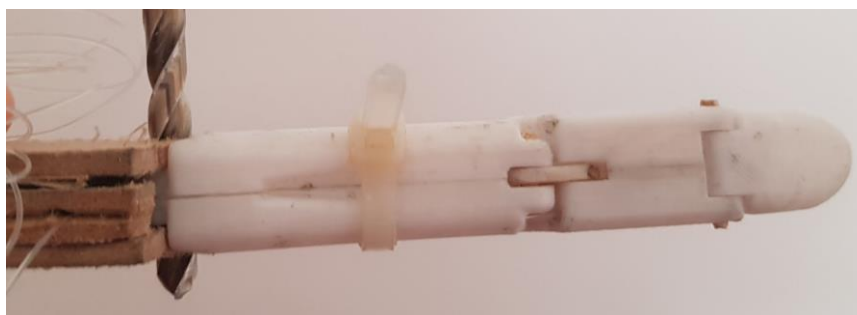
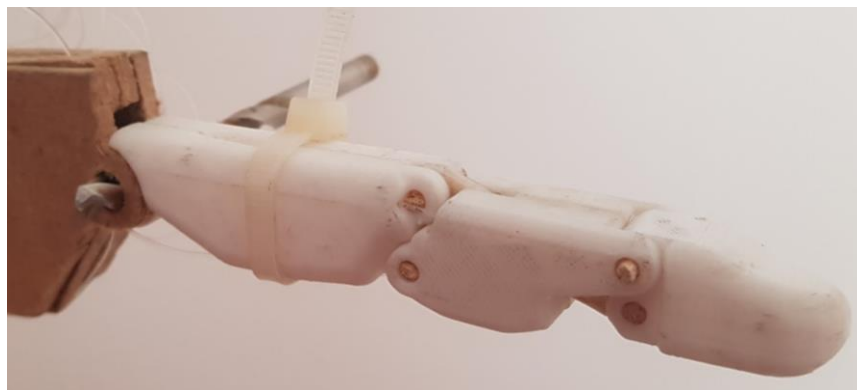
Se materializa el primer diseño mediante impresión 3D por deposición de hilo. Este prototipo tiene la misión de verificar el funcionamiento de la prótesis y encontrar posibles errores de diseño.



Figuras 27 y 28: Impresora Artillery-Genius utilizada en el primer y segundo prototipo



Figura 29: Primeras piezas impresas



Figuras 30, 31, 32, 33 y 34: Primer prototipo ensamblado

Gracias al ensamblaje del prototipo se comprueban las dimensiones de forma tangible y, con pequeños ajustes sobre las piezas impresas, se comprueba que el mecanismo diseñado es factible. Además se detectan los siguientes aspectos a mejorar para el próximo diseño:

- Diámetro de los canales demasiado pequeño.
- Falange proximal demasiado larga al no considerar el grosor de la base.
- Falta de redondez en las falanges para un aspecto más anatómico.
- Falta considerar las tolerancias entre superficies de contacto.
- Posibilidad de sustituir el sistema de cordones elásticos por uno de resortes.

Segundo diseño

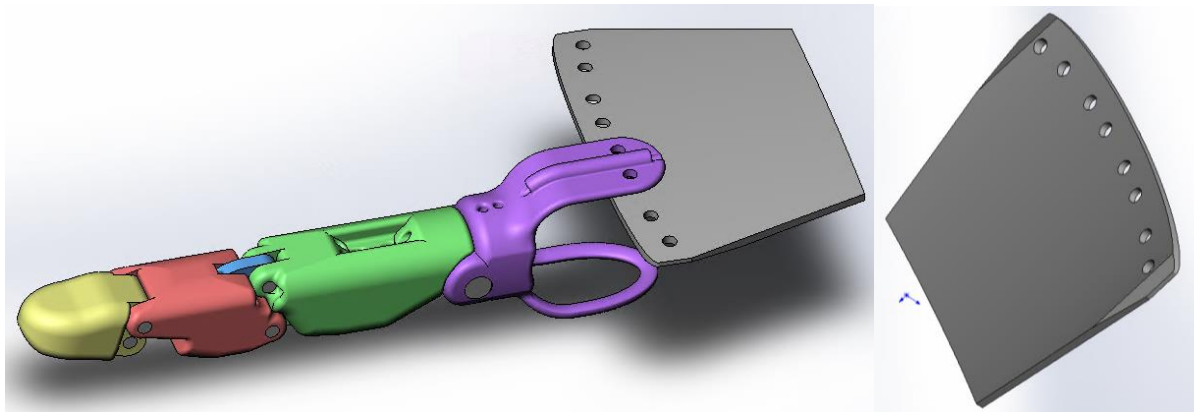
El segundo prototipo se caracteriza principalmente por la rectificación de las observaciones realizadas sobre el primer prototipo.

Se ensanchan los canales hasta un diámetro de 1,9 mm. Para evitar que los laterales de la barra queden demasiado estrechos y disminuya la resistencia de la pieza, se decide adaptar las uniones con las falanges para aumentar el grosor de la barra a 3,1 mm. También se le añade una pequeña protuberancia en el contorno para mitigar las posibles concentraciones de tensiones en la zona del canal.

Al no haber tenido en cuenta la longitud que añade el grosor de la base a la prótesis, se aplica una reducción de 5,95 mm en la longitud de la falange proximal con respecto al primer diseño, pasando así de 50,15 mm a 44,17 mm en la medida *l1*.

Para acabar de tener una forma parecida a la de un dedo biológico, se cambia el grosor de la proximal a 17,8 mm y se realizan operaciones para obtener perfiles más redondeados en las falanges media y proximal. También se estrecha ligeramente la anchura de la pieza base para evitar excesivos roces con otros dedos o prótesis.

Además de las rectificaciones, en este diseño también se incorpora una pieza con forma de placa fina y ligeramente arqueada, pensada para situarse en el dorso de la mano y actuar como estabilizador de la prótesis. A su vez, dicha pieza deberá coserse como si de un gran botón se tratara a alguna muñequera textil que llegue a envolver la palma de la mano.



Figuras 35 y 36: Primer diseño de la placa dorsal

Se realizan modificaciones en la parte superior de la pinza de la base para poder ser fijada con la pieza del dorso de la mano. También se le añade una guía para el cable que a su vez refuerza la parte rediseñada.

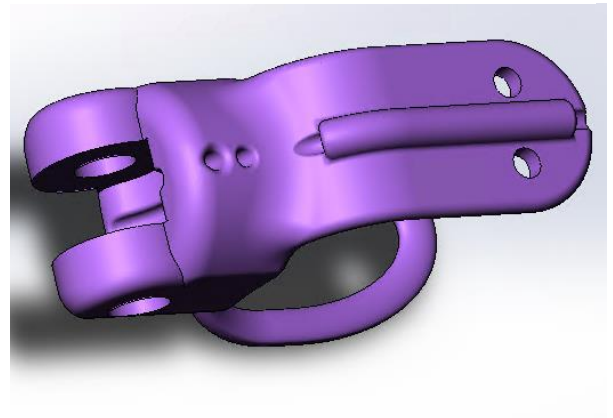


Figura 37: Detalle de la aleta superior de la base

Como operación adicional se realiza una búsqueda de los tamaños estándar de juntas tóricas para determinar cuál se adapta mejor a las piezas ya concebidas. Se opta por escoger juntas de diámetros 10x6x2 mm y se generan las ranuras para acomodarlas en las zonas inferiores de cada falange.

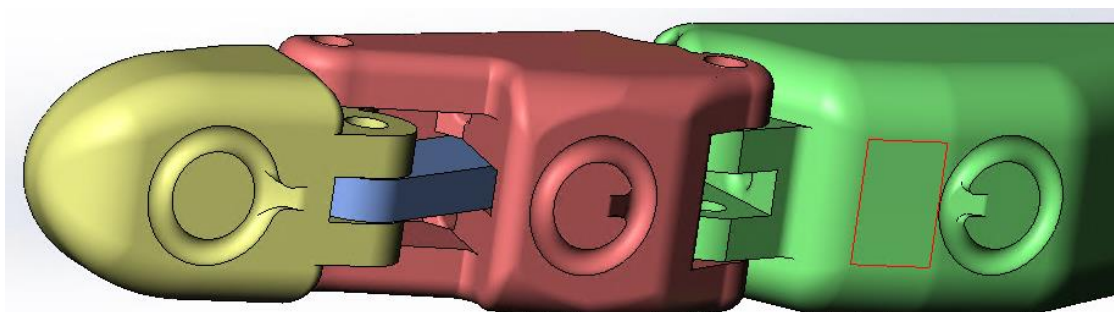
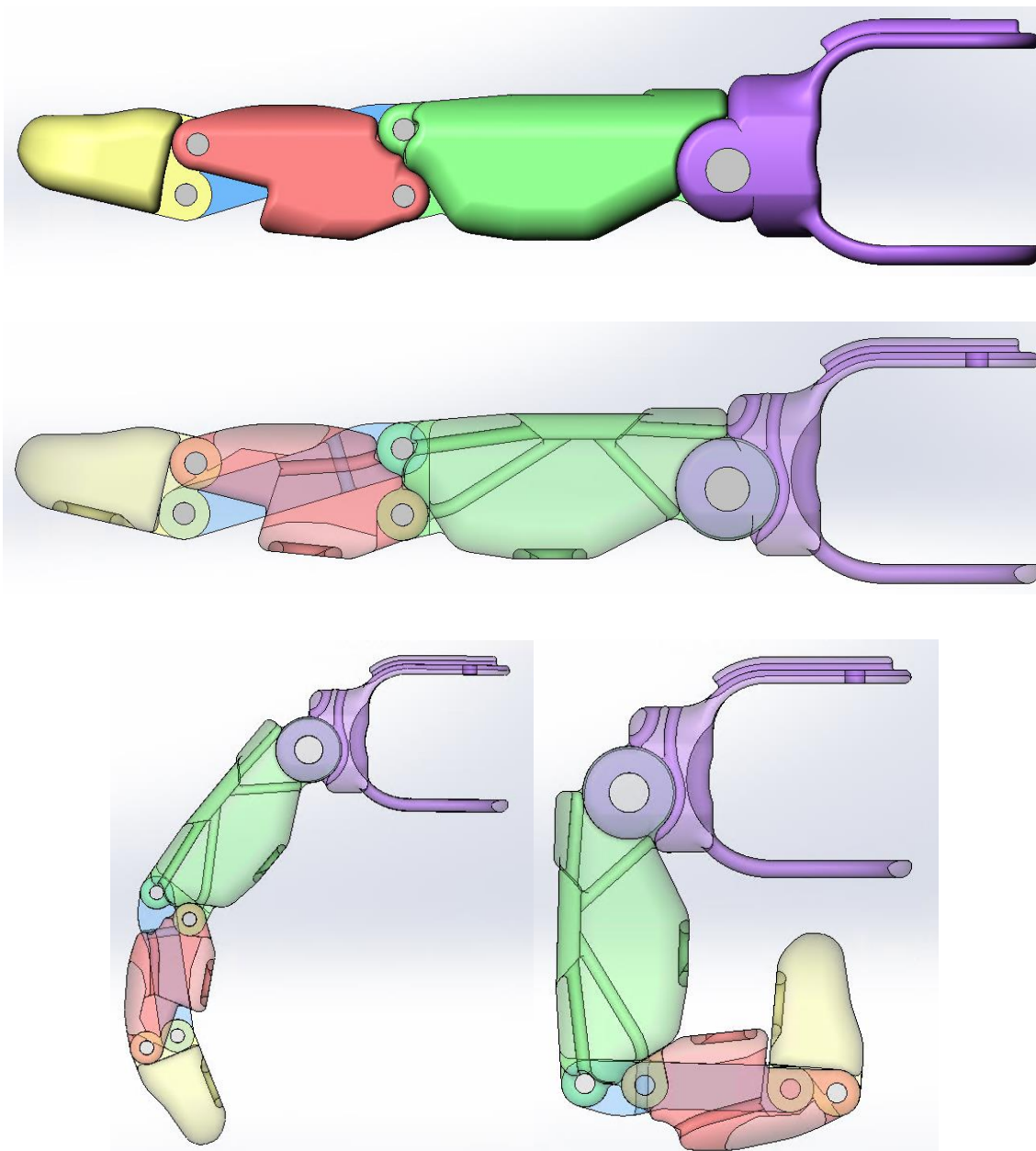


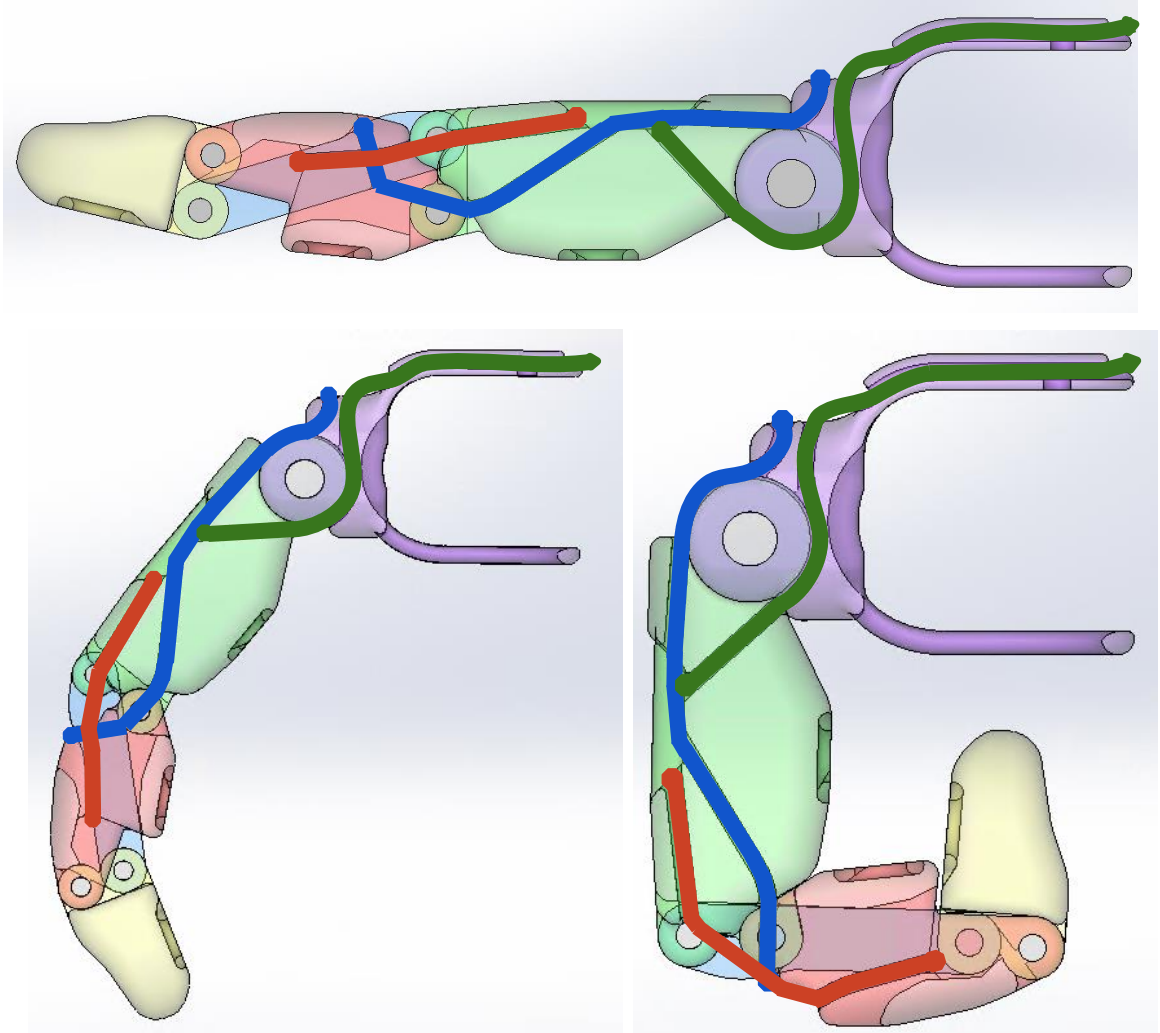
Figura 38: Detalle de las ranuras para las juntas tóricas

Como se menciona en el primer diseño, el sistema requiere de dos cables y por lo tanto no es de un solo grado de libertad. Para lidiar con este problema se modifican los canales de forma que el cable que se fija a la barra quede también fijado a la pieza base (cable azul). De este modo solo se deberá aplicar tensión en el cable fijado a la falange proximal (cable verde) y, adaptando las distancias a los ejes de las articulaciones (r_1 y r_2), se logra que el movimiento de la proximal sea el que acciona la barra. Gracias al hecho de tener todas las articulaciones interconectadas, usar cordón elástico únicamente en la articulación PIP es suficiente para el retorno a la posición extendida de todo el dedo cuando se deja de aplicar tensión sobre el cable.



Figuras 39, 40, 41 y 42: Sexto diseño en distintas posiciones

Como en el primer diseño, a continuación se muestran los recorridos de los tensores, las líneas azul y verde representan los cables y la línea roja representa el cordón elástico para el retorno.



Figuras 43, 44 y 45: Segundo esquema de tensores en tres posiciones

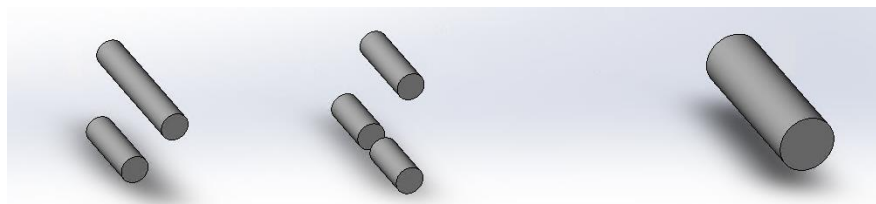
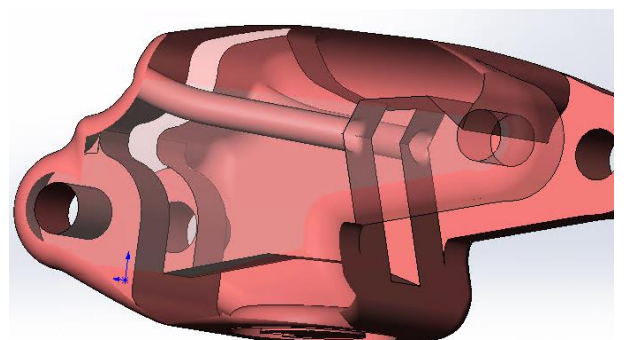
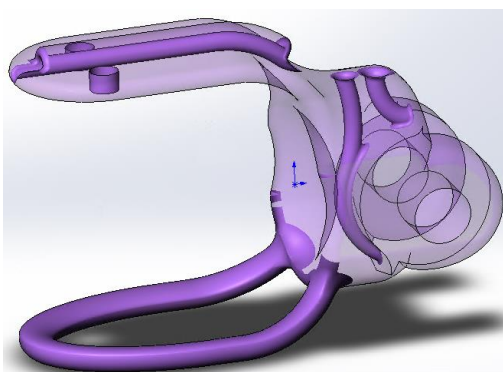
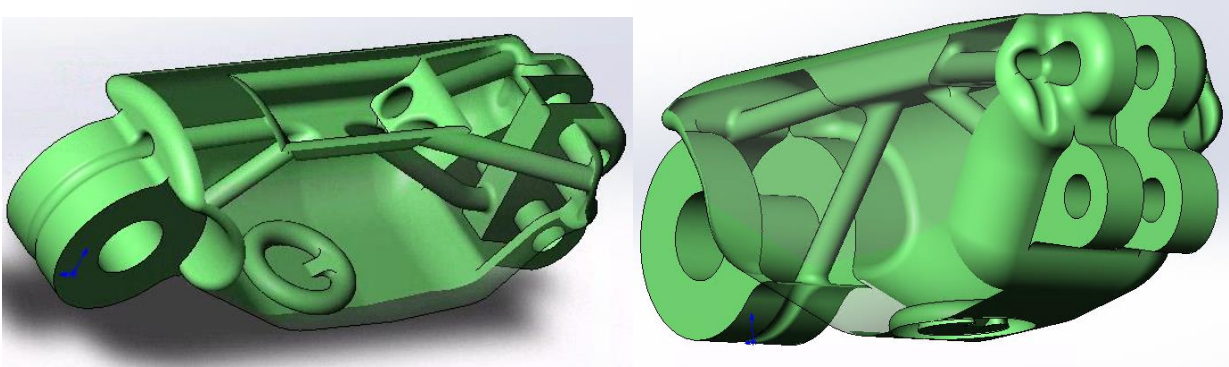


Figura 46: Modelado de los pasadores necesarios

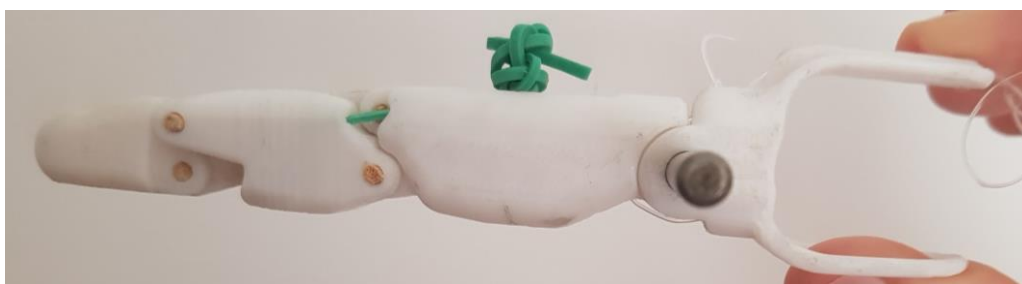


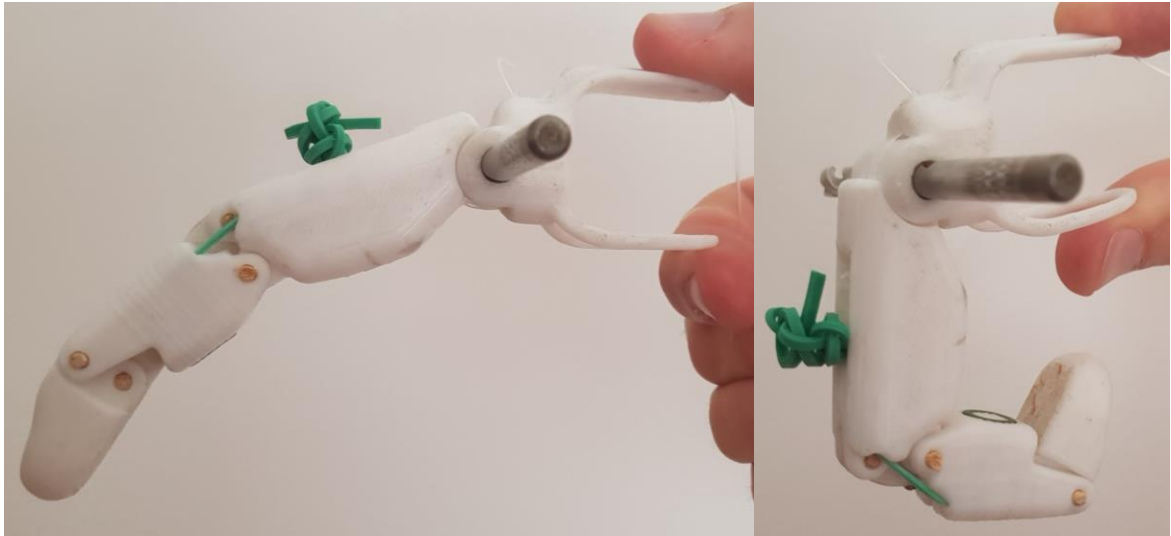


Figuras 47, 48 y 49: Detalles de los conductos en la base y en las falanges media y proximal

Segunda impresión 3D

De nuevo, se realiza una materialización del diseño presente (excluyendo la placa del dorso de la mano) mediante impresión 3D por deposición de hilo.





Figuras 50, 51, 52, 53 y 54: Segundo prototipo ensamblado

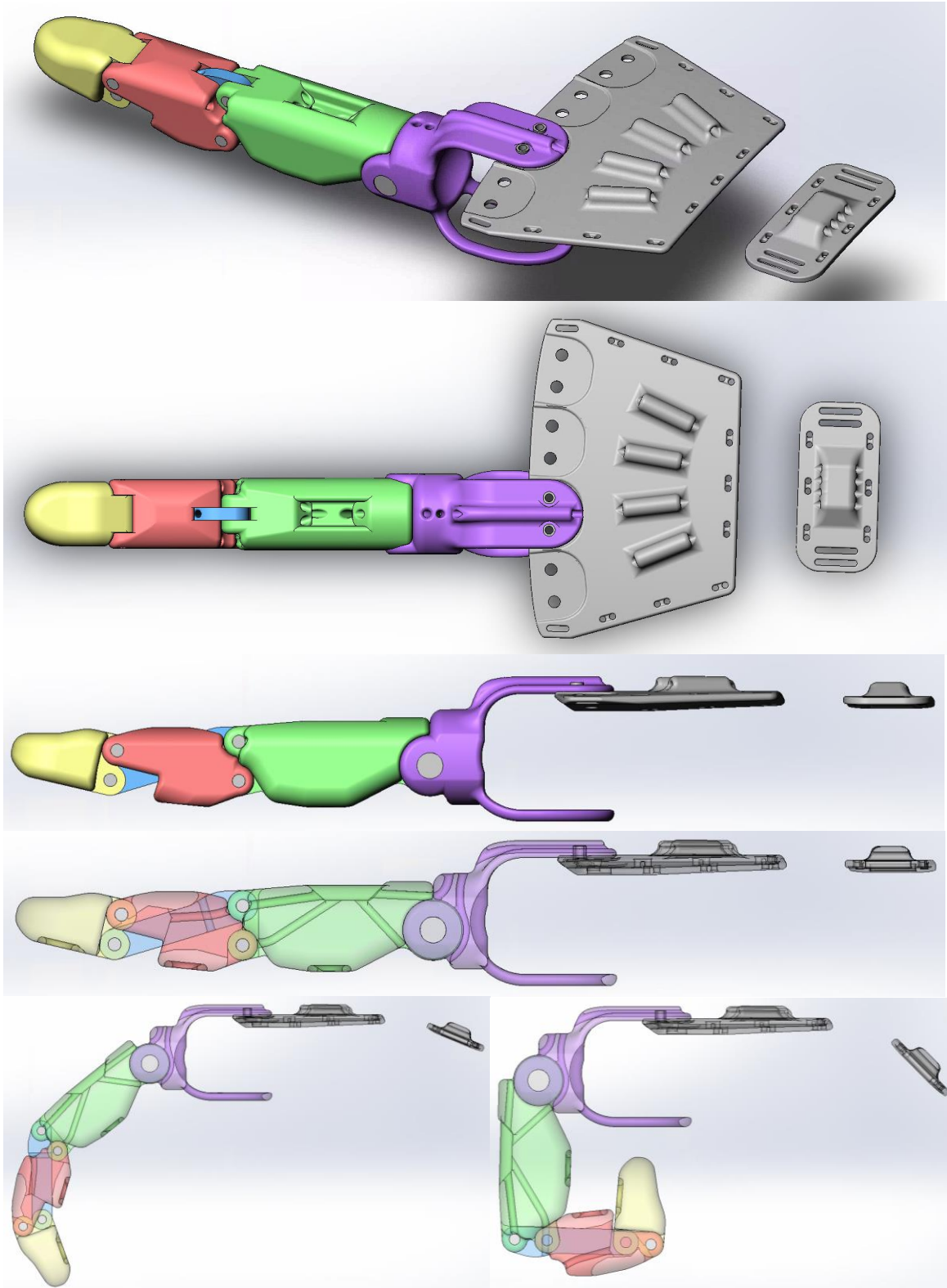
En este segundo prototipo se verifican las rectificaciones de diseño. En especial, el nuevo diseño permite la inserción de las gomas elásticas por los canales, pudiendo así comprobar el sistema de retorno mediante ajustes en la tensión de la goma. También se extrae información sobre la base para continuar el diseño de la pieza dorsal. Como aspectos a tener en cuenta para el futuro se detectan los siguientes:

- Las juntas tóricas no acaban de quedar fijadas.
- Se deben repasar las tolerancias entre las superficies de contacto.
- Se deben tener en cuenta las direcciones de impresión ya que resultan piezas anisotrópicas.
- Los canales para el cordón elástico siguen quedando un poco estrechos cuando se imprimen las piezas.

Finalización del diseño

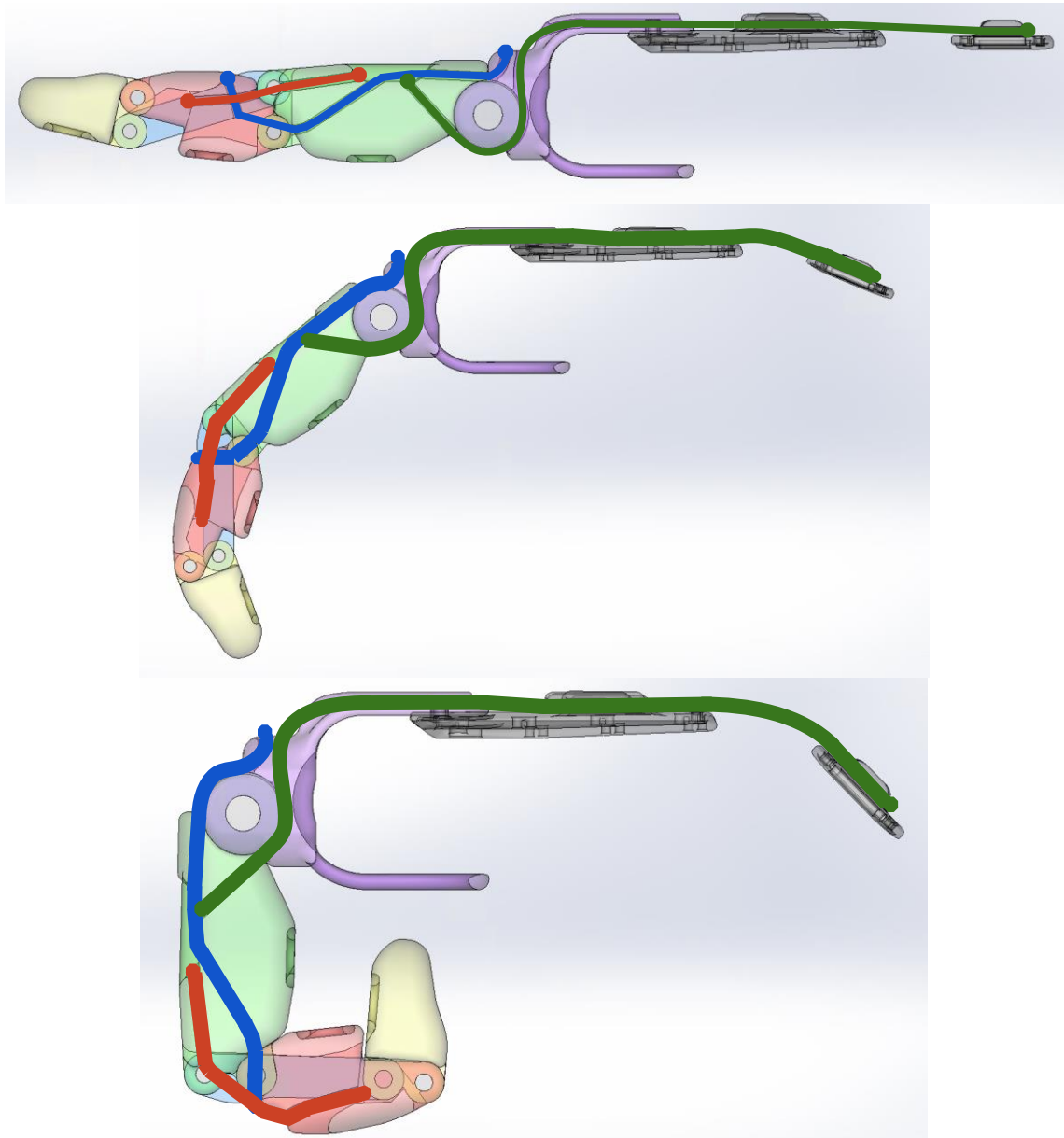
Se aumenta ligeramente la profundidad desde la superficie a la que se encuentran las ranuras para las juntas tóricas y el diámetro de los canales destinados al elástico.

Por último, se finaliza el diseño de la placa dorsal y se diseña la pieza correspondiente para el anclaje de los cables a la muñeca, resultando en el ensamblaje de las imágenes a continuación.



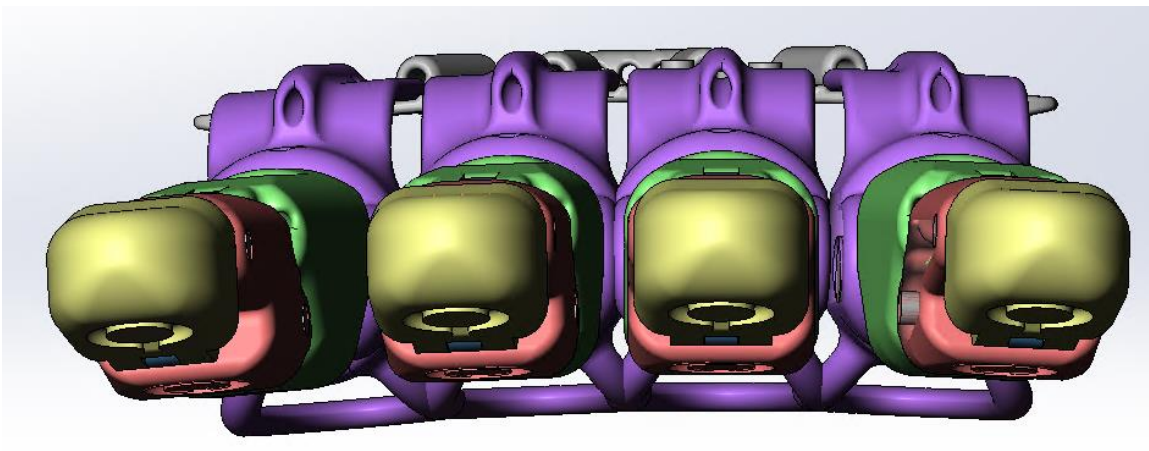
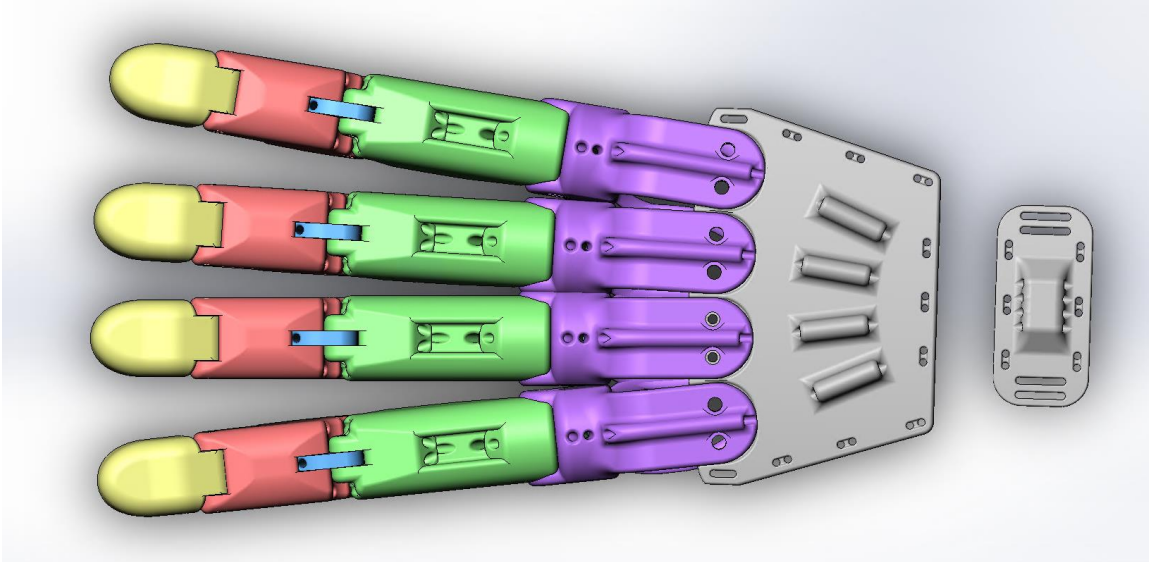
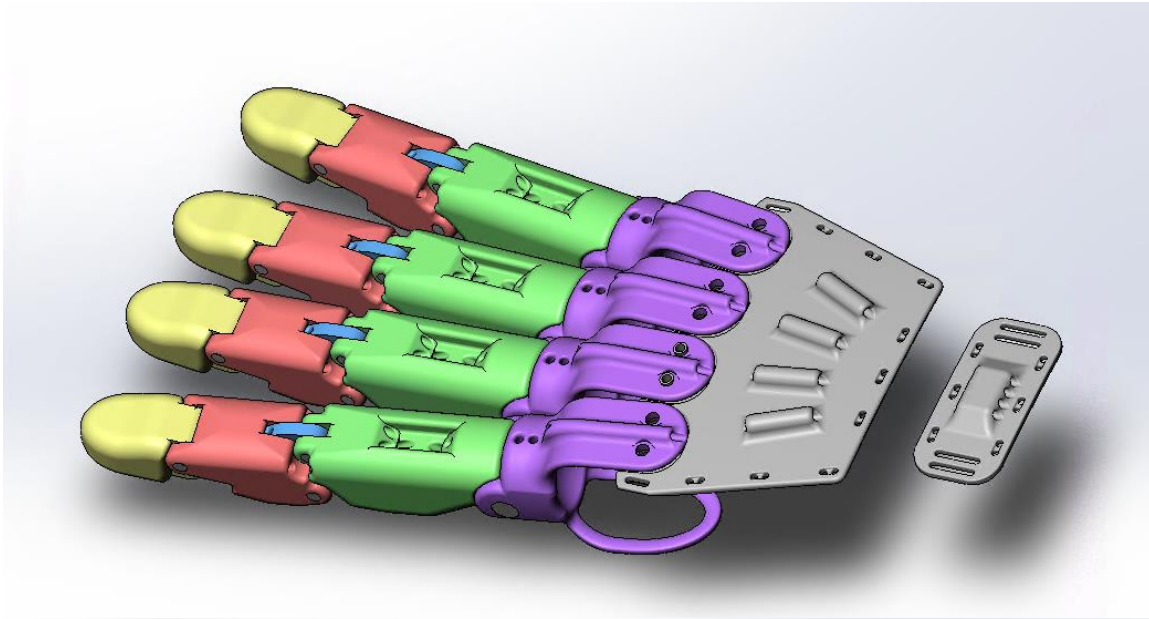
Figuras 55, 56, 57, 58, 59 y 60: Distintas vistas y posiciones del diseño final completo

De nuevo se vuelven a presentar los recorridos de los cables en el ensamblaje en tres posiciones distintas, esta vez con las piezas de soporte incluidas:



Figuras 61, 62 y 63: Tercer esquema de tensores en tres posiciones

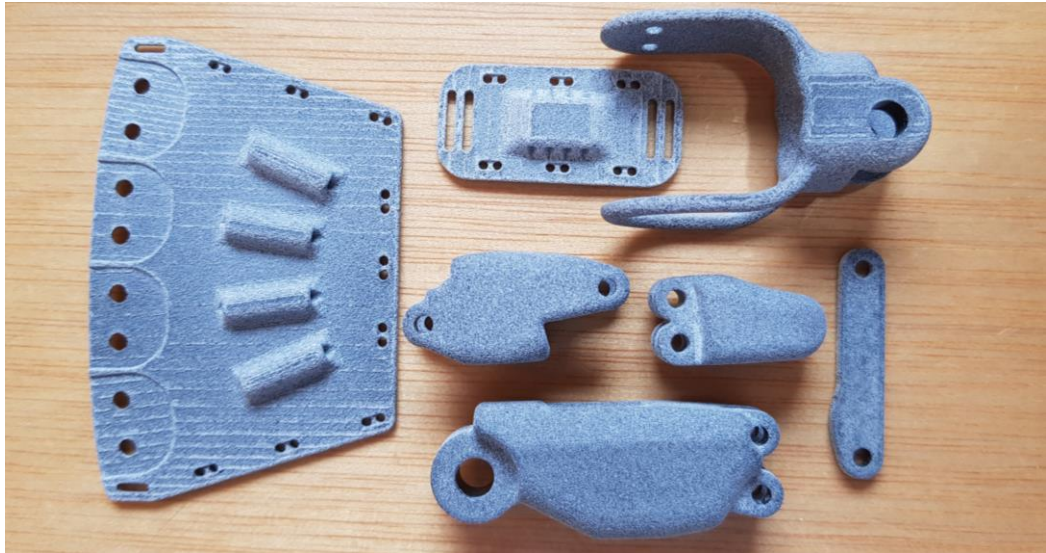
Finalmente, se procede a completar el ensamblaje con los dedos en las tres posiciones restantes. Dado que la pieza base está pensada para casos de amputaciones individuales, se detectan interferencias entre bases de los dedos contiguos, como era de esperar. Por lo tanto, en casos en los que se hayan sufrido pérdidas de dedos contiguos, se deberá adaptar la prótesis, fusionando debidamente las dos o más bases correspondientes antes de ser impresas.



Figuras 64, 65 y 66: Ensamblaje con cuatro dedos prostéticos

Última impresión

Como último paso, se imprime el diseño final mediante impresión por sinterizado láser (SLS). Se monta enteramente, y con todos los componentes, como si se tratara de un caso de pérdida de meñique. Gracias a este paso, se verifica la funcionalidad de los elementos de soporte a la mano y muñeca.





Figuras 67, 68, 69, 70, 71 y 72: Piezas impresas y diseño final ensamblado

5.3. Componentes y ensamblaje

Se realiza una selección de productos para cubrir las necesidades de componentes:

	Referencia (link) / Comentario	Precio (€)	Tamaño de lote
Impresión de piezas	Con PA12, (SLS)	55,23	1
Chapa para la barra	leroymerlin.es/perfil-plano-de-acero-inoxidable-a2	8,99	1
Cable tensor (70,5 mm)	es.aliexpress.com/4000388338113 (Contiene 10 crimpas)	3,1	10 ⁴
Cable tensor (177,3 mm)			
Goma/Cordón elástico	amazon.es/MTL-16368-Caja-gomas-elasticas	2,99	50
Juntas tóricas	amazon.es/silicona-anillos-goma-dureza-orilla (Se necesitan 3 por dedo)	4,73	10
Pasador (Ø3x9,8 mm)	amazon.es/Tubos-redondos-1metro-laton (Se necesitan 2 pasadores de 6,9 por dedo)	4,99	300
Pasador (Ø3x6,9 mm)			
Pasador (Ø3x9,2 mm)			
Pasador (Ø3x17 mm)			
Pasador (Ø6x19,3 mm)	leroymerlin.es/80109855/perfil-forma-tubo-redondo-de-aluminio	1,19	1000
Muñequera metacarpiana	enviomedical.com/muñequera-metacarpiana-elastica-muñequeras (Otras muñequeras: alibaba.com/wrist-support-sleeve mifarma.es/muneca-de-neopreno/)	4,99	1
Cinta con velcro (250 mm)	amazon.es/Velcro-One-Wrap-Doble-Cara-flejes/	5,52	1000
Cinta con velcro (200 mm)			
Remaches (Ø3x5 mm)	amazon.es/Remaches-ciegos-aluminio-cabeza (también se podría aprovechar el tubo de los pasadores)	8,6	100

Tabla 08: Tabla de productos a utilizar

Ensamblaje:

Puesto que las piezas recién impresas por deposición de hilo fundido (FDM) tienen soportes estructurales, el primer paso a tomar es el de retirar el plástico sobrante, para ello es de gran utilidad usar un cuchillo o pequeñas limas de acero. Además, se deberán usar dichas limas o

papel de lija en las zonas donde las articulaciones no tengan un movimiento suave. Del mismo modo será necesario reparar los agujeros usando brocas para mejorar el acabado y acomodar los pasadores.



Figuras 73 y 74: Postprocesos de las piezas impresas por FDM

En cambio, si las piezas se imprimen con tecnología de sinterizado por láser (SLS), el postproceso se reduce considerablemente. No se generan estructuras sólidas de soporte y por lo tanto solo hace falta reparar los taladros.

Dado que el sistema escogido de pasadores tubulares sin cabeza puede ocasionar problemas de deslizamiento transversal, la solución es reparar las partes externas de las bisagras con una broca ligeramente más pequeña al diámetro de 3mm, para conseguir un ajuste con apriete en una de las piezas de cada articulación. También se pueden remachan ligeramente con un punzón los extremos accesibles y complementar la operación aplicando una pequeña gota de pegamento de secado rápido en los extremos repasados con la broca menor. Se cortan los tubos a medida y se insertan en las articulaciones con los métodos mencionados. Del mismo modo se puede usar el tubo de 3 mm para crear los dos remaches que fijan la base con la placa dorsal.



Figura 75: Pasadores de latón y aluminio ya recortados



Figura 76: Detalle de los remaches

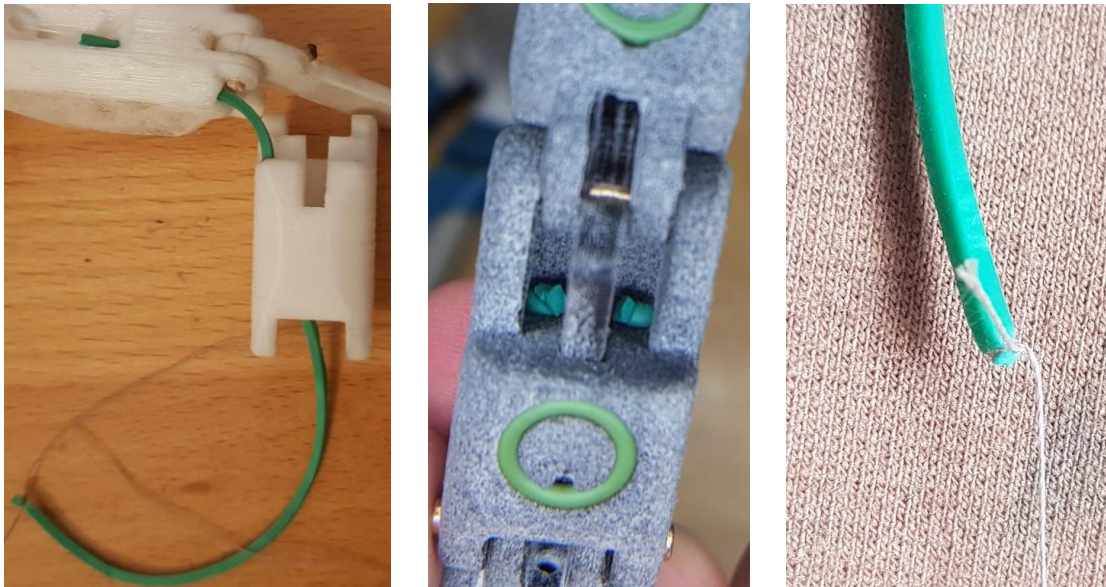
Para fijar las piezas de soporte a la muñequera se deberán usar los pequeños agujeros de las zonas planas para coser las piezas como si de botones se tratara.



Figura 77: Detalle de costuras

Se debe tener en cuenta que, por motivos de accesibilidad a los canales, la colocación de los cables y elásticos se debe realizar previo al ensamblaje de la falange distal, siguiendo el esquema presentado en la figura del apartado de diseño (ver figura 61).





Figuras 78, 78, 80, 81, 82 y 83: Detalles del montaje del sistema de tensores

Para facilitar el proceso de inserción de la goma o cordón elástico, se anuda un extremo a un hilo de coser y se tira de él a través del canal.

Seguidamente se anudan o crimpa los extremos y se insertan a presión las tres juntas tóricas en sus ranuras correspondientes.



Figura 84: Ejemplo de un extremo crimpado

El último paso simplemente consiste en pasar las cintas de velcro de doble cara por las aberturas alargadas de las piezas de soporte envolviendo la palma de la mano y la muñeca. Se observa que añadir unas pocas vueltas alrededor de la muñeca con la cinta de velcro antes de colocar la pieza impresa ayuda a la inmovilización del anclaje del cable tensor.



Figura 85: Cinta de velcro de doble cara usada



Figuras 86, 87 y 88: Ensamblaje de la prótesis terminado

5.4. Cálculos adicionales

Para conseguir realizar un estudio global de resistencia de la prótesis han realizado un total de ocho simulaciones distintas por elementos finitos. Se ha usado el programario de análisis estructural estático de la versión académica de Ansys Workbench proporcionada por la universidad.

Las interacciones entre piezas son complicadas de modelar con fiabilidad y se opta por simular el ensamblaje del dedo entero. Esta decisión afecta directamente al mallado aplicable, ya que, al analizar múltiples piezas a la vez, el número de elementos y nodos

resultante es muy superior al que quedaría si se analizara cada pieza de forma individual con la misma resolución. Teniendo en cuenta que se trabaja con una versión académica del programa, esto genera un grave impedimento porque las simulaciones se saturan si el número de elementos y nodos sobrepasan las limitaciones de la versión.

Para mitigar dicho problema se aplican simplificaciones en el diseño eliminando gran parte de los redondeos presentes en las piezas (los menos vitales para el estudio), simplificando así la geometría y regularizando el mallado adaptativo que el programa aplica por defecto.

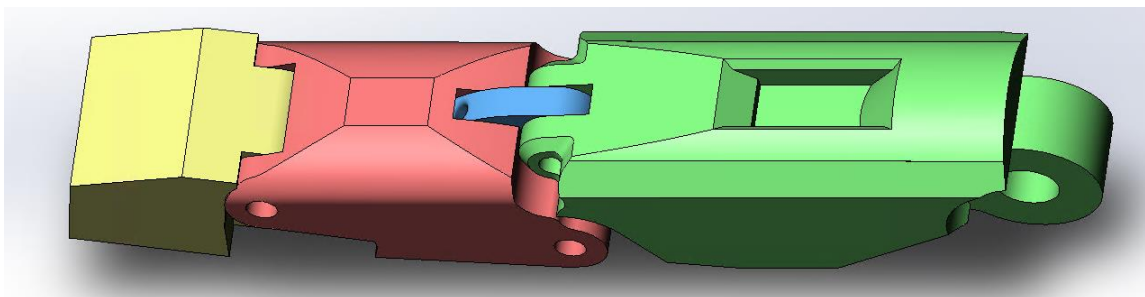


Figura 89: *Diseño simplificado*

Los programas de preparación de piezas para impresión 3D (ej: "BCN3D Cura") suelen transformar las piezas de modo que no se materialicen de forma maciza, habitualmente resultan piezas huecas con rellenos interiores que aportan integridad estructural sin aumentar en exceso la masa.

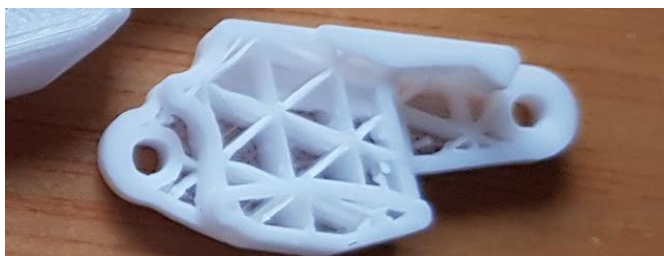


Figura 90: *Ejemplo de estructura interna en una impresión por FDM*

Por lo tanto, como medida adicional se aplican vaciados en las piezas para conseguir una mayor semejanza del estudio al caso de impresión 3D de las piezas. Por limitaciones del programa, el espesor de pared máximo en el diseño es de 1,175 mm.

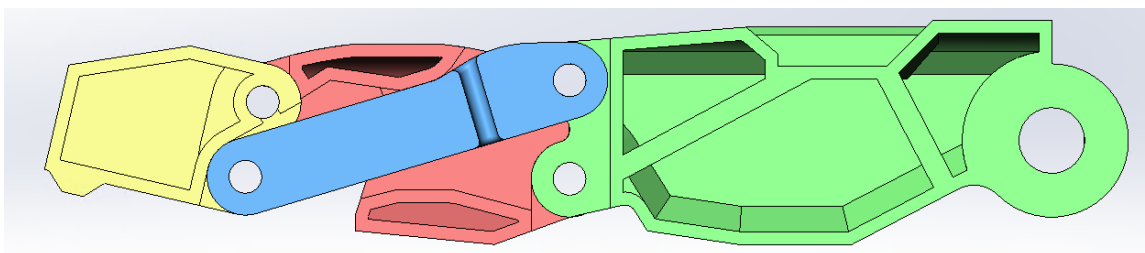


Figura 91: *Sección del modelo a simular*

También se aplica el relleno estructural que se puede ver en la siguiente imagen para la falange proximal. Pero se desestima la opción al comprobar que mallando la pieza se aumenta excesivamente el número de elementos debido a la complejidad de la nueva geometría.

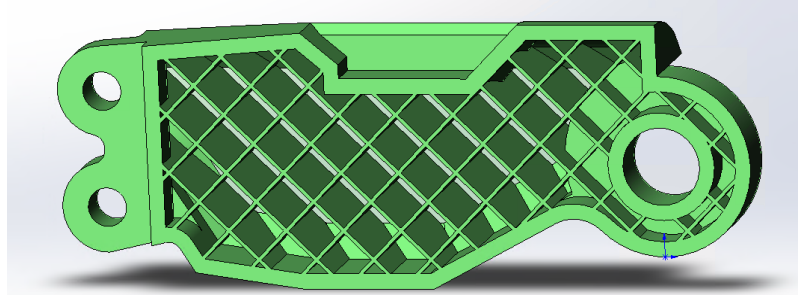


Figura 92: Modelado de estructura interna en la falange proximal

Dado que la simplificación de prescindir del relleno no es favorable para la resistencia de la prótesis en el estudio, se considera aceptable realizar las simulaciones con el modelo de la imagen anterior, si el caso sin relleno puede soportar los esfuerzos, también los podrá soportar la prótesis con relleno interior.

Exportando el diseño de SolidWorks a Ansys se empieza a definir el estudio.

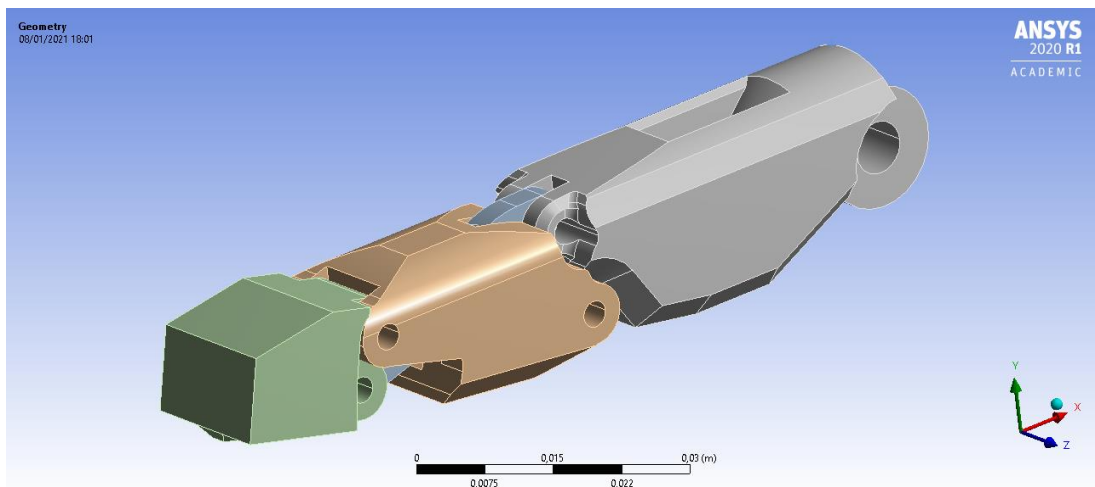


Figura 93: Modelo a simular en el entorno de ANSYS

Todas las simulaciones se realizan en la configuración extendida del dedo por ser el caso más crítico, como se ha podido ver en los cálculos del principio del apartado. Se empieza por el requerimiento de resistir una carga de 15 N aplicados perpendiculares en la falange dista.

Para las primeras 5 simulaciones, las condiciones de contorno son las mismas, 15 N normales sobre la protuberancia de la falange distal (localizada en el punto indicado en los cálculos del apartado de diseño detallado), un soporte cilíndrico en la articulación MCP y se

fija la cara vertical que se encuentra en la parte superior de la articulación. La base se analizará en simulaciones posteriores.

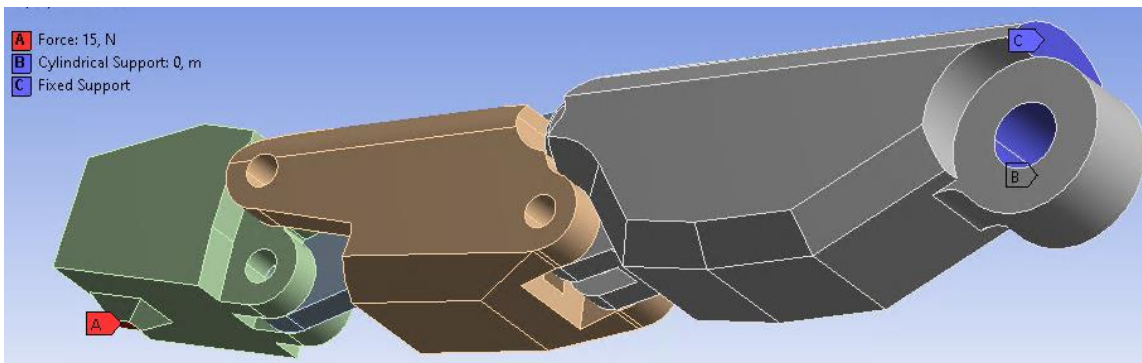


Figura 94: Condiciones de contorno

Entre piezas se definen articulaciones de revolución que sólo permiten movimiento de rotación axial entre las superficies cilíndricas generadas por los agujeros.

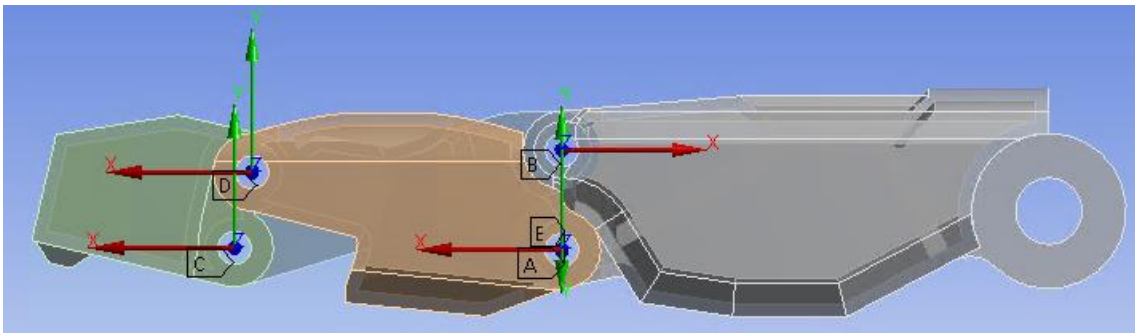


Figura 95: Representación de las articulaciones definidas

También se definen contactos sin separación entre las superficies de las piezas móviles para evitar interferencias entre ellas durante la simulación.

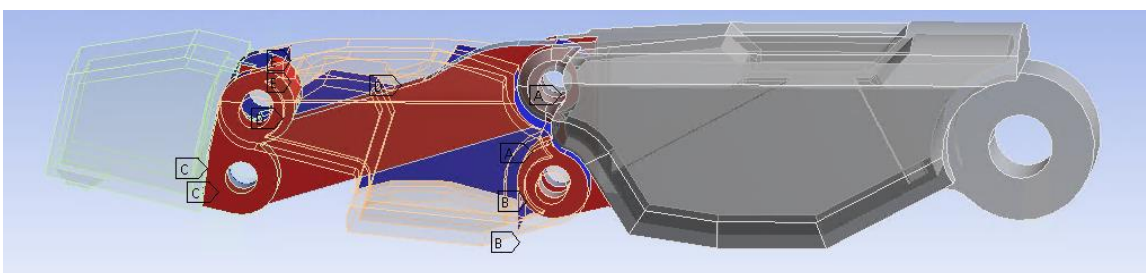


Figura 96: Contactos entre piezas

Se parte de un mallado general muy basto que se refina según la pieza concreta que se quiera estudiar en cada simulación.

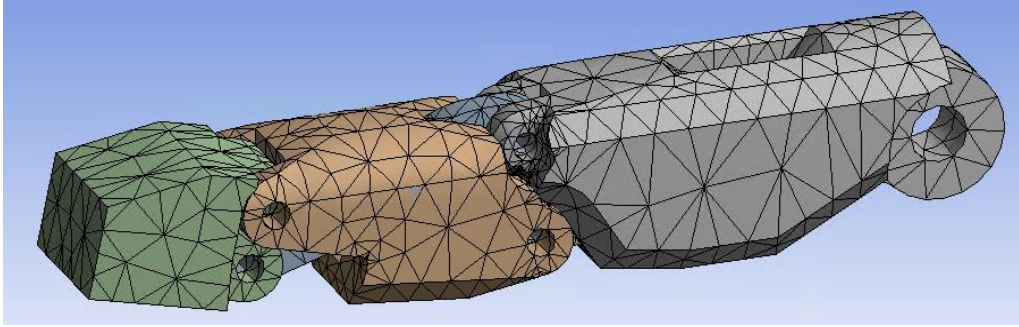


Figura 97: Mallado inicial

El valor de la resistencia de referencia, para comparar los resultados de los estudios, se escoge como el límite elástico más restrictivo entre los materiales PA-12 y PLA.

El PA-12 es una poliamida que se usa en tecnologías de impresión por sinterizado láser (SLS) y, según hojas de especificaciones de impresoras *Multi Jet Fusion* [24],[25], su límite elástico en piezas impresas es de 48 MPa.

El PLA, por su parte, es el material más habitual en impresiones por deposición de hilo fundido (FDM). Por las características de esta tecnología, las piezas que resultan son ortotrópicas, sus propiedades varían según si la dirección que se estudia es paralela o perpendicular al plano de impresión, por ello el límite elástico puede ser de 37 MPa o 52 MPa respectivamente, según la documentación consultada [26]-[30]. A continuación, se muestran las falanges medias de los dos primeros prototipos, tintadas para mostrar la dirección de impresión.

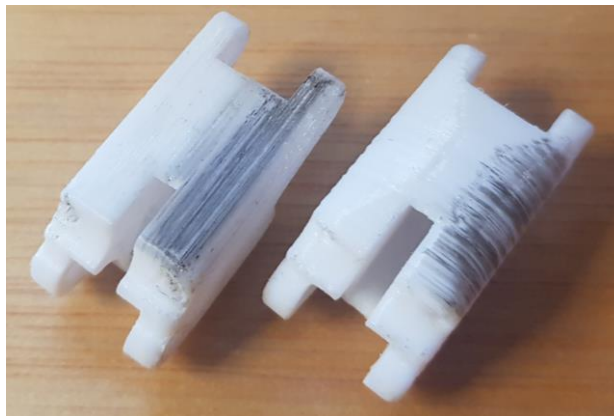


Figura 98: Ejemplo de direccionalidad de impresión

Con dicha información, se establece en 35 MPa el valor de referencia para este trabajo. De todos modos, se sabe que la resistencia real de las piezas será superior, tanto por imprimir en la dirección favorable, como por el hecho de que las piezas se simulan sin el relleno interior anteriormente mencionado.

Simulación 1

Como primera medida se refina el mallado de forma general y se simula el conjunto para obtener una primera idea de las zonas conflictivas.

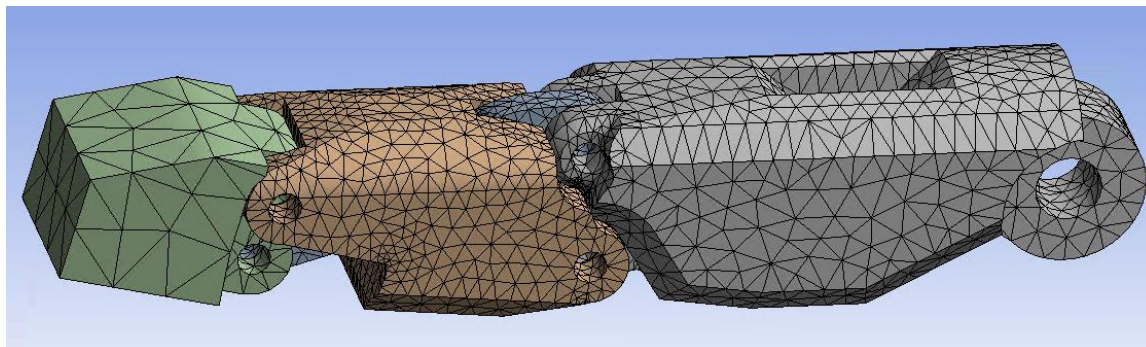


Figura 99: Mallado de la simulación 1

Visualizando las tensiones equivalentes de Von Mises resultantes, se observa un máximo en la zona inferior de la MCP (falange proximal) con un valor de 21,6 MPa, que comparándola con el límite elástico establecido, deja un margen de seguridad (γ) de 1,62.

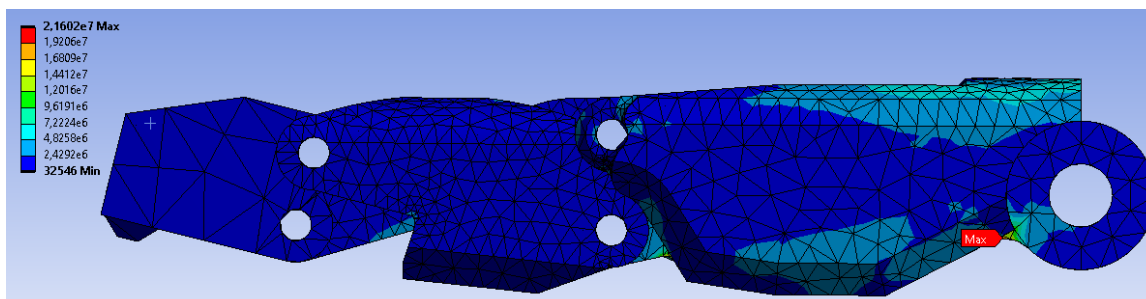


Figura 100: Resultados (Tensiones equivalentes de Von-Mises) de la simulación 1

Otra zona problemática a priori, es la parte inferior de la falange proximal a la altura de la articulación PIP, donde también se concentran tensiones a tracción bajo los enganches para las bisagras con la falange media.

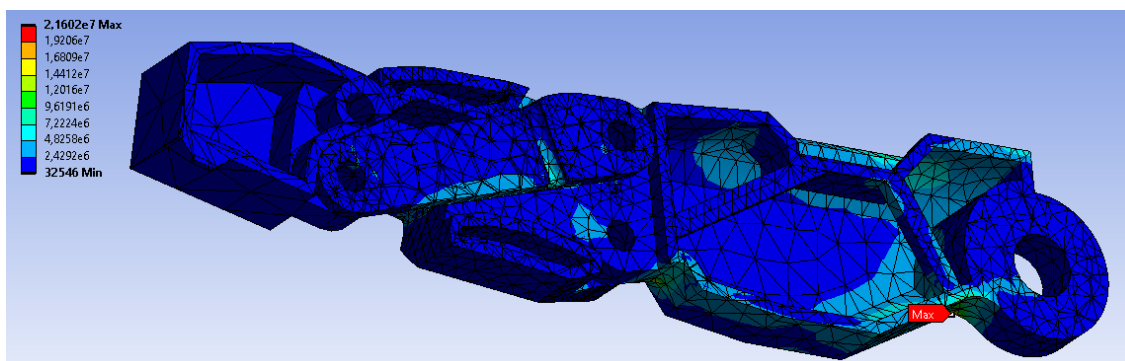


Figura 101: Sección del resultado

Graficando las deformaciones totales producidas por la carga de 15 N se obtiene un máximo en la falange distal con valor menoscupiable (0,000846 mm).

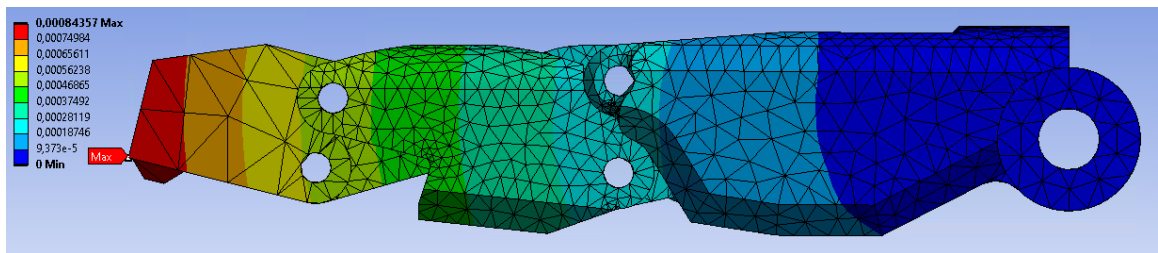


Figura 102: Resultados (Desplazamientos totales) de la simulación 1

Simulación 2

En vista de la localización de las tensiones máximas en la primera simulación, se procede a recuperar el mallado original para refinar sólo la falange proximal, con un tamaño de elementos considerablemente menor.

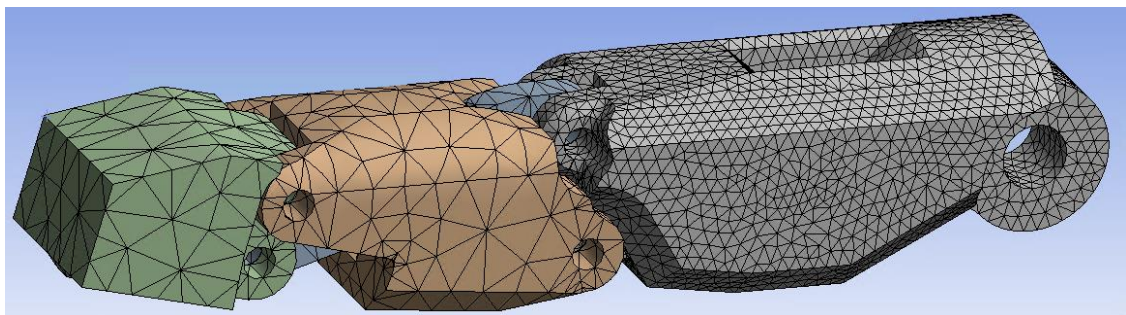


Figura 103: Mallado de la simulación 2

Al simular con elementos menores, la tensión máxima que se encontraba en la zona inferior de la MCP disminuye hasta un valor de 19,24 MPa:

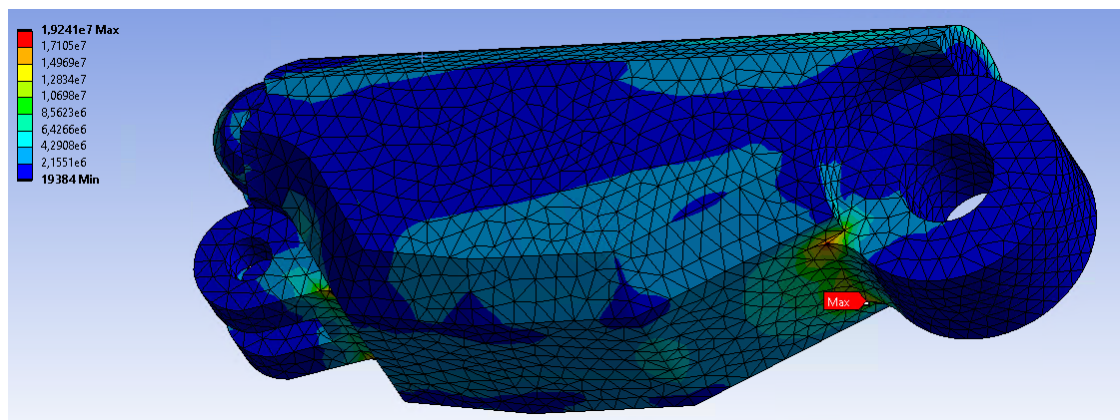


Figura 104: Tensiones equivalentes de Von-Mises de la simulación 2

Dicho valor se mantiene estable al refinar la zona, por lo tanto se da por bueno y se redefine el coeficiente de seguridad en 1,89.

En la zona inferior de la articulación PIP la tensión máxima toma un valor de 18,3 MPa:

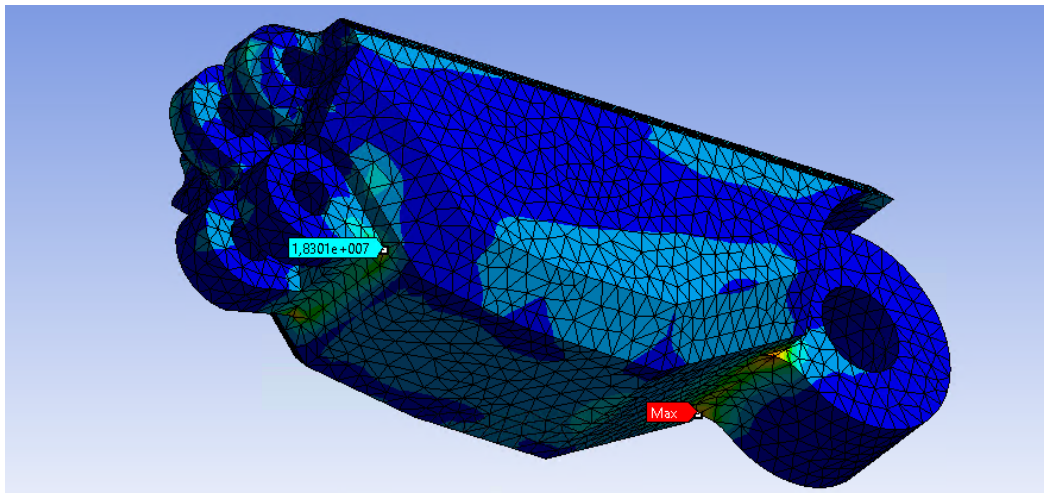


Figura 105: Detalle de tensiones

A continuación se muestran los valores de otras zonas con tensiones superiores a la media:

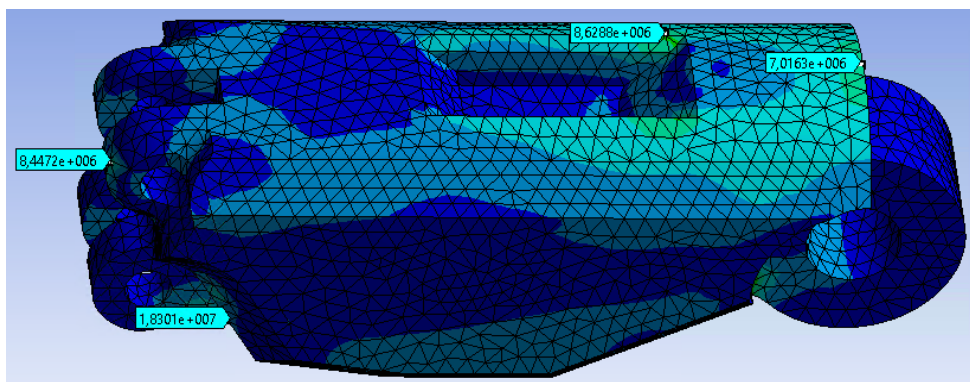


Figura 106: Detalle de tensiones

Simulaciones 3 y 4

Del mismo modo se refinan y analizan las falanges media y distal.

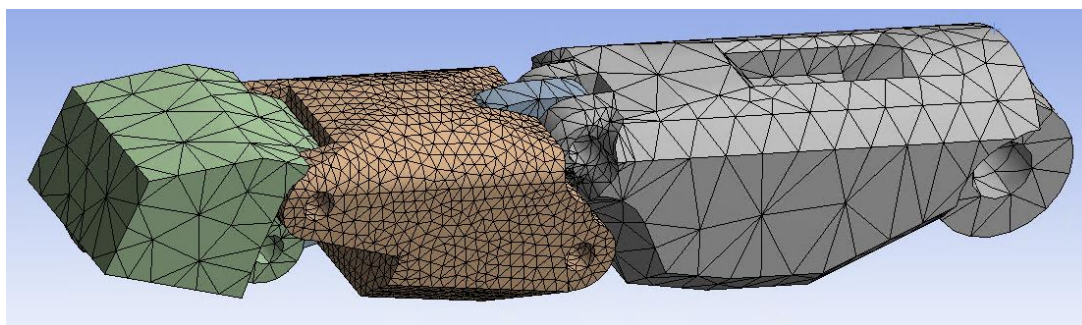
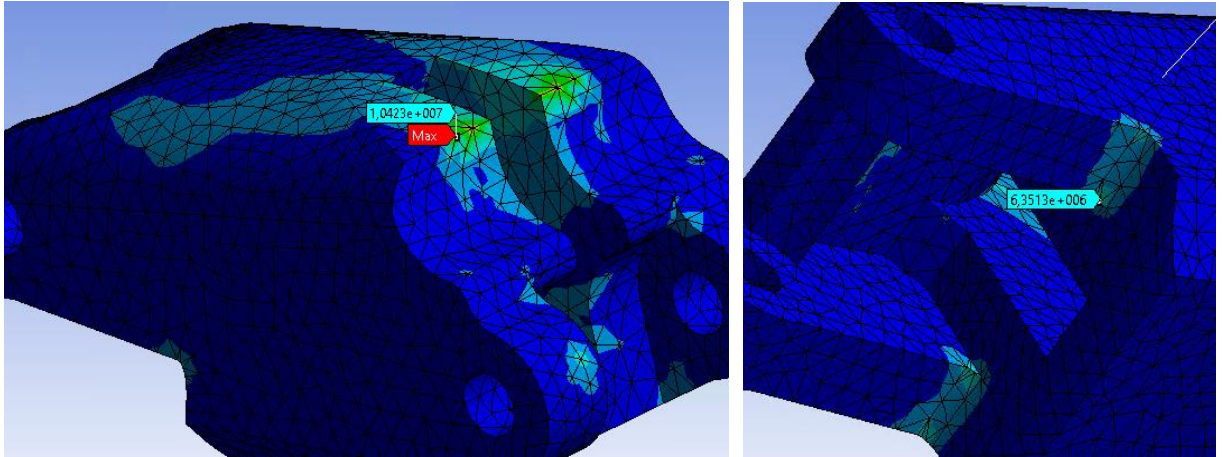


Figura 107: Mallado de la simulación 3

Se genera un máximo a compresión de 10,42 MPa en la zona superior del extremo trasero (PIP) por el contacto con la falange proximal. Los máximos encontrados en esta pieza no son preocupantes ($\gamma_{\text{falange media}}=3,36$).



Figuras 108 y 109: Tensiones equivalentes de Von-Mises de la simulación 3

El estudio de la falange distal no presenta demasiado interés ya que no recibe gran cantidad de tensión en ninguna zona. El valor más elevado se encuentra un orden de magnitud entero por debajo de la resistencia de referencia (4,83 MPa, $\gamma_{\text{distal}}=7,24$).

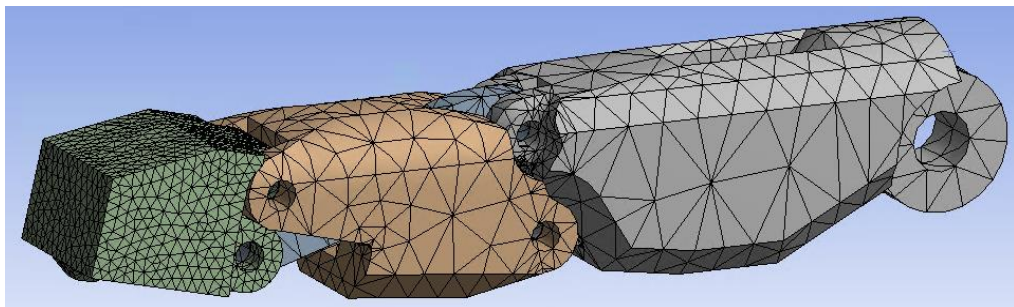


Figura 110: Mallado de la simulación 4

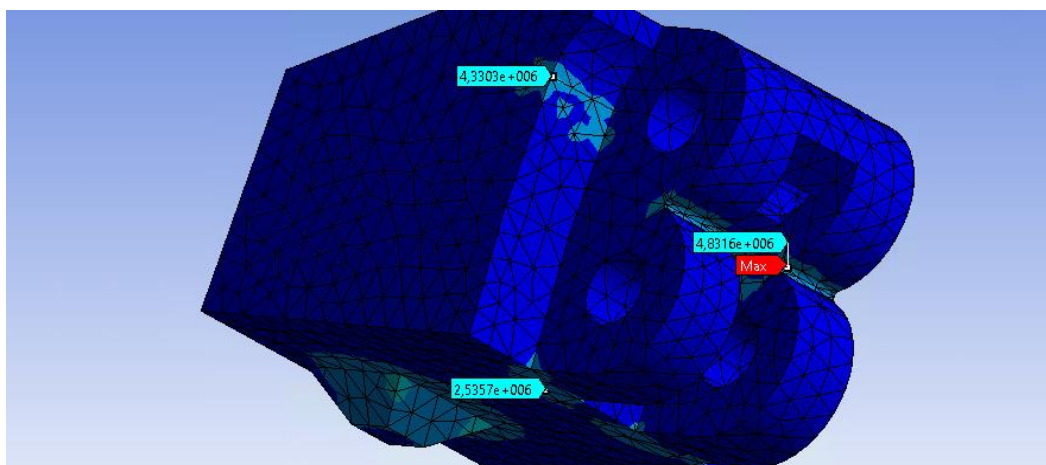


Figura 111: Tensiones equivalentes de Von-Mises de la simulación 4

Simulación 5

A continuación se aplica el mismo proceso para la barra, elemento que por ser especialmente estrecho y contener una acanaladura puede ser crítico.

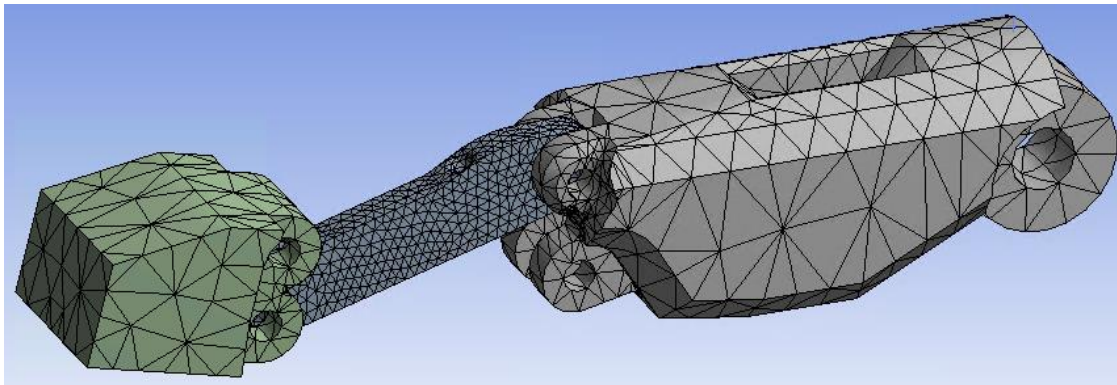


Figura 112: Mallado de la simulación 5

Con las condiciones de contorno propuestas inicialmente, esta pieza no sufre esfuerzos notables ya que sin la presencia del cable son las falanges y los pasadores los que absorben el grueso de la carga, por lo tanto se decide analizarla en un contexto distinto (Simulación 7).

Aun así, este caso permite comprobar que la barra trabaja principalmente a tracción (máximo de 7,5 MPa y $\gamma_{\text{barra}}=4,67$) y que la acanaladura es problemática por las concentraciones de tensiones:

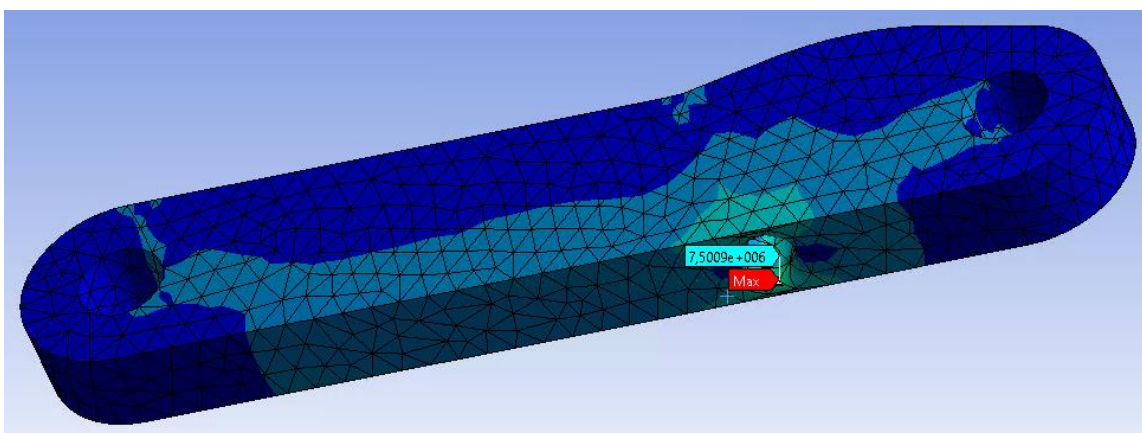


Figura 113: Tensiones equivalentes de Von-Mises de la simulación 5

Realizando de nuevo el estudio pero sin la falange proximal y con las condiciones de contorno de la imagen, se logra refinar aún más el mallado de la barra para verificar los resultados anteriores.

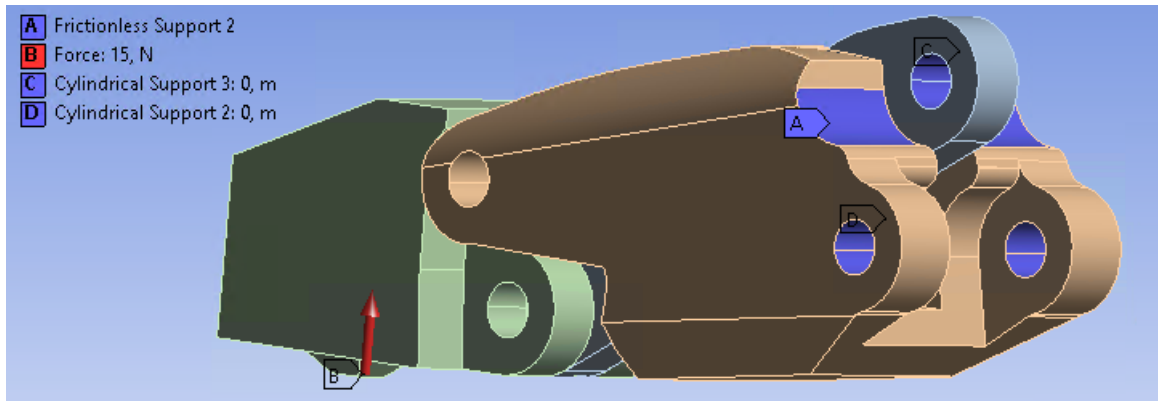


Figura 114: Nuevas condiciones de contorno

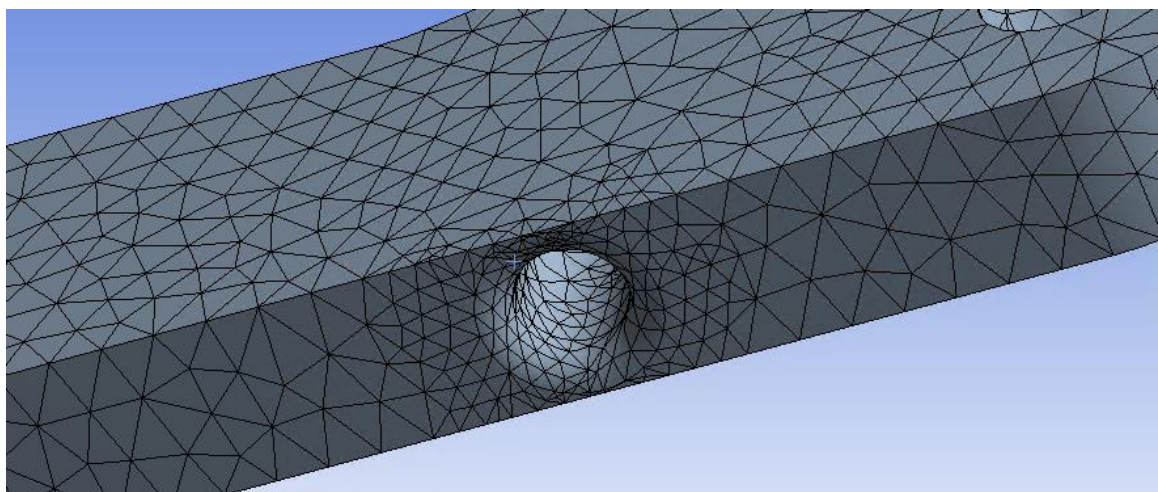


Figura 115: Nuevo mallado

Llegados a este punto, refinados superiores no hacen variar el valor del máximo y por tanto queda establecido el máximo para la barra en 10,82 MPa ($\chi_{\text{barra}}=3,23$).

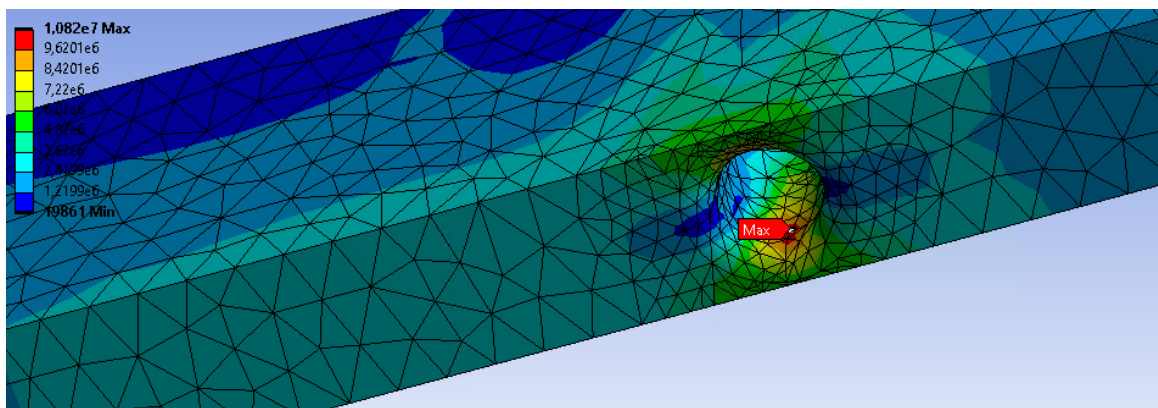


Figura 116: Tensiones equivalentes de Von–Mises con el nuevo mallado

Simulación 7

Seguidamente se estudia la pieza base. De nuevo se presentan los problemas de la complejidad de las condiciones de contorno y del número de elementos y nodos en el mallado. Para solventarlos se sustituyen las falanges por un elemento rectangular con los extremos adaptados. También se aplican simplificaciones en el diseño de la base.

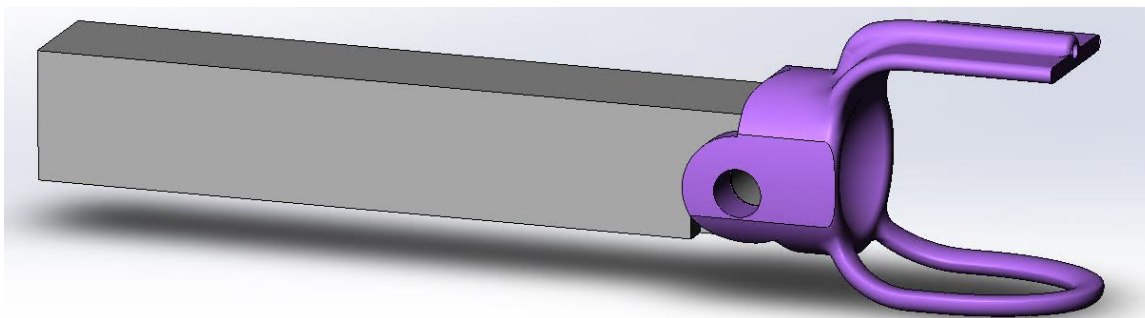
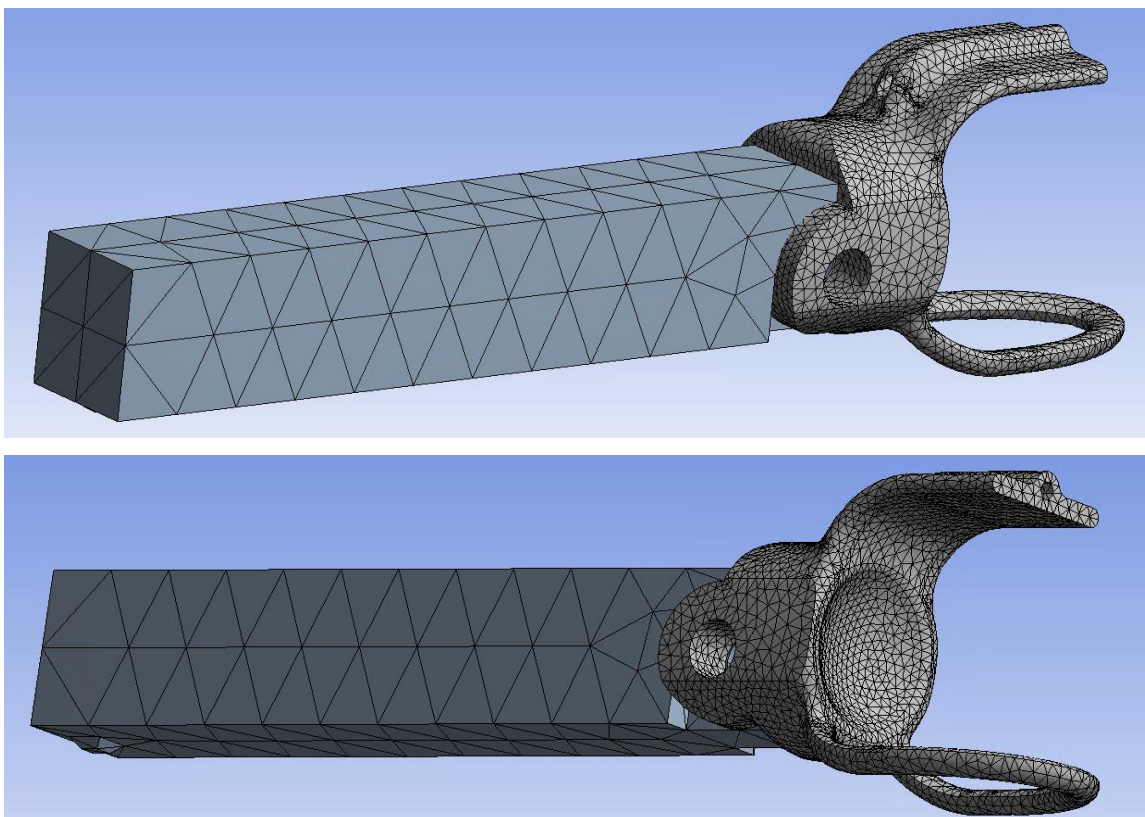


Figura 117: Modelo de la simulación 7

Como en las simulaciones anteriores se definen los contactos sin separación pertinentes para evitar interferencias y se define también la condición de articulación entre ellas.



Figuras 118 y 119: Mallado de la simulación 7

Para fijar la base, se define un encastramiento en la cara trasera del saliente superior y, sabiendo que la pieza está pensada para actuar en conjunto con una correa que envuelva la palma y dorso de la mano pasando por encima de la prótesis en su conjunto para ayudar a asegurarla, se añade una restricción de movimiento en extremo curvado de la varilla inferior de la base. De este modo se obtienen resultados suficientemente verosímiles con lo que se espera.

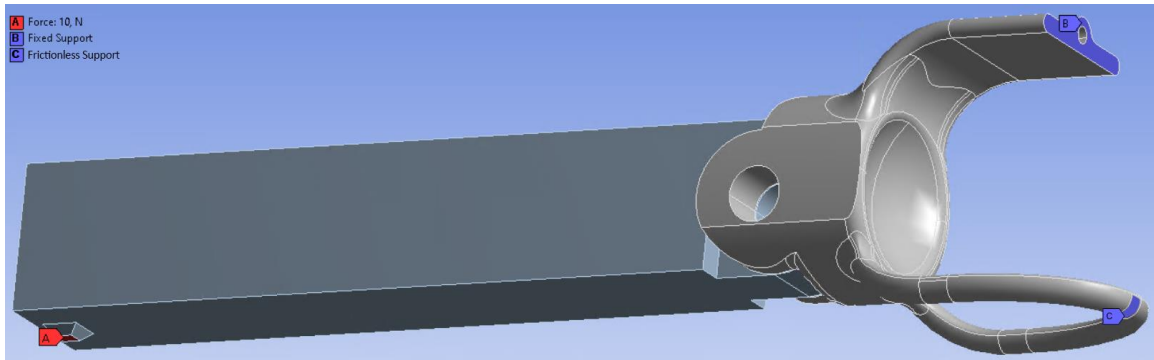


Figura 120: Condiciones de contorno de la simulación 7

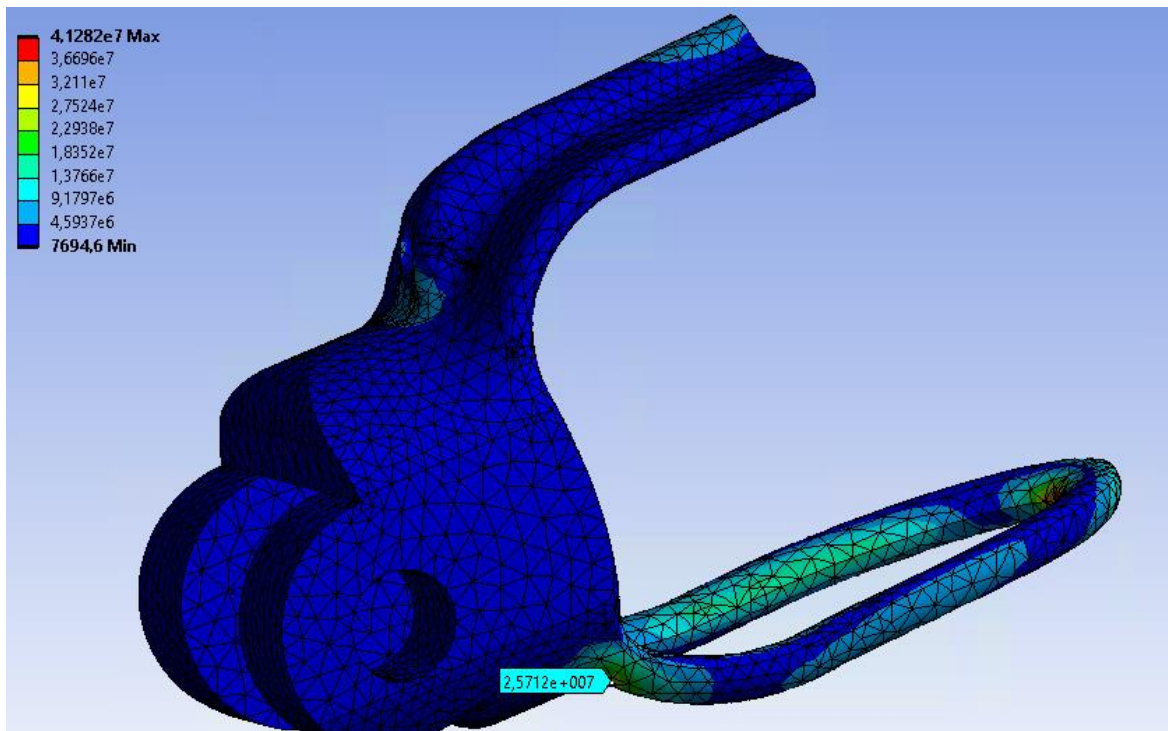


Figura 121: Tensiones equivalentes de Von-Mises de la simulación 7

El máximo se encuentra sobre la superficie donde se sitúa la última de las restricciones de movimiento aplicadas, con un valor de 41,28 MPa.

En un primer análisis, este valor puede ser visto como preocupante por superar el límite establecido (37 MPa). De todos modos, el máximo se encuentra en una concentración de tensiones fruto directo de la definición de la última condición de contorno que, por limitaciones del programa, no es totalmente satisfactoria.

En la implementación real de la prótesis, la correa de velcro que envuelve la palma de la mano cubre una mayor área de la pieza y también permite un cierto juego. Además, si se tiene en cuenta la dirección a la hora de imprimir, la resistencia de la pieza será superior.

Por ello, se rebaja la importancia del máximo encontrado y se identifica como zona crítica real el tramo en el que el saliente inferior se junta con el resto de la pieza. Aquí el valor máximo de tensión es de 25,71 MPa, dejando un coeficiente de seguridad de 1,36.

Puesto que se sabe que la simulación no es del todo rigurosa, es posible que el coeficiente de seguridad real sea un poco menor, por ello se propone un aumento en el grosor de todo el saliente de la parte inferior de la pinza en continuaciones futuras del trabajo, medida con la que se aseguraría dicho coeficiente.

Simulación 8

Habiendo comprobado que el conjunto de la prótesis puede soportar los 15 N, en esta última simulación se completa el estudio con la condición restante del apartado de requerimientos, operatividad bajo una carga de 10 N.

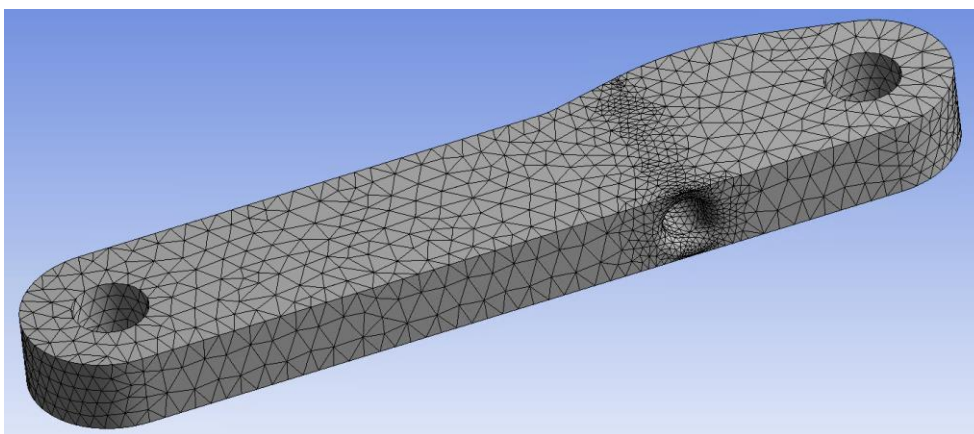


Figura 122: Mallado de la simulación

En este caso se analiza únicamente la barra y de forma aislada. Para ello se definen las condiciones de contorno de la simulación como dos soportes cilíndricos situados en los agujeros de los extremos de la barra y una fuerza en cada extremo del canal como se muestra en las siguientes imágenes.

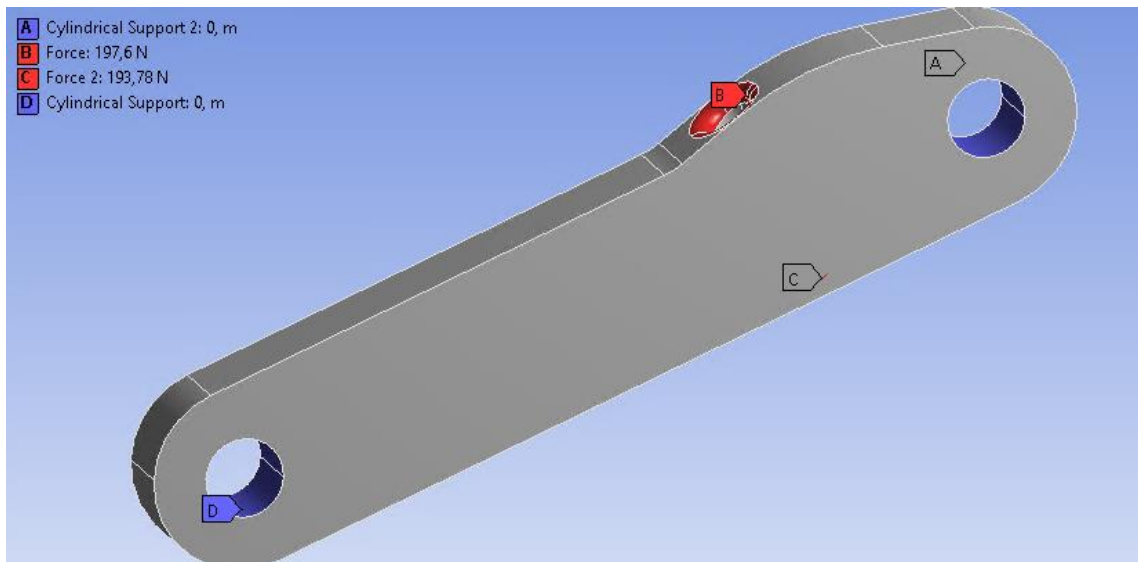


Figura 123: Condiciones de contorno de la simulación 7

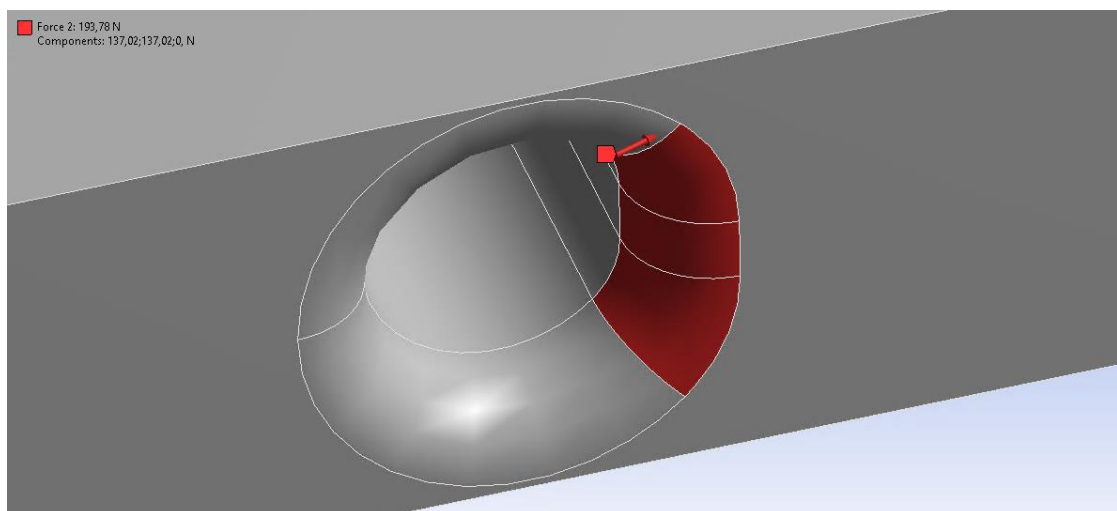
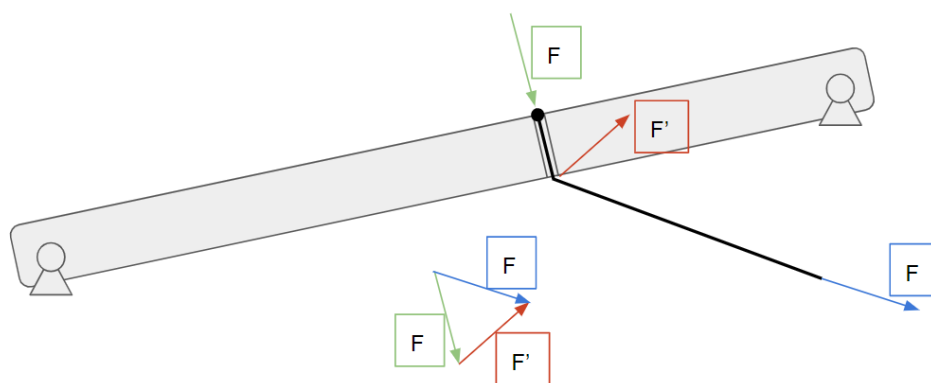


Figura 124: Detalle de la fuerza inferior

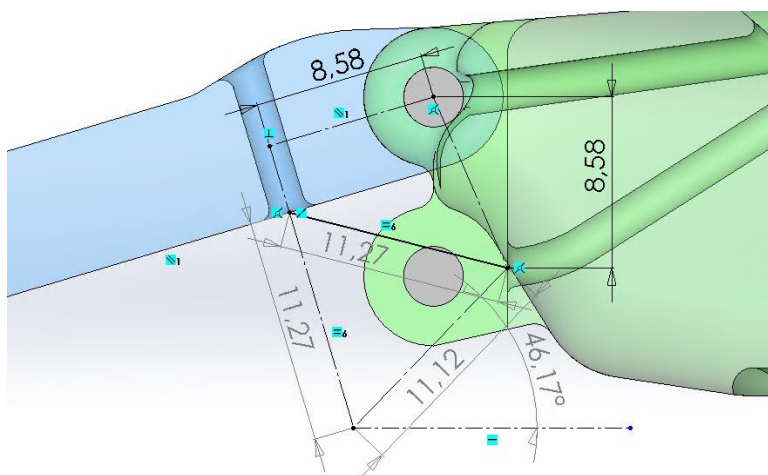
A continuación se presentan el esquema y los cálculos explicativos de los valores y las direcciones de las fuerzas que emulan el efecto del cable.



$$F = F_{\text{cable}} = 196,38 \text{ N}$$

$$F' = 197,6 \cdot (11,12/11,27) = 193,77 \text{ N}$$

$$\text{Ángulo de } 46,17 \approx 45^\circ \rightarrow F'_x = F'_y = 193,77/\sqrt{2} = 137,02 \text{ N}$$



Figuras 125 y 126: Esquemas y direcciones de fuerzas

Como se podía prever con antelación, el punto crítico de concentración de tensiones se encuentra en la zona inferior del conducto para el cable, llegando a concentrar una tensión máxima de 218,08 MPa.

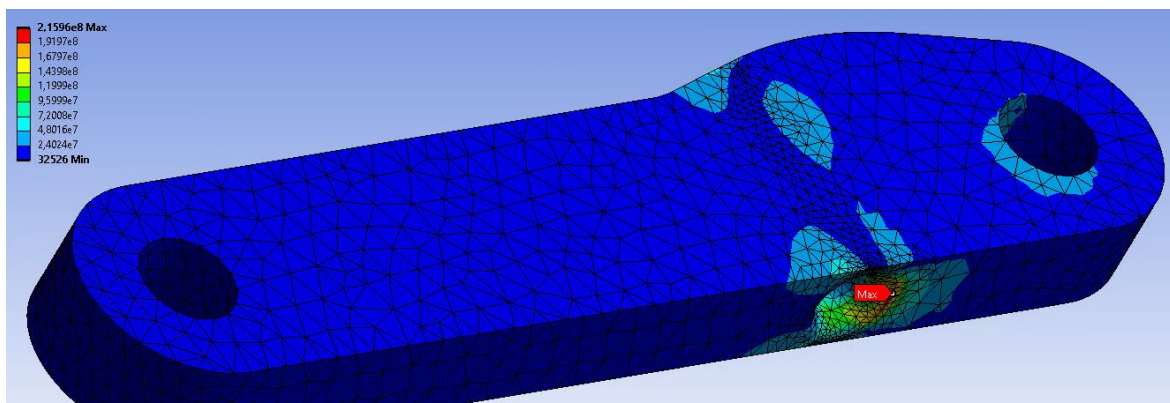


Figura 127: Tensiones equivalentes de Von –Mises de la simulación 8

Refinando el mallado en la zona, el máximo se estabiliza en un valor de 224,71 MPa.

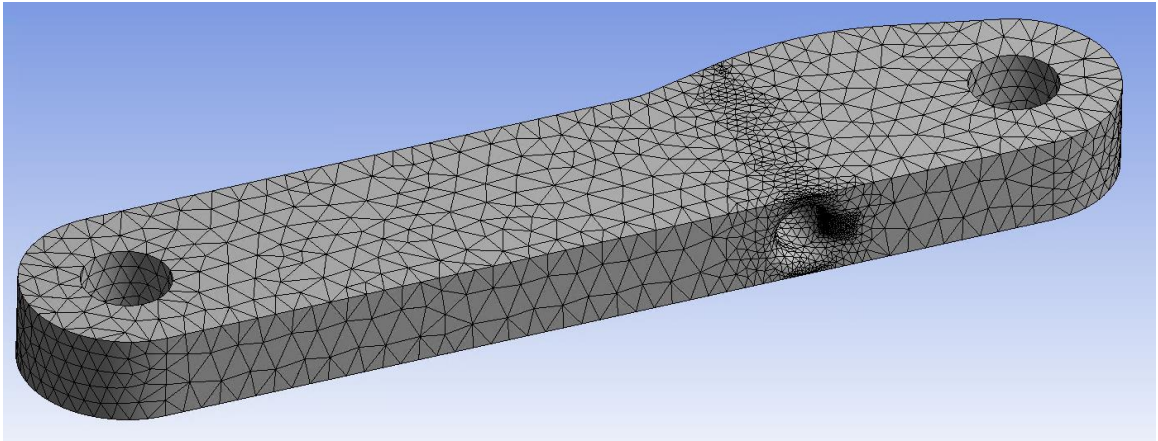


Figura 128: Mallado refinado

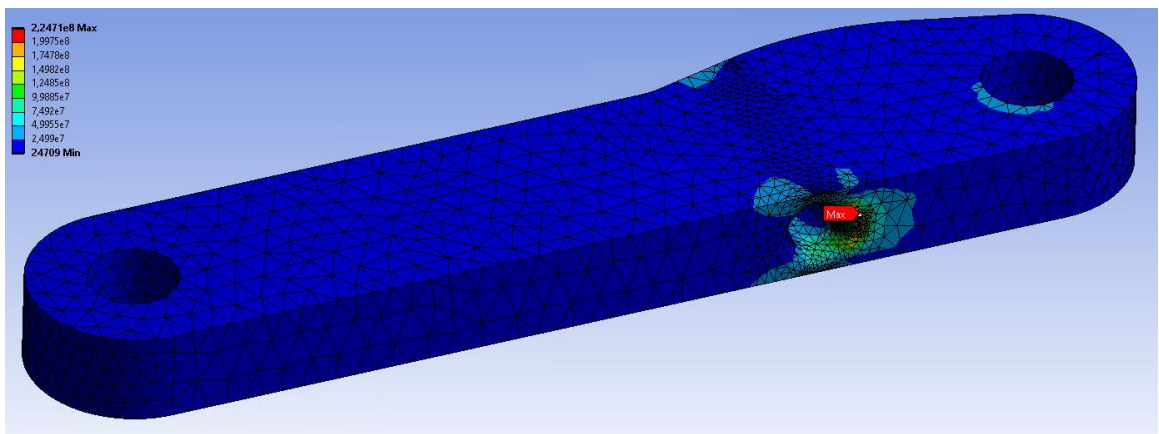


Figura 129: Tensiones equivalentes de Von –Mises con el mallado refinado

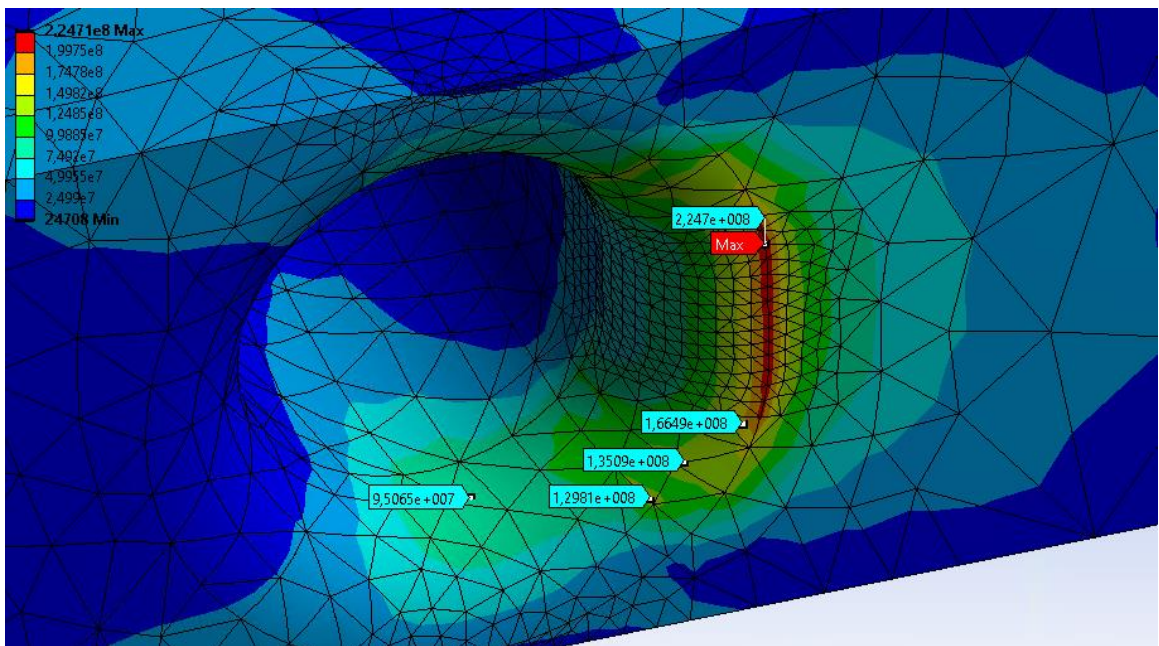


Figura 130: Detalle de la zona crítica

Puesto que es una pieza extraordinariamente esbelta en relación a las otras, que recibe grandes fuerzas y que las simulaciones verifican las grandes tensiones internas que tiene que soportar, se decide que, únicamente esta pieza deberá ser fabricada de acero, preferiblemente inoxidable.

Ningún polímero sería capaz de soportar las tensiones encontradas. Además, teniendo en cuenta que es una pieza de poco tamaño que no hace variar significativamente el peso y que su fabricación a partir de una plancha de 3 mm es sencilla incluso con herramientas de mano, se considera que el cambio de material para la barra es viable.

Se considera que, por ser la tensión máxima encontrada un esfuerzo a compresión, cualquier acero inoxidable tipo A2, AISI 304 o similar será capaz de soportarla aun teniendo límites elásticos comprendidos entre 210 y 230 MPa en función de si se lamina en frío o en caliente [31], [32]. Se nombran estos aceros por ser los más comunes y accesibles para el público general, también son los menos costosos económicamente.

Un aspecto a tener en consideración es que, en vista de situación, con tensiones llegando al límite elástico, se puede esperar un elevado desgaste entre el cable y la barra en el uso continuado de la prótesis. El cable de acero referenciado en la tabla de componentes (tabla 08) tiene un recubrimiento de nylon que pueda ayudar a prolongar su vida útil ya que el coeficiente de fricción será menor que en el caso en que el cable de acero estuviera directamente en contacto con la barra. De todos modos, con unas fuerzas tan elevadas, se espera que, tanto el cable como la barra, se conviertan en componentes fungibles y que haya que renovar de forma periódica si se manejan cargas similares a los 10 N con frecuencia.

Asimismo, en continuaciones futuras del trabajo se podría aumentar el contorno del perfil para aumentar su inercia y hacer el espacio correspondiente en la falange proximal. También se podrían estudiar variantes del mecanismo que aumentaran los parámetros $r1$ y $r2$ definidos en el apartado de cálculos (ver figura 16) para reducir la tensión del cable al operar bajo la carga de 10 N y para reducir las sollicitaciones de la barra. De este modo el metal a usar podría llegar a ser aluminio, que no es tan resistente, pero mejoraría la ligereza.

6. Planificación del proyecto

En este punto se detalla la planificación prevista según los apartados de la memoria del proyecto mediante el siguiente diagrama de Gantt:

n.	Apartado	13/10 /2020	20/10 /2020	27/10 /2020	03/11 /2020	10/11 /2020	17/11 /2020	24/11 /2020	01/12 /2020	08/12 /2020	15/12 /2020	22/12 /2020	29/12 /2020	05/01 /2021	12/01 Entrega
0	Título														
	Resumen														
1	Introducción														
	Objeto														
	Alcance														
	Justificación														
	Industrial														
	Motivación personal														
2	Estado del arte/precedentes														
	Estudio de mercado														
	Clasificación														
	Estudio tecnología														
	Entendimiento de mecanismos														
3	Especificación básica														
	Conjunto de requerimientos														
4	Diseño conceptual														
	Alternativas, conceptos e ideas														
	Selección														
5	Diseño detallado														
	Cálculos														
	Modelo CAD														
	Componentes y ensamblaje														
	Cálculos adicionales														
6	Planificación														
7	Impacto ambiental														
8	Presupuesto														
9	Conclusiones														
	Redacción de la memoria														

Tabla 09: Diagrama de Gantt

7. Impacto ambiental

Partiendo de que el propósito principal del proyecto que se ha llevado a cabo es el de desarrollar una prótesis funcional de precio reducido, se considera que este tendrá un impacto social positivo. Además, el hecho de ser una prótesis adaptable a cada caso conlleva un beneficio extra consiguiendo que la prótesis pueda ser servible para la mayor cantidad de personas posible.

Por otro lado, el impacto en el ambiente que puede causar el proyecto es reducido ya que se resume en el impacto que puede tener el uso de los materiales y la huella ecológica de las impresoras que se usen para las piezas.

Ninguno de los materiales que se han utilizado son biodegradables, pero si que son altamente reutilizables y reciclables con excepción de las gomas elásticas. Mencionar también que las impresoras 3D de cara al público no tienen emisiones, permiten reaprovechar material sobrante y su consumo es meramente eléctrico.

8. Presupuesto

8.1. Costes de realización del proyecto

Se separan las diferentes fases del proyecto para realizar la valoración económica global, desde la concepción de la idea hasta la etapa final de elaboración de la memoria.

Los costes que se presentan a continuación incluyen las horas de trabajo y las licencias de los programas utilizados durante el transcurso del proyecto, que son costes únicos para todo el global de piezas.

	Horas	Precio (€/h)	Total (€)
Análisis estado del arte	50	30	1.500
Búsqueda de componentes	30	25	750
Diseño conceptual	25	45	1.125
CAD	100	50	5.000
Simulaciones	30	100	3.000
Ensamblajes y testeos	15	30	450
Elaboración de la memoria	70	30	2.100
Total	320	-	13.925

Tabla 10: Costes de proyecto

En la tabla 09, por su formato general, se tienen en cuenta las horas dedicadas a ensamblajes y pruebas, pero no se mencionan los costes de fabricación de los prototipos. Dado que se trata de una prótesis con un coste reducido, el valor del total no varía en gran medida, pero aproximando el gasto a unos 85 € por prototipo fabricado, el coste final de la realización del proyecto sería de unos 14.180 €.

8.2. Presupuesto de ejecución de la prótesis

A continuación se muestran los costes de materializar el proyecto presentado, es decir, el precio de la construcción física del diseño y concretamente en el caso de que solamente se requiriera un único dedo protésico.

Para determinar el precio de la impresión se ha pedido presupuesto en la página web de la empresa Sculpteo [22] (HP Multi Jet Fusion), que ha retornado el precio final de 55,23 € por la impresión de las 7 piezas.

También se ha calculado el coste de impresión con tecnología FDM y material PLA mediante un coste horario genérico (~8 €/h), el tiempo de impresión obtenido en el BCN3D Cura con los parámetros por defecto (7,5 h), el coste de material (~20 €/kg) y la masa de las piezas (40 g), resultando un precio de aproximadamente 58 €.

	Precio (€)	Tamaño de lote	Coste unitario (€/Ud.)	Unidades requeridas	Total (€)
Impresión de piezas dedo	43,11	1	43,11	1	43,11
Impresión piezas soporte	12,12	1	12,12	1	12,120
Barra (mm ² de chapa)	8,99	25.000	0,0004	400	0,144
Cable Tensor (mm)	3,1	10 ⁴	0,0003	248	0,077
Goma/Cordón elástico	2,99	50	0,060	1	0,060
Juntas tóricas	4,73	10	0,473	3	1,419
Pasador (Ø3x9,8 mm)	4,99	300	0,180	1	0,180
Pasador (Ø3x6,9 mm)			0,131	2	0,263
Pasador (Ø3x9,2 mm)			0,153	1	0,153
Pasador (Ø3x17 mm)			0,299	1	0,299
Pasador (Ø6x19,3 mm)	1,19	1000	0,024	1	0,024
Muñequera metacarpiana	4,99	1	4,99	1	4,99
Cinta con velcro (mm)	5,52	1000	0,006	450	2,484
Remaches (Ø3x5 mm)	7,6	100	0,076	2	0,152
Total	99,33		-		65,47

Tabla 11: Presupuesto de ejecución del proyecto (1 dedo)

Estos presupuestos no contemplan los costes de las herramientas y otros componentes auxiliares como los mencionados en el apartado del ensamblaje. Tampoco se consideran los posibles gastos de transporte o similares.

9. Conclusiones

Con el proyecto finalizado, se concluye con una valoración positiva de los objetivos establecidos inicialmente. El prototipo es funcional y cumple con las especificaciones.

- El diseño permite la adaptabilidad al número de dedos amputados.
- La masa total de la prótesis se calcula que no supera los 120g.
- El coste se mantiene por debajo de los 100€.
- La apariencia redondeada se asimila a un dedo anatómico.
- No se requieren procesos complejos y cualquier persona puede ensamblar la prótesis.

Para continuaciones futuras del trabajo se presentan las siguientes propuestas:

- Estudiar la comercialización de “kits” de los componentes no impresos.
- Realizar testeos de gran cantidad de ciclos para obtener información crucial en el probable desgaste entre el cable y la barra.
- Mejoras en el sistema de anclaje a la mano y erradicación de interferencias entre bases.
- Realizar estudios para cargas transversales.
- Realizar estudios de rigidez.
- Adaptar el diseño al dedo pulgar.

Considero que este proyecto ha sido especialmente útil ampliando mis conocimientos sobre el desarrollo de producto. Me ha enseñado la necesidad de una buena y precisa organización y planificación para cumplir con los plazos requeridos. A su vez, me ha permitido aplicar un amplio rango de los conocimientos que he adquirido durante mi periodo de estudios universitarios.

Por último, me ha resultado altamente gratificante el hecho de haber trabajado en un proyecto que cubre una necesidad física y puede ayudar a personas que hayan sufrido amputaciones en los dedos de las manos.

10. Agradecimientos

Primeramente quisiera agradecer la tutorización, indicaciones y consejos aportados por Emilio Angulo en la dirección de este trabajo y por hacer posible la impresión final del prototipo junto con el equipo responsable en HP Inc. Del mismo modo, agradecer al profesor Enrique Zayas del departamento de Máquinas y mecanismos por la ayuda prestada mediante una videoconferencia.

En tercer lugar, dedicar especiales agradecimientos a mi amigo Ahmet Waez por brindarme la oportunidad de realizar las impresiones 3D de los dos primeros prototipos con su impresora personal.

Finalmente agradecer por supuesto el apoyo incondicional de mis padres a lo largo de mis años universitarios, así como a mi pareja, especialmente siendo este un curso marcado por la pandemia.

11. Bibliografía

11.1. Referencias bibliográficas

- [1] *This is Naked Prosthetics*. (2020, 1 octubre). [Vídeo]. YouTube.
<https://www.youtube.com/watch?v=jFpIO60uGDw>
- [2] López Sullaez, Lía Clara, & Estrada Ruíz, René. (2009). *Repercusión Ocupacional de las Amputaciones Traumáticas en Dedos de la Mano por Accidente de Trabajo*. *Medicina y Seguridad del Trabajo*, 55(217), 41-48. Recuperado en 10 de enero de 2021, de http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0465-546X2009000400005&lng=es&tlng=es.
- [3] *Mano*. (2021, 7 enero). En *Wikipedia, la enciclopedia libre*.
<https://es.wikipedia.org/wiki/Mano>
- [4] *Radiografia-del-dedo-14031903.jpg*. (s. f.). *dreamstime.com*. Recuperado 13 de enero de 2021, de <https://bit.ly/3qen4e>
- [5] *Unidad didáctica 10: Atención de enfermería a pacientes con trastornos músculo esqueléticos*. (2018, 24 septiembre). *Contenidos didácticos de la Licenciatura en Enfermería y Obstetricia - Universidad de Guanajuato*.
<https://blogs.ugto.mx/enfermeriaenlinea/unidad-didactica-10-atencion-de-enfermeria-a-pacientes-con-trastornos-musculo-esqueleticos/>
- [6] *Keele scientists showcase cutting-edge prosthetic hand research*. (2018, 26 julio). *Orthopaedic Product News*. <http://www.opnews.com/2018/08/keele-scientists-showcase-cutting-edge-prosthetic-hand-research/14783>
- [7] *Diamond, J.* (2017, 30 marzo). *3D Printed Prosthetics—Lending a Helping Hand*. *Entuity.com*. <https://entuity.com/3d-printed-prosthetics-lending-a-helping-hand/>
- [8] *F.* (2019, 29 abril). *Researchers Design Fully Articulated 3D Printed Finger Prosthesis*. *Perfect 3D Printing Filament*. <https://www.morgen-filament.de/researchers-design-fully-articulated-3d-printed-finger-prosthesis/>

- [9] Oandp.com. (2009, 1 octubre). *State-of-the-Art: Upper-Limb Prosthetics Technology - OPEDGE.COM*. opedge.com. https://opedge.com/Articles/ViewArticle/2009-10_01
- [10] Grunewald, S. J. (2014, 13 agosto). *The Hand Up Prosthetic Project Gives a Hand to Those in Need with 3D Printing*. 3D Printing Industry. <https://3dprintingindustry.com/news/hand-prosthetic-project-gives-hand-need-3d-printing-31321/>
- [11] Thingiverse.com. (2016, 14 febrero). *Knick's Prosthetic Finger v3.5.5 by knick*. Thingiverse. <https://www.thingiverse.com/thing:1340624>
- [12] Young, K.J., Pierce, J.E. & Zuniga, J.M. *Assessment of body-powered 3D printed partial finger prostheses: a case study*. 3D Print Med 5, 7 (2019). <https://doi.org/10.1186/s41205-019-0044-0>
- [13] Salazar, M. (2018, septiembre). *NAKED PROSTHETICS, EL EMPODERAMIENTO DISFRAZADO DE PRÓTESIS*. <http://milagrossalazarblog.blogspot.com/>
<http://milagrossalazarblog.blogspot.com/2018/09/naked-prosthetics-el-empoderamiento.html>
- [14] A. (2014, 22 febrero). *Reno Man 3D Prints Himself a Prosthetic Fingertip using an UP! Mini Printer*. 3DPrint.com | The Voice of 3D Printing / Additive Manufacturing. <https://3dprint.com/1139/>
- [15] Ramirez, J. (2019, 29 julio). *Soft Driving Epicyclical Mechanism for Robotic Finger*. MDPI. <https://www.mdpi.com/2076-0825/8/3/58/htm>
- [16] D. (2015, 15 mayo). *Con la finalidad de brindar solución a las personas que hayan sufrido Leer más. Guía de la discapacidad*. <https://www.guiadisc.com/primer-protesis-mecanica-amputacion-dedo.html>
- [17] Omarkulov, N. (2015). *Figure 4 from Design and analysis of an underactuated anthropomorphic finger for upper limb prosthetics* | Semantic Scholar. SemanticScholar. <https://www.semanticscholar.org/paper/Design-and-analysis-of-an-underactuated-finger-for-Omarkulov-Telegenov/33cbf39e9fe2b165cf6ea7754c7c0c02f62851c8/figure/3>

- [18] E., & Complet, V. E. M. P. (2018, julio). Vitruvi. leo-2019. <http://leo-2019.blogspot.com/p/vitruvi.html>
- [19] Valencia-Otero, Álvaro F., Maradei-Garcia, Maria F., & Espinel-Correal, Francisco. (2016). Estudio sobre la influencia del diámetro de apertura en la fuerza ejercida por cada dedo. *Revista de Salud Pública*, 18(6), 935-945. <https://dx.doi.org/10.15446/rsap.v18n6.50424>
- [20] Bundhoo, V., Haslam, E., Birch, B., & J. Park, E. (2008, marzo). Tactilus Flex Sensor| Compression Force Sensing Resistor (fsr) | Force Sensing Resistors | Force Sensing Resistors | Tactilus | Surface Pressure Indicator | Mapping | Force Sensing And Profiling. *sensorprod*. https://www.sensorprod.com/research-articles/white-papers/2008-03_sha/index.php
- [21] Pasternak-Júnior, Braulio, Sousa Neto, Manoel Damião de, Dionísio, Valdeci Carlos, Pécora, Jesus Djalma, & Silva, Ricardo Gariba. (2012). Analysis of kinematic, kinetic and electromyographic patterns during root canal preparation with rotary and manual instruments. *Journal of Applied Oral Science*, 20(1), 57-63.
- [22] Sculpteo | Servicio de impresión 3D en línea para sus diseños 3D. (2020, 8 diciembre). Sculpteo. <https://www.sculpteo.com/es/>
- [23] Alejandro Javier (2017). PROPIEDADES MECÁNICAS DE COMPONENTES FABRICADOS MEDIANTE MODELADO POR DEPOSICIÓN FUNDIDA (Tesis de pregrado). Universidad de la Lagun
- [24] Jet Fusion PA12. (2020, 24 septiembre). Sculpteo. <https://www.sculpteo.com/en/materials/jet-fusion-material/jet-fusion-solid-black-plastic/>
- [25] 3D printers materials. (s. f.). HP. <https://www8.hp.com/us/en/printers/3d-printers/materials.html>
- [26] Propiedades del PLA. (s. f.). sites.google. <https://sites.google.com/view/poliacidolactico-coma/poli%C3%A1cido-l%C3%A1ctico/propiedades-del-pla>
- [27] Measurements of the mechanical response of unidirectional 3D-printed PLA. (2017, 5 junio). ScienceDirect. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0264127517302976#0030>

- [28] Ebel, E. (2014, 14 marzo). *Fabrication of FDM 3D objects with ABS and PLA and determination of their mechanical properties*. RT e-Journal.
https://www.rtejournal.de/ausgabe11/3872/view?set_language=en
- [29] *Ácido poliláctico (PLA) Propiedades típicas | UL Prospector*. (2021). UL.
<https://plastics.ulprospector.com/es/generics/34/c/t/acido-polilactico-pla-properties-processing>
- [30] SANMETAL, S.A. - *Division Termoplásticos : Poliamida 12 - PA 12*. (s. f.). SanMetal.
<http://www.sanmetal.es/productos/termoplasticos/poliamida-12-pa-12/54>
- [31] *Ficha técnica del acero inoxidable*. (2020). EmpresasCarbone.
<https://www.empresascarbone.com/pdf/ficha-tecnica-del-acero-inoxidable.pdf>
- [32] *Propiedades de los Materiales*. (2020). Ingemecánica.
<https://ingemecanica.com/tutoriales/materiales.html>

11.2. Bibliografía complementaria

- [1] *Bebionic hand*. (2014, 19 febrero). ottobock.
<https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>
- [2] *Alle Videos*. (2020). Vincent Systems. <https://www.vincentystems.de/>
- [3] *MCPDriver*. (2020, 15 agosto). Naked Prosthetics.
<https://www.npdevices.com/product/mcpdriver/>
- [4] *X-Finger Models*. (s. f.). Didrick Medical Inc. <https://www.x-finger.com/x-finger-models.html>
- [5] *MC sculpture*. (s. f.). silicone prosthetic fingers finger prosthesis Online customization.
<https://www.g3127.com/products/prosthetic-finger-finger-prosthesis-silicone-prosthetic-fingers-silicone-simulation-products>

- [6] Admin, D. (2019, 2 mayo). *The Future is Here: 3D Printed Prosthetics. Dealingwithdifferent*. https://dealingwithdifferent.com/3d-printing-prosthetics/#.X_8LUNhKhhE
- [7] *Hand-and-finger-prosthetics-from-form-to-function*. (2019, 7 noviembre). *Keoghs Insight | Keoghs*. <https://keoghs.co.uk/keoghs-insight/aware/hand-and-finger-prosthetics-from-form-to-function>
- [8] *X-Finger*. (2021). *iF WORLD DESIGN GUIDE*. <https://ifworlddesignguide.com/entry/34615-x-finger>
- [9] Morishita, Soichiro & Sato, Keita & Watanabe, Hidenori & Nishimura, Yukio & Isa, Tadashi & Kato, Ryu & Nakamura, Tatsuhiro & Yokoi, Hiroshi. (2014). *Brain-Machine Interface to Control a Prosthetic Arm with Monkey ECoGs during Periodic Movements*. *Frontiers in neuroscience*. 8. 417. 10.3389/fnins.2014.00417.
- [10] Altamirano, Alvaro & Valentino-Orozco, G.A. & Vera, A. & Leija-Salas, L.. (2013). *Hand prosthesis with 5 DOF using embedded systems*. 1-6. 10.1109/PAHCE.2013.6568359.
- [11] *Finger Starter – InMoov*. (2015, 17 octubre). *InMoov*. <https://inmoov.fr/finger-starter/>
- [12] *ARTILLERY GENIUS 2021 - Tienda Oficial Artillery3D.es®*. (2020, 21 abril). *Artillery3D.es*. <https://artillery3d.es/artillery-genius/>
- [13] *Aplicaciones 3D de HP | HP® España*. (s. f.). *HP*. <https://www8.hp.com/es/es/printers/3d-printers/3dapplications.html>
- [14] *CUANTO cobrar por impresion 3D? // Aprender a COTIZAR para tu NEGOCIO*. (2019, 13 noviembre). [Vídeo]. *YouTube*. <https://www.youtube.com/watch?v=xEl5oUkYnT4>
- [15] *Thingiverse.com*. (2015, febrero). *Parloma Hand v1.0 beta 2 by parloma*. *Thingiverse*. <https://www.thingiverse.com/thing:701446>
- [16] *3D Printed Biomimetic Mechatronic Hand Explained Part 1*. (2018, 28 octubre). [Vídeo]. *YouTube*. https://www.youtube.com/watch?v=l6xqTcLXXC8&feature=emb_rel_err

- [17] *Instructables*. (2017, 19 septiembre). *3D Printed Bionic Hand Skeleton*.
https://www.instructables.com/3D-Printed-Bionic-Hand-Skeleton/?utm_content=buffer66bed&utm_medium=social&utm_source=pinterest.com&utm_campaign=buffer
- [18] *Price for Naked Prosthetics?* (2019, 28 octubre). *reddit*.
https://www.reddit.com/r/Prosthetics/comments/dod42g/price_for_naked_prosthetics/f5nrmkx/
- [19] *3D printed prosthetic hand*. (2016, 25 abril). [Vídeo]. *YouTube*.
<https://www.youtube.com/watch?v=uWL13vvi94s>
- [20] *How I Designed & Built a Prosthetic Arm*. (2017, 2 julio). [Vídeo]. *YouTube*.
<https://www.youtube.com/watch?v=ClqzeBxkRws>
- [21] *Tactilus Flex Sensor | Compression Force Sensing Resistor (fsr) | Force Sensing Resistors | Force Sensing Resistors | Tactilus | Surface Pressure Indicator | Mapping | Force Sensing And Profiling*. (s. f.). *SPI*. https://www.sensorprod.com/research-articles/white-papers/2008-03_sha/index.php
- [22] ESCALONA D'A, PAMELA, NARANJO O, JEANNETTE, LAGOS S, VERÓNICA, & SOLÍS F, FRESIA. (2009). *Parámetros de Normalidad en Fuerzas de Prensión de Mano en Sujetos de Ambos Sexos de 7 a 17 Años de Edad*. *Revista chilena de pediatría*, 80(5), 435-443. <https://dx.doi.org/10.4067/S0370-41062009000500005>
- [23] Maradei Garcia, M. F., Valencia Otero, A. F., & Espinel Correal, F. M. (2016). *Estudio sobre la influencia del diámetro de apertura en la fuerza ejercida por cada dedo*. *Revista de Salud Pública*, 18(6), 935-945. <https://doi.org/10.15446/rsap.v18n6.50424>
- [24] Young, K. J., Pierce, J. E., & Zuniga, J. M. (2019). *Assessment of body-powered 3D printed partial finger prostheses: a case study*. *3D printing in medicine*, 5(1), 7. <https://doi.org/10.1186/s41205-019-0044-0>