

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES**  
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

José Gutiérrez Abascal, 2. 28006 Madrid  
Tel.: 91 336 3060  
[info.industriales@upm.es](mailto:info.industriales@upm.es)

[www.industriales.upm.es](http://www.industriales.upm.es)



**POLITÉCNICA**

**INDUSTRIALES**

**05 TRABAJO FIN DE GRADO**

**Daniel Lopesino Rivera**

**TRABAJO FIN DE GRADO**

# **ANÁLISIS Y MEJORA DEL DISEÑO DE UNA MANO PROTÉSICA**

**FEBRERO 2018**

**Daniel Lopesino Rivera**

**DIRECTORES DEL TRABAJO FIN DE GRADO:**  
**María Luisa Martínez Muneta**  
**Gregorio Romero Rey**



## **AGRADECIMIENTOS:**

*A los tutores, que me han guiado e impulsado a sacar el proyecto adelante.*

*También a todos aquellos que me han apoyado y ayudado durante todos los años de estudio en la escuela y durante la realización del proyecto, en especial a mis padres y a mi pareja.*

*Por último, a los compañeros del grupo de ingeniería gráfica por su colaboración en la impresión 3D de los diseños realizados.*

# ÍNDICE

1	RESUMEN DEL CONTENIDO .....	6
2	INTRODUCCIÓN .....	8
2.1	Objetivos .....	8
3	ESTUDIO DE LA MANO HUMANA .....	9
3.1	Anatomía y fisiología de la mano.....	9
3.1.1	Anatomía de los huesos y articulaciones.....	13
3.1.2	Movimientos coordinados básicos.....	17
3.1.3	Músculos de la mano .....	18
3.1.4	Fuerza máxima de agarre con la mano y fuerza máxima en la articulación de la muñeca	21
3.2	Amputaciones y sus causas .....	23
3.2.1	Amputaciones del miembro superior .....	26
3.2.1.1	Amputaciones en la mano.....	26
3.2.1.2	Amputaciones en la muñeca .....	27
3.2.1.3	Amputaciones en el antebrazo .....	27
3.2.1.4	Amputaciones en el codo .....	28
3.2.1.5	Amputaciones en el brazo.....	28
3.2.1.6	Amputaciones en el hombro.....	29
4	ESTADO DEL ARTE .....	31
4.1	Prótesis de la mano.....	31
4.1.1	Las primeras prótesis del miembro superior .....	31
4.1.2	Clasificación de las prótesis del miembro superior .....	32
4.1.2.1	Prótesis pasivas .....	33
4.1.2.2	Prótesis activas .....	33
4.2	Fabricación aditiva .....	38
4.2.1	Clasificación de las tecnologías de fabricación aditiva .....	41

4.2.1.1	Fotopolimerización .....	41
4.2.1.2	Fusión de lecho de polvo .....	42
4.2.1.3	Laminación de hojas .....	44
4.2.1.4	Deposición directa de energía.....	45
4.2.1.5	Inyección de aglutinante.....	46
4.2.1.6	Inyección de material .....	46
4.2.1.7	Extrusión de material .....	47
4.2.2	Modelado por deposición fundida (FDM) .....	48
4.2.2.1	Materiales de impresión en FDM.....	49
5	METODOLOGÍA .....	52
5.1	Introducción .....	52
5.2	Análisis.....	52
5.2.1	Definición del problema.....	55
5.3	Diseño.....	56
5.3.1	Diseño mecánico de los dedos.....	58
5.3.2	Diseño de la Palma de la prótesis .....	66
5.3.3	Diseño del sistema de tensado de los cables. Elemento Wrist .....	68
5.4	Funcionamiento y ensamblaje de la prótesis.....	70
5.5	Modelado y simulación mecánica con Matlab.....	73
5.5.1	Introducción .....	73
5.5.2	Sistema mecánico.....	76
5.5.3	Simulación .....	78
5.5.3.1	Simulación en caída libre .....	78
5.5.3.2	Simulación con fuerza de agarre en flexión del dedo .....	81
5.6	Simulaciones de la prótesis de mano .....	90
5.6.1	Propiedades mecánicas de los polímeros .....	90
5.6.2	Simulación estática lineal de elementos críticos del mecanismo .....	96

5.6.2.1	Simulación del elemento Barra1_unión .....	97
5.6.2.2	Simulación del elemento Falange 1.....	100
5.6.2.3	Simulación del elemento Fijador .....	103
5.7	Ensayo de la fuerza máxima de agarre de la prótesis .....	106
5.7.1	Comparación de la fuerza de agarre .....	112
6	IMPACTO SOCIOECONÓMICO Y AMBIENTAL.....	115
7	FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO .....	119
8	CONCLUSIONES.....	121
9	PLANIFICACIÓN TEMPORAL Y PRESUPUESTO .....	123
9.1	Planificación temporal .....	123
9.1.1	Diagrama de Gant.....	125
9.2	Presupuesto.....	127
10	BIBLIOGRAFÍA.....	129
11	ÍNDICE DE FIGURAS.....	132
12	ÍNDICE DE TABLAS.....	141
13	ÍNDICE DE ECUACIONES .....	142
ANEXO I	.....	145

# 1 RESUMEN DEL CONTENIDO

En el presente proyecto se aborda el desarrollo de mejoras en el diseño de una prótesis de mano y la investigación y el perfeccionamiento de la mecánica que utiliza para su funcionamiento. Se trata de una prótesis de mano de bajo coste desarrollada con fabricación aditiva y que contará con ciertos movimientos exclusivos prediseñados.

El proyecto tiene un fin social, ya que se pretende conseguir una prótesis destinada a niños, adolescentes y personas con pocos recursos económicos. Se pretenden conseguir soluciones viables, de carácter práctico y de bajo coste, accesible a cualquier usuario y que puedan ser impresas en una máquina de impresión 3D. Una aplicación adicional de esta prótesis de bajo coste es su uso durante el periodo preprotésico, mientras el paciente espera la prótesis definitiva.

Para llevar a cabo este proyecto, primero se ha realizado un estudio de la mano humana, incluyendo en este estudio la anatomía de la mano, los movimientos básicos de esta y la antropometría, estudio a partir del cual se obtuvieron las medidas a las que tendría que poder adaptarse la futura prótesis. También se realiza una clasificación de las amputaciones del miembro superior y un estudio de la fuerza de agarre de la mano y del par de flexión de la muñeca.

A continuación, se realiza un estudio del estado del arte, incluyendo en este la historia de las primeras prótesis y una clasificación de las mismas. Asimismo, se lleva a cabo una clasificación y estudio de las diferentes tecnologías de fabricación aditiva existentes en el mercado.

Una vez realizado lo anterior y analizadas con la colaboración de un hospital las prótesis mecánicas desarrolladas con fabricación aditiva, se lleva a cabo el diseño de la nueva prótesis a través de un programa de CAD, en base a las carencias observadas en las prótesis existentes. Estos diseños se deben validar a través de simulaciones por elementos finitos, las cuales permitirán conocer los distintos comportamientos de las prótesis ante los esfuerzos a los que se verá sometida durante su uso por el paciente. Antes de realizar estas simulaciones, se procede a estudiar el comportamiento de los polímeros ante esfuerzos.

Para hallar los esfuerzos aplicados en cada elemento de la prótesis, se realiza una simulación a través de un software matemático (Matlab), verificando a su vez con esta simulación el mecanismo de la misma.

Con el objetivo de extraer resultados de manera objetiva de la prótesis diseñada, se realiza una simulación de la fuerza de agarre de la misma con otro programa de CAD. Posteriormente se procede a su fabricación con una máquina de impresión 3D y a efectuar su montaje.

Por último realiza un análisis del impacto ambiental y socioeconómico de la prótesis, incluyendo el impacto de los materiales utilizados y del uso de la impresión 3D así como el impacto positivo que causa esta prótesis en la sociedad. Se finaliza el proyecto plasmando las conclusiones obtenidas, las futuras líneas de trabajo, la planificación temporal y el presupuesto del proyecto.

## ANÁLISIS Y MEJORA DEL DISEÑO DE UNA MANO PROTÉSICA

Con el objetivo de que la prótesis resultado de este proyecto esté accesible a cualquier usuario, se subirán los archivos de todos los elementos de la prótesis a plataformas web solidarias que están llevando prótesis de impresión 3D a personas necesitadas de todo el mundo.

## 2 INTRODUCCIÓN

### 2.1 Objetivos

El proyecto se centra en el desarrollo de mejoras del diseño y la investigación de la mecánica de una prótesis de mano de bajo coste desarrollada con fabricación aditiva. Dicha prótesis contará con ciertos movimientos exclusivos prediseñados. Se buscará por tanto mejorar la prótesis desde un punto de vista mecánico, mejorando la fuerza de agarre de la prótesis y los sistemas de regulación de los dedos de la misma. Desde el punto de vista del diseño, se pretende conseguir una prótesis antropomórfica y antropométrica, es decir, con el mayor parecido posible a la mano humana.

El proyecto tiene un fin social, ya que se pretende conseguir una prótesis destinada a niños, adolescentes y personas con pocos recursos económicos. Se pretenden conseguir soluciones viables, de carácter práctico y de bajo coste, accesible a cualquier usuario y que puedan ser impresas en una máquina de impresión 3D.

Una aplicación adicional de esta prótesis de bajo coste es su uso durante el periodo preprotésico, mientras el paciente espera la prótesis definitiva.

Por tanto, se pueden definir los objetivos del proyecto como:

- Estudio de la mano y sus posibles amputaciones.
- Estudio de la situación actual de las prótesis, con especial énfasis en las prótesis mecánicas desarrolladas con fabricación aditiva.
- Estudio de las tecnologías de fabricación aditiva, especialmente la de modelado por deposición fundida o FDM.
- Diseño de la prótesis persiguiendo unos objetivos previamente fijados.
- Simulación mecánica y modelado de los dedos de la prótesis para analizar y verificar su movimiento así como extraer diferentes datos útiles y necesarios para simulaciones posteriores.
- Modelización de diferentes elementos de la prótesis a través de procesos de simulación de esfuerzos y deformaciones con elementos finitos para validar y verificar su comportamiento ante fuerzas externas.
- Simulación de ensayos para obtener la fuerza máxima de agarre de la prótesis.
- Impacto socioeconómico y ambiental de la prótesis de mano.
- Indicar algunas de las líneas de futuro trabajo a seguir en base al proyecto realizado.
- Analizar los resultados obtenidos y validar y verificar el funcionamiento de la prótesis.

## 3 ESTUDIO DE LA MANO HUMANA

En este capítulo se realizará un estudio de la mano humana, incluyendo en este estudio la anatomía de los huesos y las articulaciones, los músculos, los movimientos coordinados básicos o tipos de agarre de la mano así como la fuerza máxima de agarre y par máximo ejercida por la muñeca. También se incluyen datos antropométricos de la mano humana que junto con el resto del estudio, permitirán tener unas especificaciones para el diseño de la prótesis.

En el último apartado de este capítulo se realiza además un estudio de las amputaciones del miembro superior, detallando sus principales causas y la clasificación de las mismas.

### 3.1 Anatomía y fisiología de la mano

La mano es la parte del cuerpo humano unida a la extremidad del antebrazo y que comprende desde la muñeca inclusive hasta la punta de los dedos. Para el ser humano, es una de las partes más importantes por su riqueza funcional, ya que permite realizar múltiples movimientos y acciones necesarias para la supervivencia y relación con el entorno.

La mano humana consta por tanto de tres partes:

- Muñeca: Es la parte que la une con el antebrazo y está formada por los huesos carpianos.
- Palma: Es la parte central de la mano y está formada por los huesos metacarpianos.
- Los dedos: La mano humana tiene cinco dedos y son la parte final de la mano.

La mano y los dedos tienen una superficie dorsal, una superficie palmar y bordes radial y cubital (Figura 3.1). La palma está dividida en la zona tenar, medio palmar e hipotenar. Los nombres de los dedos de la mano son: pulgar, índice, medio (corazón), anular y meñique. La masa tenar es la zona muscular situada sobre la superficie palmar del metacarpiano del pulgar. La zona hipotenar es la masa muscular situada sobre la superficie palmar del metacarpiano del meñique.

### 3 ESTUDIO DE LA MANO HUMANA

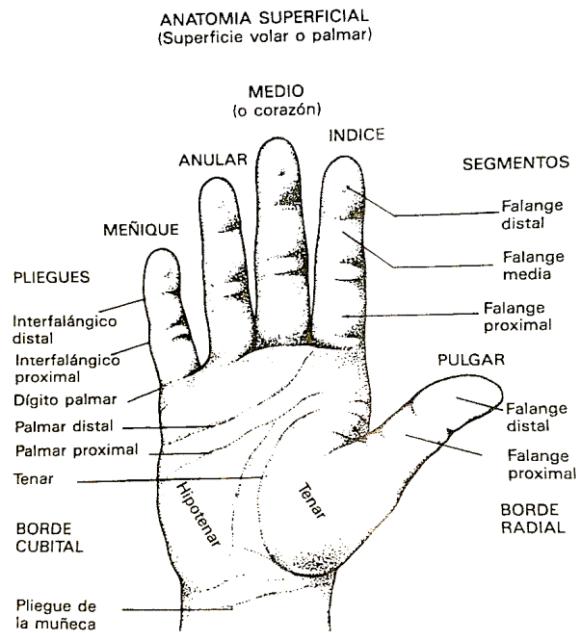


Figura 3.1. Anatomía superficial de la mano. Fuente: "La mano. Examen y diagnóstico" (p.7) por Sociedad Americana de Cirugía de la Mano. Churchill Livingstone

Cada dedo está compuesto por tres falanges (Distal, Intermedia y proximal), a excepción del dedo pulgar que solo tiene dos (Distal y Proximal).

Es importante enfatizar que la mano no es plana. La función de la mano está basada en un sistema de arcos esqueléticos que debe ser conservado para preservar la funcionalidad (Figura 3.2).

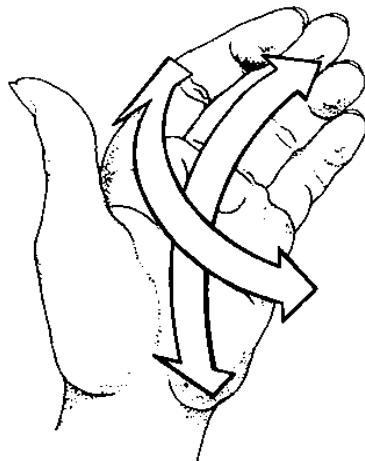


Figura 3.2. Arcos de la mano. Fuente: "La mano. Examen y diagnóstico" (p.52) por Sociedad Americana de Cirugía de la Mano. Churchill Livingstone.

En las siguientes figuras y tablas se muestran la media de las medidas generales de la mano humana (Norma DIN 33 402). Estas dimensiones de los dedos y de la mano servirán de base para el diseño de la prótesis.

## ANÁLISIS Y MEJORA DEL DISEÑO DE UNA MANO PROTÉSICA

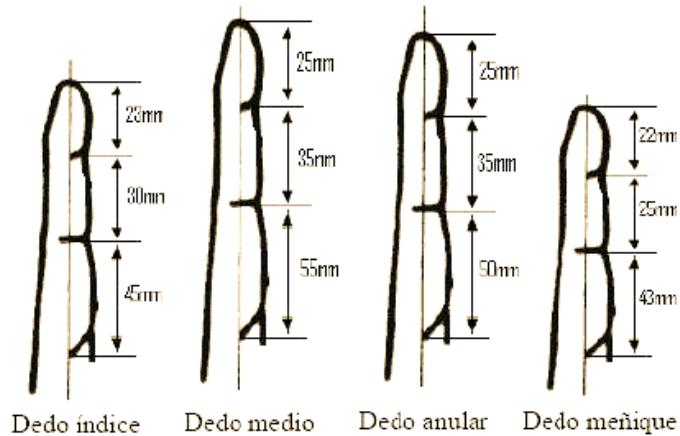


Figura 3.3. Dimensiones medias de las falanges de los dedos índice, medio, anular y meñique de la mano.  
Fuente: (Geocities, Anatomía humana)

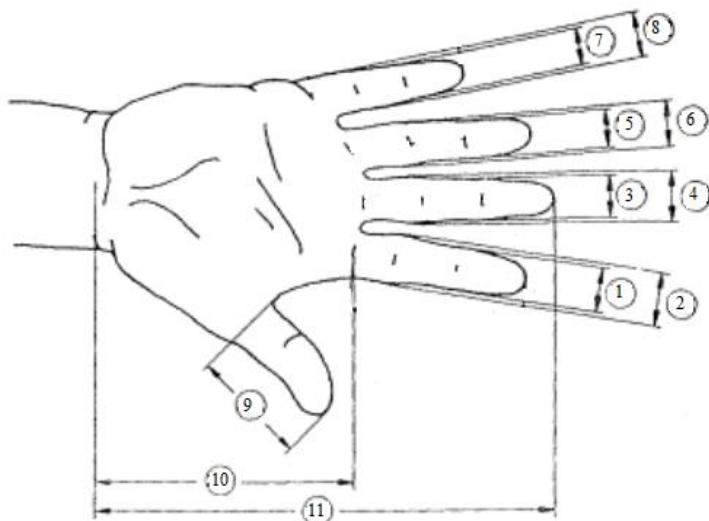


Figura 3.4. Medidas de las manos según la Norma DIN 33 402. Fuente: (Melo, s.f.)

Dimensiones	Hombres (mm)	Mujeres (mm)
1	18	15
2	21	18
3	18	15
4	21	18
5	17	14
6	20	16
7	15	13
8	17	15
9	67	60
10	109	100
11	186	174

Tabla 3.1. Medidas de las manos según la Norma DIN 33 402. Fuente: (Melo, s.f.)

### 3 ESTUDIO DE LA MANO HUMANA

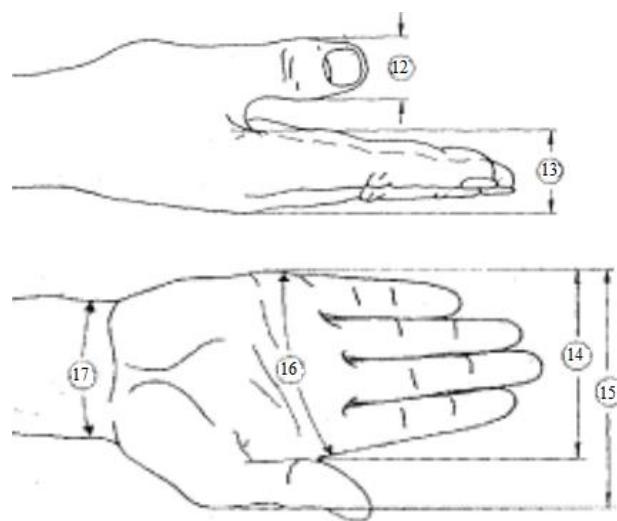


Figura 3.5. Medidas de las manos según la Norma DIN 33 402. Fuente: (Melo, s.f.)

Dimensiones	Hombres (mm)	Mujeres (mm)
12	23	19
13	28	26
14	85	80
15	107	92
16 (perímetro)	210	192
17 (perímetro)	176	160

Tabla 3.2. Medidas de las manos según la Norma DIN 33 402. Fuente: (Melo, s.f.)

La terminología usada para describir el movimiento de las articulaciones está ilustrada en la Figura 3.7.

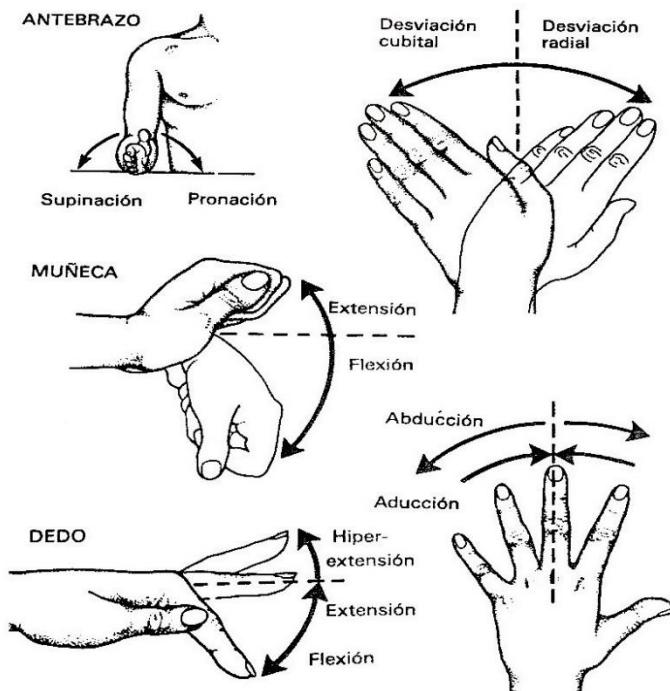


Figura 3.6. Terminología de los movimientos de la mano y dedos (Parte 1). Fuente: "La mano. Examen y diagnóstico" (p.11) por Sociedad Americana de Cirugía de la Mano. Churchill Livingstone

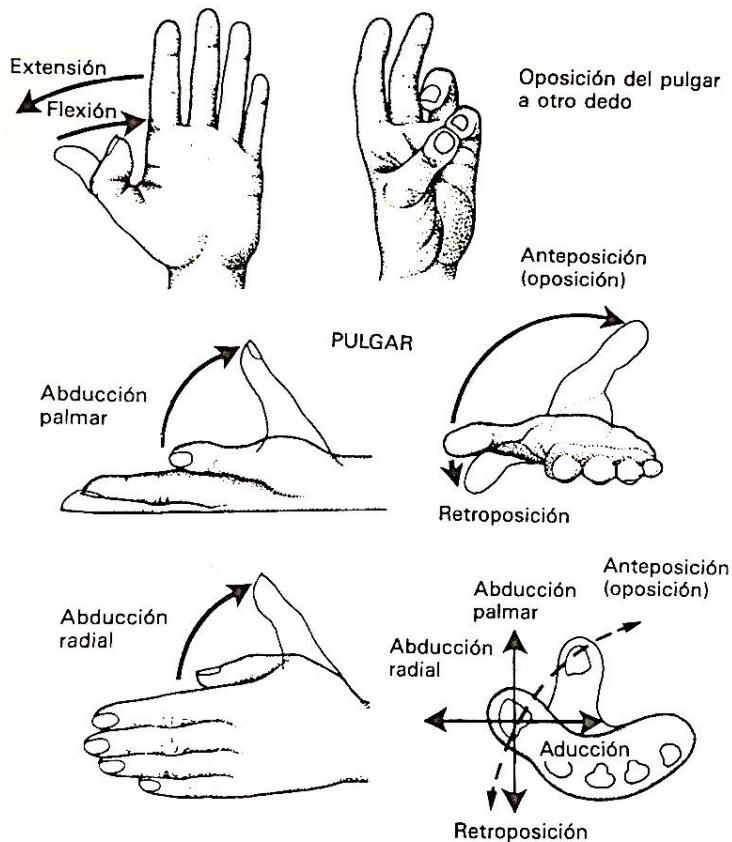


Figura 3.7. Terminología de los movimientos de la mano y dedos (Parte 2). Fuente: “La mano. Examen y diagnóstico” (p.11) por Sociedad Americana de Cirugía de la Mano. Churchill Livingstone

### 3.1.1 Anatomía de los huesos y articulaciones

La mano humana se conforma de 27 huesos divididos en tres grupos: carpo, metacarpo y falanges (Figura 3.8). Los huesos del carpo están divididos en dos filas. Los de la fila proximal, empezando del lado radial son: escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme. Los de la fila distal son: trapecio, trapezoide, hueso grande y hueso ganchoso. La mano se conecta a la muñeca a través de la palma y cuenta con veinte grados de libertad.

Cada dedo tiene tres articulaciones: la metacarpofalángica (MCF), la interfalángica proximal (IFP), y la interfalángica distal (IFD). El pulgar tiene una articulación MCF y una sola interfalángica (IF). La articulación carpometacarpiana del pulgar es particularmente importante por su movilidad. Cada una de estas articulaciones en conjunto permiten realizar los siguientes movimientos: flexión-extensión, hiperextensión, abducción-aducción, circunducción y oposición.

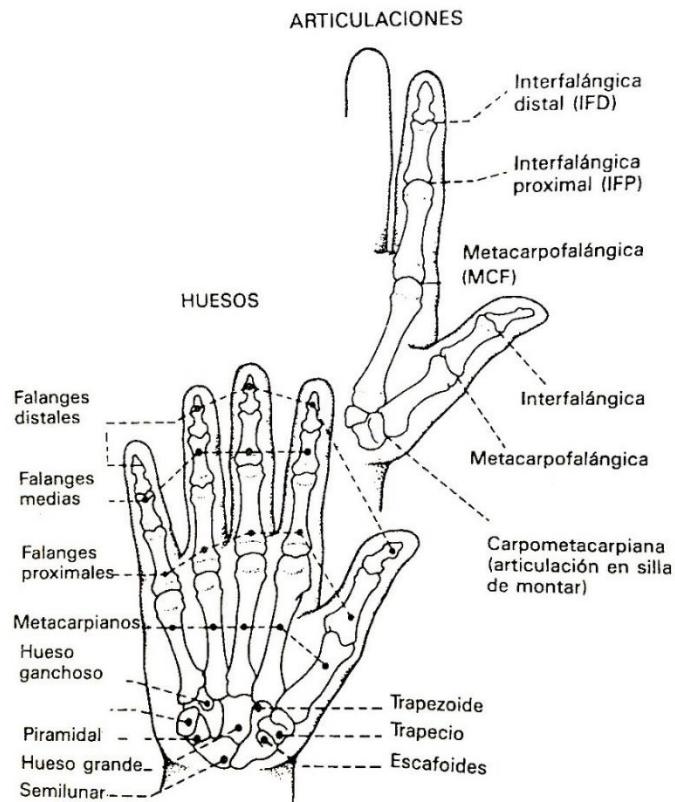


Figura 3.8. Esqueleto de la muñeca y mano. Fuente: (Sociedad Americana de Cirugía de la Mano, pág. 8)

La flexión y extensión de la muñeca, así como la desviación radial y cubital resultan de movimiento radio-carpianos e intercarpianos, mientras que los movimientos de pronación y supinación ocurren merced a las articulaciones radio-cubital proximal y distal. Un sistema bien desarrollado de ligamentos conecta el radio y el carpo, los cuales proveen un arco de movimiento versátil, dando además estabilidad a la muñeca. Los ligamentos más importantes que estabilizan el aspecto radial del carpo son: el ligamento escafoideo-semilunar, el ligamento entre el radio, el escafoideo y el hueso grande y el ligamento entre el radio, el escafoideo y el semilunar (Figura 3.9).

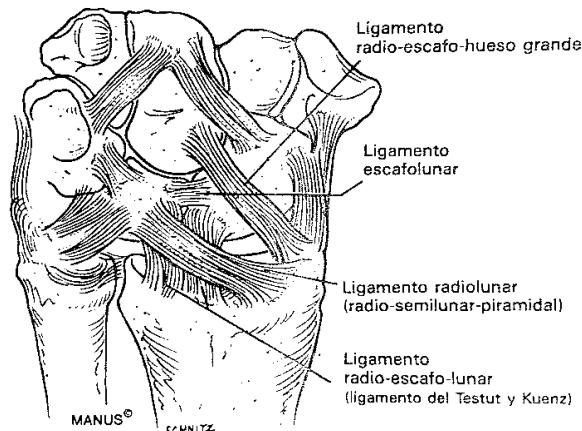
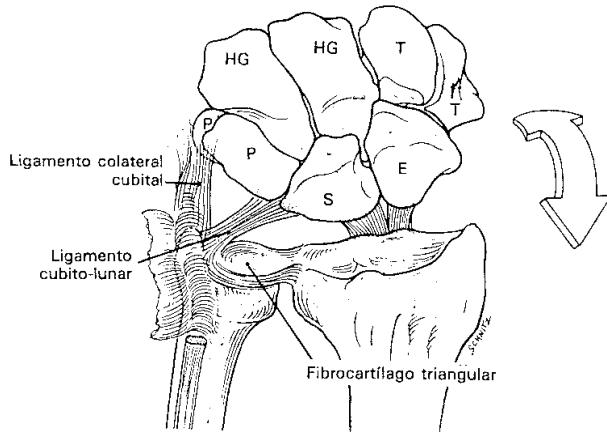


Figura 3.9. Vista palmar de los ligamentos estabilizadores de la articulación radiocarpiana. Fuente: (Sociedad Americana de Cirugía de la Mano)

El estabilizador primario en el lado cubital de la muñeca es el fibrocartílago triangular que se origina en el ángulo dorso-medial de la parte distal del radio. El complejo cúbito-carpiano que estabiliza el aspecto cubital del carpo está formado por el fibrocartílago triangular junto con el ligamento cúbito-semilunar y el ligamento colateral cubital.

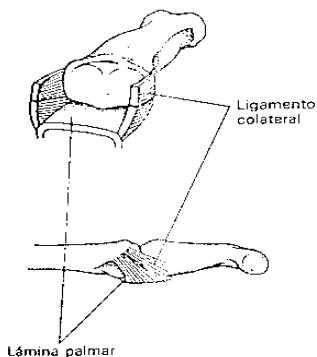


*Figura 3.10. Ligamentos estabilizadores de la articulación cubitocarpiana (muñeca). Fuente: (Sociedad Americana de Cirugía de la Mano)*

Los límites de movimiento de la muñeca son 90° para la extensión, 90° para la flexión, 30° para la desviación cubital y 20° para la desviación radial.

Los metacarpianos de los dedos índice y medio están firmemente adheridos a la fila distal del carpo, la cual está rígidamente interconectada entre sí, formando, con los metacarpianos mencionados, la unidad fija de la mano. De esta unidad está suspendido el componente móvil de la mano: el pulgar, los radios enteros del anular y el meñique (incluyendo los metacarpianos), y las falanges de los dedos índice y medio.

El metacarpiano del pulgar se articula con el trapecio, formando la singular “articulación en silla de montar”, que permite al pulgar una amplia gama de movimientos como se verá más adelante (Figura 3.7). Las articulaciones MCF e IF de los dedos son estabilizadas en ambos lados por los ligamentos colaterales y en la parte palmar, por la lámina palmar fibrocartilaginosa (Figura 3.11). La configuración de la cabeza de los metacarpianos condiciona que los ligamentos colaterales se relajen cuando la articulación está en extensiones, permitiendo así la abducción, aducción y circunducción. Cuando la articulación está en flexión, los ligamentos colaterales MCF se tensan, confiriendo así estabilidad a la articulación.



*Figura 3.11. Ligamentos colaterales y lámina palmar de la articulación IFP*

La configuración articular de las articulaciones IF no permiten movimientos laterales en extensión ni en flexión que sean de importancia. La articulación MCF del pulgar, se parece más a las articulaciones IF de los otros dedos, que a las articulaciones MCF de libre movimiento de los otros dedos.

Es importante mencionar que el dedo pulgar representa el miembro más importante de la mano, sin éste la capacidad de la mano se reduce hasta en un 40%. El dedo pulgar puede realizar los movimientos de cierre y rotación, debido a la gran movilidad de su metacarpó. De esta forma el dedo pulgar puede oponerse al resto de dedos de la mano y conseguir la pinza pulgar-dedos.

Los movimientos esenciales que permiten al pulgar su orientación respecto a la mano se producen a nivel carpometacarpiana del pulgar (Figura 3.8). Dos ejes oblicuos entre sí dirigen los movimientos de antepulsión-retropulsión y aducción-abducción. La amplitud global de antepulsión-retropulsión oscila de 50° a 90° (Figura 3.12.a). El movimiento de retropulsión, se produce cuando el metacarpiano se dirige hacia atrás, a la posición B. El movimiento de antepulsión, se produce cuando el metacarpiano se dirige hacia delante, a la posición C. Los movimientos de aducción-abducción se efectúan en un plano próximo al de la palma de la mano. La amplitud global de abducción-aducción oscila de 40° a 50° (Figura 3.12.b). El movimiento de abducción se produce cuando el metacarpiano se separa, hacia la posición B. El movimiento de aducción, se produce cuando el metacarpiano se aproxima, pasando a la posición C.

Se producen también movimientos de rotación automática cuando se producen movimientos simultáneos en los dos ejes.

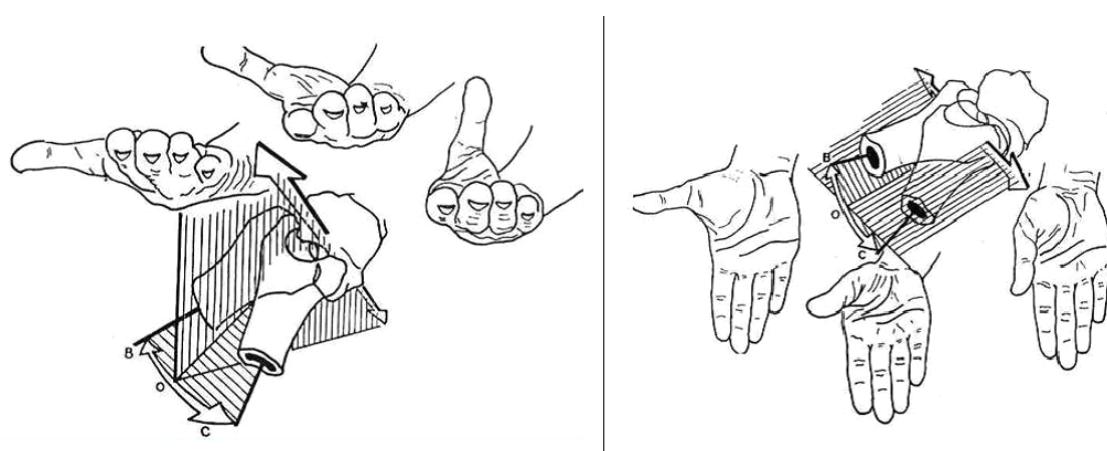


Figura 3.12.a (izquierda) y b (derecha). Movimientos de la articulación MCF del pulgar. Fuente: (Universidad de Zaragoza, s.f.)

Las amplitudes de movimiento de cada una de las dos articulaciones con las que cuenta el dedo pulgar son las siguientes.

- Flexión-extensión metacarpofalángica del pulgar: Describe un ángulo de 50° en flexión. (Figura 3.13.a)
- Flexión-extensión interfalángica del pulgar: Tiene un arco total de movimiento de 90° a 110°, dividiéndose en 90° para flexión y 0° a 20° para la extensión. (Figura 3.13.b)

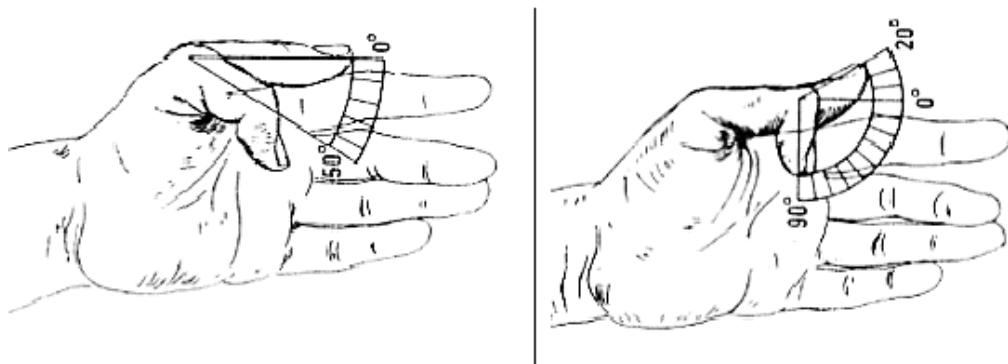


Figura 3.13.a (izquierda); b (derecha). Amplitud de giro en las articulaciones del dedo pulgar. Fuente: (Universidad Nacional Autónoma de México. Arcos y ángulos de movimiento, s.f.)

Los cuatro dedos restantes cuentan con tres articulaciones, enumeradas anteriormente, y cuya amplitud de movimiento se muestra a continuación:

- Flexión-extensión metacarpofalángica: el arco total del movimiento es de  $120^{\circ}$  a  $135^{\circ}$  y está dividido en  $90^{\circ}$  para la flexión y  $30^{\circ}$  a  $45^{\circ}$  para la extensión. (Figura 3.14.a).
- Flexión-extensión interfalángica proximal: arco de movimiento total de  $100^{\circ}$  asociados únicamente para la flexión. (Figura 3.14.b)
- Flexión-extensión interfalángica distal: arco de movimiento total de  $90^{\circ}$  a  $100^{\circ}$  dividido en  $90^{\circ}$  para la flexión y  $0^{\circ}$  a  $10^{\circ}$  para la extensión. (Figura 3.14.c)

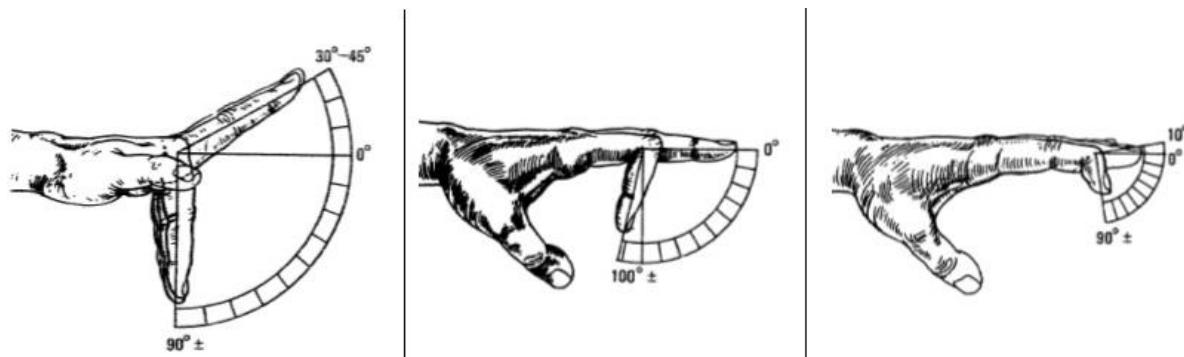


Figura 3.14.a (izquierda); b (centro); c (derecha). Amplitud de movimiento de las tres articulaciones de los dedos. Fuente: (Universidad Nacional Autónoma de México. Arcos y ángulos de movimiento, s.f.)

### 3.1.2 Movimientos coordinados básicos

La gran cantidad de músculos y articulaciones presentes en la mano permiten a esta una gran variedad de configuraciones de agarre, los cuales están directamente relacionados con la geometría del objeto. Estas formas son obtenidas mediante el cambio en la cinemática de la mano. En 1919, Schlesinger (Taylor & Schwart, 1955) desarrolló una clasificación de los posibles movimientos de agarre de la mano humana para el estudio de la destreza de las mismas.

Este autor agrupó en seis categorías las estrategias de agarre de la mano humana: agarre cilíndrico (Cylindrical Grasp), de punta (Tip), de gancho (Hook o Snap), de palma (Palmar), esférico (Spherical Grasp) y de lado (Lateral) (Figura 3.15).

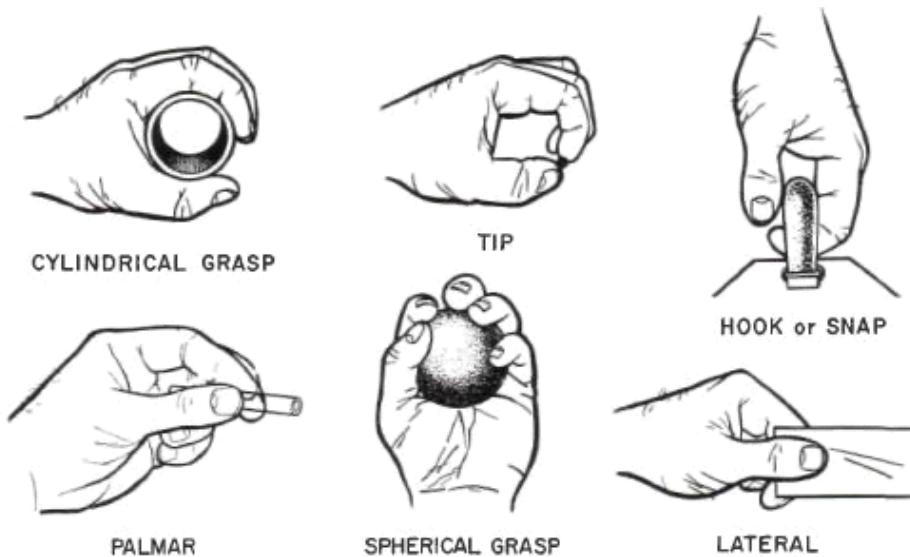


Figura 3.15. Tipos de agarre definidos por Schlesinger. Fuente: (Taylor & Schwart, 1955)

La sujeción cilíndrica se emplea para hacer un agarre prensil de objetos con geometrías continuas como barras. El agarre de punta es para la sujeción de geometrías pequeñas y finas y se utilizan las puntas del dedo I y el dedo II. La sujeción de gancho se aplica regularmente al levantar objetos en los que se involucran cuatro o cinco dedos de la mano. La sujeción palmar se usa para sostener objetos con geometrías variables de mayor longitud. La sujeción esférica se emplea para la sujeción de objetos con una circunferencia definida. Por último, el agarre de lado o lateral es para la sujeción de objetos delgados y planos donde ésta se realiza con la parte interna del dedo I y la parte lateral del dedo II.

### 3.1.3 Músculos de la mano

Los músculos que mueven la mano se dividen en intrínsecos y extrínsecos. Estos últimos se dividen a su vez en extrínsecos flexores y extensores. Los músculos extrínsecos tienen el vientre muscular en el antebrazo y su inserción tendinosa en la mano. Los músculos intrínsecos tienen sus orígenes e inserciones dentro de la mano.

- Los músculos extrínsecos flexores están en la superficie ventral del antebrazo y flexionan la muñeca y los dedos.

Los músculos flexores de la muñeca y de la mano son, el palmar mayor que es el flexor principal de la muñeca, y el cubital anterior que es flexor de muñeca y mano. Son músculos accesorios a estos, el palmar menor (flexor de la muñeca), los músculos flexores de los dedos (común profundo y común superficial), el abductor largo del pulgar (su función es la abducción del pulgar, ampliando la zona útil de la mano, y si continúa abducción de la muñeca) y el flexor largo del pulgar (ejerce flexión de la 3º

falange del pulgar, su acción continuada lleva a la flexión y abducción del metacarpiano y de la muñeca. Es el único flexor largo).

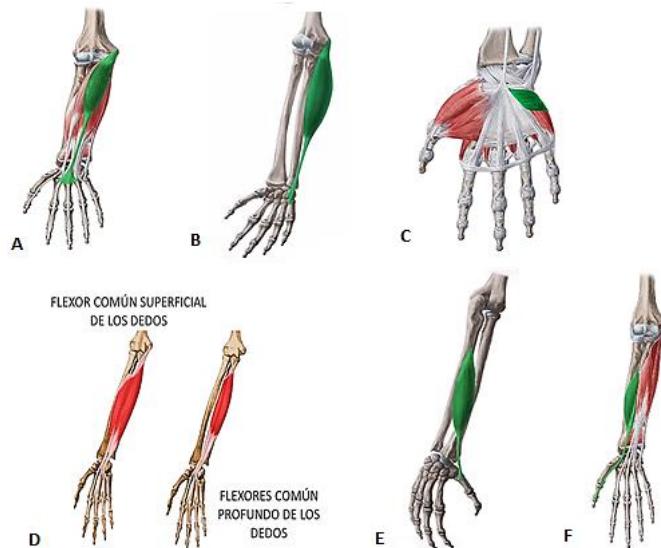


Figura 3.16. Músculos de la mano y antebrazo. A. Palmar mayor, B. Cubital anterior, C. Palmar menor, D. Flexores de los dedos, E. Abductor largo del pulgar, F. Flexor largo del pulgar. Fuente: (Musculos, s.f.)

- Los músculos extrínsecos extensores están en el dorso del antebrazo y extienden la muñeca y los dedos.

Los músculos extensores de la muñeca son el extensor radial largo del carpo o primer radial y el extensor radial corto del carpo o segundo radial. El primero de ellos se encuentra por debajo del supinador largo y por encima del segundo radial. Sobre la muñeca ejerce la función de extensor y abductor. El segundo radial es un músculo grueso y ejerce la función de extensor. Ambos músculos se encuentran en la parte externa del antebrazo (radio) y terminan en el dorso de la mano. Los músculos accesorios a estos son los extensores de los dedos (extensor común de los dedos, extensor propio del meñique, extensor propio del índice, extensor corto del pulgar y largo del pulgar).

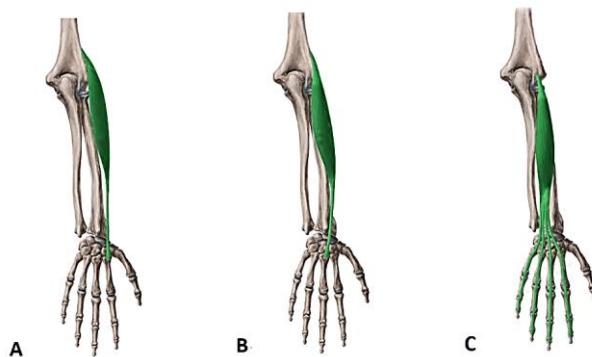


Figura 3.17. Músculos de la mano y antebrazo. A. Extensor radial largo del carpo, B. Extensor radial corto del carpo, C. Extensores de los dedos (común, propio del meñique, propio del índice y, corto y largo del pulgar). Fuente: (Musculos, s.f.)

Los grupos musculares que forman los dedos son:

- Interóseos, se sitúan entre los espacios metacarpianos y sirven para acercar o separar los dedos. Hay de dos tipos, en primer lugar, los interóseos ventrales que son tres y ocupan los tres últimos espacios interóseos, son flexores metacarpofalángicos, extensores interfalángicos y aductores de los dedos 2º, 4º y 5º, y los interóseos dorsales, que son cuatro y están situados en cada uno de los espacios interóseos. Son flexores metacarpofalángicos y extensores interfalángicos, si estas acciones se anulan por otros músculos, se convierten en abductores.

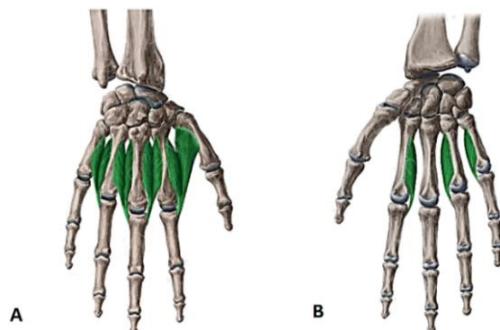


Figura 3.18. Músculos de los dedos. A. Interóseos dorsales, B. Interóseos ventrales. Fuente: (Musculos, s.f.)

- Músculos lumbricales, son cuatro y se originan y terminan en un tendón. No tienen ninguna fijación ósea y juegan un papel fundamental en el equilibrio de los dedos. Son muy potentes al tensar el músculo flexor común profundo. Como los interóseos dorsales y ventrales, realizan la acción de flexión metacarpofalángica y extensión interfalángica.

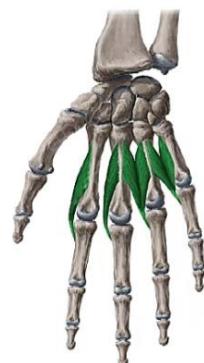


Figura 3.19. Músculos lumbricales. Fuente: (Musculos, s.f.)

- Los músculos destinados al pulgar son seis: aductor (aduce el pulgar en las articulaciones carpometacarpianas y metacarpofalángica), oponente (opone el pulgar y colabora en la aducción), abductor corto (es el más superficial de todos y ejerce flexión metacarpofalángica y abducción y oposición carpometacarpiana), flexor corto (flexión y aducción, ayudando a la oposición del pulgar), flexor largo y abductor largo.

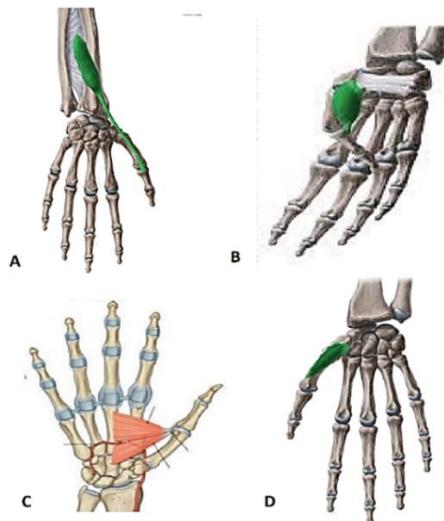


Figura 3.20. Músculos del pulgar. A. Abductor corto del pulgar, B. Flexor corto del pulgar, C. Aductor del pulgar, D. Oponente del pulgar. Fuente: (Musculos, s.f.)

- Los músculos destinados al movimiento del dedo meñique son: oponente (está situado entre el abductor del meñique y los lumbricales), flexor corto (está situado en el lado radial del músculo abductor del meñique y flexiona la 1º falange del meñique), extensor propio del meñique (es el más superficial y posterior estando detrás del índice. Es extensor de la 1º falange del meñique y de la muñeca) y abductor del meñique (realiza una ligera flexión metacarpofalángica y abducción del meñique).

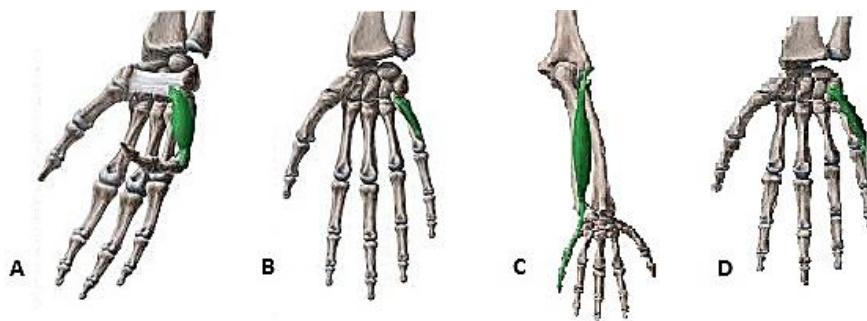


Figura 3.21. Músculos del meñique. A. Flexor corto, B. Oponente, C. Extensor propio del meñique, D. Abductor. Fuente: (Musculos, s.f.)

### 3.1.4 Fuerza máxima de agarre con la mano y fuerza máxima en la articulación de la muñeca

A modo de poder evaluar la fuerza de agarre de la prótesis diseñada, se realiza un estudio sobre la fuerza de agarre de una mano humana sana.

Armstrong (2002), en su investigación encontró que la fuerza de agarre promedio para mujeres es de  $244 \pm 49$  Newton y para hombres es de  $444 \pm 66$  Newton (Promedio  $\pm$  Desviación estándar), como se muestra en la siguiente figura. Menciona que los factores importantes que afectan a la fuerza son: postura, género, mano dominante y no dominante, edad / condición, Fatiga y Guantes.

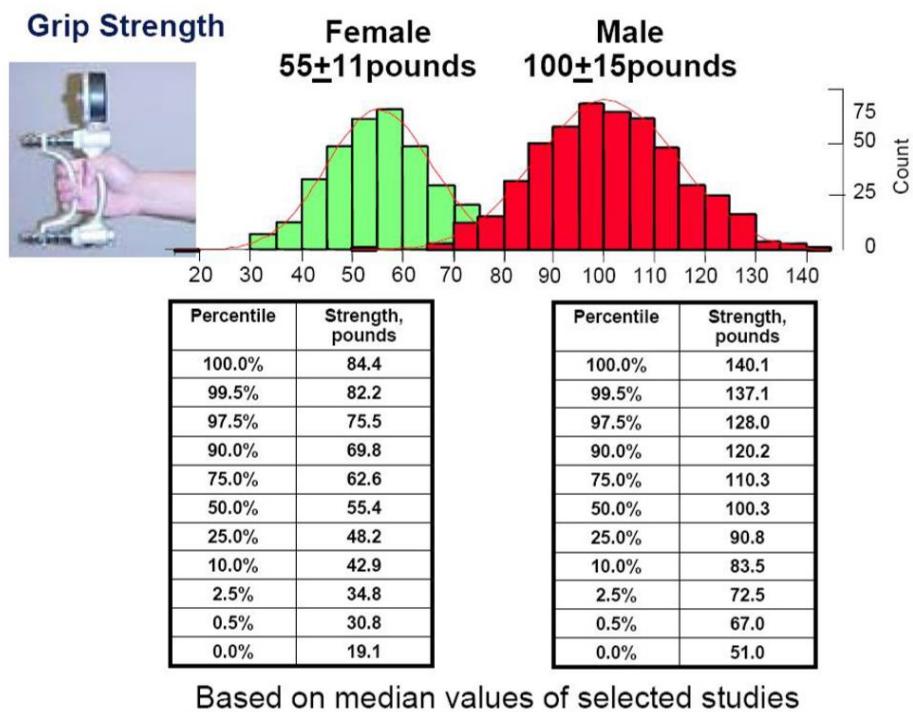


Figura 3.22. Fuerza de agarre con la mano. Fuente: (Armstrong, 2002)

Debido a que el funcionamiento de la prótesis diseñada consistirá en producir la flexión de los dedos como consecuencia de la flexión de la muñeca del paciente, se realiza también un estudio sobre la fuerza de flexión y extensión de la muñeca.

Los datos sobre el par de flexión y extensión producido por la muñeca se extraen de una investigación de (Yuichi, Yuine, Kazuki, Tung, & Ishii, 2015) miembros del Departamento de Cirugía Ortopédica y la Universidad Médica de Tokio Ibaraki Medical Center.

Veinte muñecas de 10 voluntarios asintomáticos fueron evaluadas. El aparato para medir el par de la muñeca consistía en un mango con un sensor de fuerza y una mesa para colocar el antebrazo en diferentes posiciones. El antebrazo del examinado se aseguró a la mesa. Se solicitó a los participantes que se esforzaran en la contracción isométrica máxima para la flexión o extensión de la muñeca, y que la mantuvieran durante 5 s. Se evaluaron tres posiciones del antebrazo: neutral, pronación y supinación.

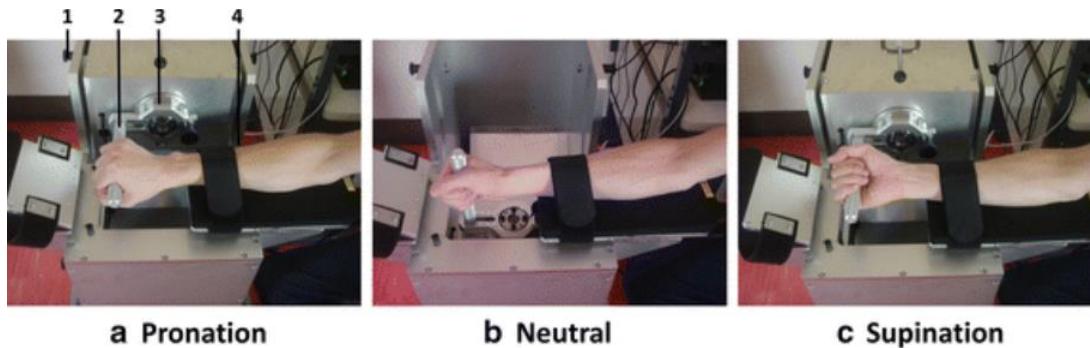


Figura 3.23. Configuración experimental. 1) Bloqueo para cambiar la dirección del mango, 2) asas, 3) sensores de par, 4) antebrazo. a) Posición de Pronación. b) Posición neutral. c) Posición de supinación. Fuente: (Yuichi, Yuine, Kazuki, Tung, & Ishii, 2015)

Los resultados obtenidos de los pares máximos de flexión y extensión de la muñeca se muestran en la siguiente figura. Los pares máximos de flexión de la muñeca fueron de  $8,0 \pm 3,0$ ,  $8,3 \pm 3,1$  y  $11,9 \pm 2,9$  Nm en las posiciones neutra, pronación y supinación, respectivamente. Los pares máximos de extensión de la muñeca fueron  $4,6 \pm 1,0$ ,  $6,5 \pm 1,4$  y  $5,5 \pm 1,2$  Nm en las posiciones neutra, pronación y supinación, respectivamente.

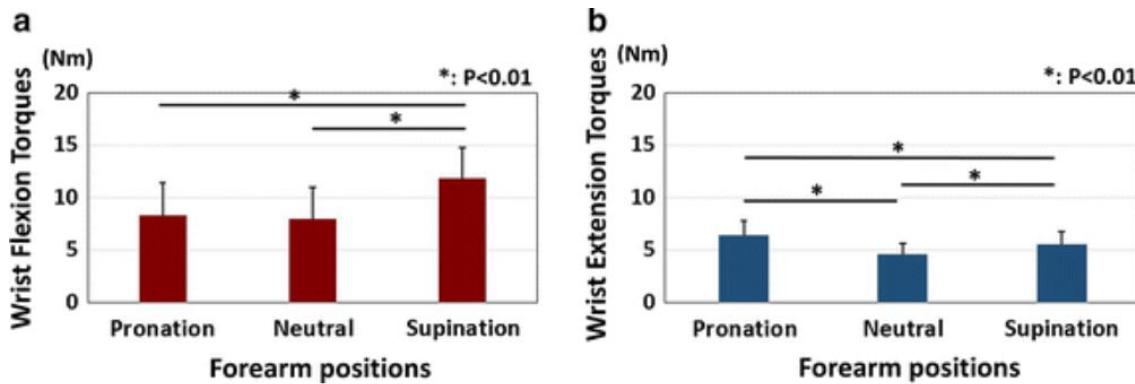


Figura 3.24. Resultados del torque de la muñeca. a) Resultados de los pares de flexión de la muñeca. b) Resultados de los pares de extensión de la muñeca. El asterisco muestra diferencias significativas entre las posiciones. Fuente: (Yuichi, Yuine, Kazuki, Tung, & Ishii, 2015)

La generación de fuerza muscular está influenciada por la longitud del sarcómero<sup>1</sup> y el comportamiento del tendón. El brazo de momento está determinado por la línea de fuerza de la unidad músculo-tendón y el centro de rotación de la articulación. Las alteraciones en la fuerza muscular o el brazo de momento afectan la salida de torque. Hay cinco tendones que se mueven en la muñeca: extensor radial largo del carpo (ECRL), extensor radial corto del carpo (ECRB), cubital extensor (ECU), flexor radial del carpo (FCR) y cubital flexor cubital (FCU). El momento en que la contribución de cinco músculos a la articulación de la muñeca se estimó multiplicando el brazo de momento del músculo por su área de sección transversal fisiológica. Los músculos principales de trabajo son FCR y FCU para la flexión de la muñeca, y el ECRB para la extensión de la muñeca.

Otro factor que puede afectar los pares de la muñeca es la relación posicional de los huesos.

## 3.2 Amputaciones y sus causas

La amputación es una condición adquirida cuyo resultado es la separación o corte de una parte del cuerpo, generalmente de un miembro inferior o superior. Las amputaciones pueden ser traumáticas, quirúrgicas o congénitas. Es importante diferenciar la amputación de la desarticulación, que se produce cuando la amputación es a nivel de la línea articular.

<sup>1</sup> Sarcómero: La sarcómera es la unidad anatómica y funcional del músculo, formada de actina y miosina. La contracción del músculo consiste en el deslizamiento de los miofilamentos de actina sobre los miofilamentos de miosina.

- La **amputación traumática** corresponde a la amputación que se produce como consecuencia de un traumatismo. Puede ser completa, con separación total del segmento amputado, o parcial, donde el segmento amputado queda conectado a través de alguna conexión de tejido a la extremidad. Es la primera causa de amputación del miembro superior en adultos.
- La **amputación quirúrgica** consiste en la extirpación quirúrgica de una parte del cuerpo tras un proceso de planificación de la cirugía. Dentro de éstas se pueden incluir las amputaciones cerradas, donde el extremo del hueso se cubre con un colgajo de tejido muscular y cutáneo modelado para tal fin, y las amputaciones abiertas, en las que la piel no se cierra sobre el extremo del muñón. Se suelen realizar cuando existen infecciones, tumores, flujo sanguíneo deficiente, así como en heridas traumáticas graves con destrucción extensa del tejido y gran contaminación.
- La **amputación congénita** es la causa más común de amputaciones en niños de menos de 5 años por la ausencia congénita de extremidades y las malformaciones de miembros. Representa un 2,8% de todas las amputaciones. La amputación congénita incluye la ausencia o malformación, parcial o completa, de un miembro o parte corporal en el momento del nacimiento y se considera un trastorno de la formación del mismo. La tragedia de la talidomida<sup>2</sup> incrementó considerablemente este tipo de deformidades durante las décadas de 1950 y 1960.

Las amputaciones congénitas a su vez se clasifican en deficiencias transversales y longitudinales. Las transversales son aquellas en la que la extremidad aparece amputada en el sentido transversal a su eje. Las deficiencias longitudinales son aquellas en al que se observa la ausencia de segmentos en las extremidades en sentido longitudinal. Se describen nombrando los huesos afectados desde el proximal al distal secuencialmente. Se describe si la ausencia del hueso es total o parcial. La etiología de las malformaciones es difícil de determinar y solo en el 40% de los casos se llega a conocer la causa. Puede tener un origen genético o ambiental (agente teratógeno).

Intentar hacer una clasificación completa de estas malformaciones congénitas es difícil. Se trata de displasias de todo el miembro en la cual frecuentemente se asocian anomalías de varios huesos en una o varias extremidades. Por ello, se expondrán las principales malformaciones congénitas transversales del miembro superior, que son las de interés para el presente proyecto. ( Figura 3.25)

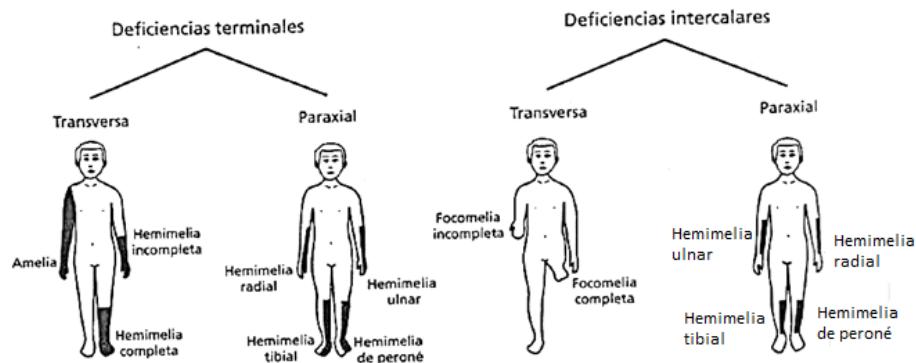
- Amelia superior: desarticulación del hombro.

---

<sup>2</sup> Talidomida: es un fármaco que fue desarrollado por la compañía farmacéutica alemana Grünenthal GmbH y comercializado entre los años 1957 y 1963 como sedante y como calmante de las náuseas durante los tres primeros meses de embarazo el cual provocó miles de nacimientos de bebés afectados de focomelia. Fuente: Wikipedia

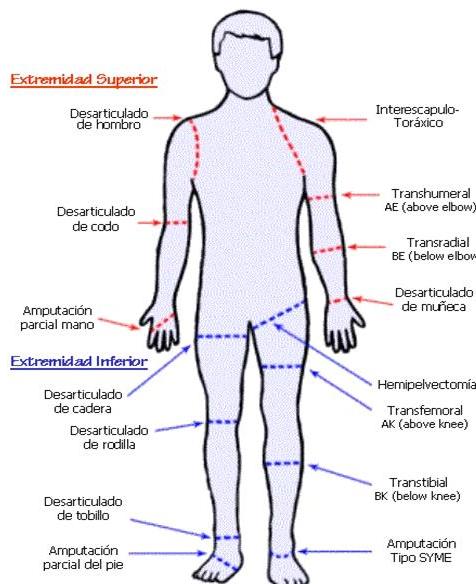
## ANÁLISIS Y MEJORA DEL DISEÑO DE UNA MANO PROTÉSICA

- Focomelia superior: agenesia<sup>3</sup> de un segmento intermedio en la extremidad.
- Hemimelia cubital: Ausencia de la mitad de la extremidad. Se presenta generalmente como una mano montada en el extremo distal del radio con ausencia del cúbito.
- Afalangia: falta de falanges de los dedos. La falta de dedos completos se denomina adactilia y si faltan todos los dedos constituyen la llamada mano metacarpiana.



*Figura 3.25. Deficiencias congénitas de las extremidades. Fuente: Hospital Guillermo Almenara*

Dependiendo del nivel de amputación, se puede distinguir diferentes tipos de amputaciones y desarticulaciones en el cuerpo humano tal y como se muestra en la Figura 3.26. Las amputaciones del miembro superior son estudiadas con más detenimiento en el siguiente apartado.



*Figura 3.26. Amputaciones de las extremidades. Fuente: Departamento de medicina de rehabilitación Hospital Base Guillermo Almenara Irigoyen*

<sup>3</sup> Agenesia: Desarrollo defectuoso. Fuente: Real Academia de la Lengua Española

### 3.2.1 Amputaciones del miembro superior

#### 3.2.1.1 Amputaciones en la mano

**Amputación de los dedos.** En general, el nivel de amputación viene determinado por el grado de la lesión. Si la lesión afecta sólo al índice al dedo meñique, es poco probable que pueda ejercer una función útil, excepto si todavía queda una falange y media. Los dedos medio y anular se amputan mejor y dejan un muñón confortable y móvil. Incluso un muñón muy corto, por ejemplo la falange proximal, puede tener cierto valor funcional definido y, en una posición de medio cierre, por lo menos estéticamente aceptable. Las amputaciones de cualquiera de estos dedos, en las que se reseca<sup>4</sup> el hueso metacarpiano por razones cosméticas, pueden alterar seriamente la función y rara vez son aconsejables.

Hay que conservar la mayor parte del pulgar durante tanto tiempo como sea posible. Cualquier muñón cubierto de una piel sensible puede ser de gran valor.

En la siguiente figura, en 1) se observan las diferentes incisiones que se pueden realizar y en 2) la relación del hueso con respecto a la incisión y el aspecto final de la mano. A: Desarticulación a nivel de la falange proximal del dedo índice. B: Amputación a nivel de la diáfisis<sup>5</sup> del metacarpiano del dedo índice y a nivel de la base de la falange intermedia del dedo anular. C: Amputación a nivel de la base del metacarpiano del dedo meñique. D: Amputación a nivel de la base de la falange proximal de los dedos medio y meñique. E: Amputación a nivel de la base de la falange intermedia.

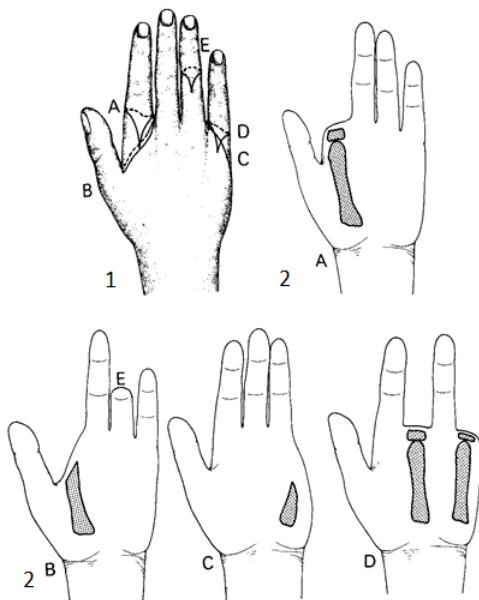


Figura 3.27. Amputaciones digitales. 1) Incisiones y 2) Relación del hueso con respecto a la incisión y aspecto final de la mano. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985)

<sup>4</sup> Resecar: Extirpar total o parcialmente un órgano o tejido. Fuente: Real academia de la lengua Española

<sup>5</sup> Diáfisis: Porción central o cuerpo de los huesos largos. Fuente: Wikipedia

### 3.2.1.2 Amputaciones en la muñeca

**Desarticulación de la muñeca:** Las indicaciones de la desarticulación de la muñeca son raras y por lo general relacionadas con traumatismos severos de la mano en los que ha habido una pérdida considerable de tejido dotado de sensibilidad. Ante todo, es preciso conservar cualquier tejido dotado de sensibilidad. Incluso los huesos del carpo y remanentes de los metacarpianos, siempre que estén recubiertos de piel viable, pueden ser útiles, puesto que también se pueden conservar los extensores y flexores de la muñeca. Estos remanentes ayudados por un simple pilar, fijado por un brazalete rígido al brazo, pueden producir una mejor función que una desarticulación a nivel de la muñeca.

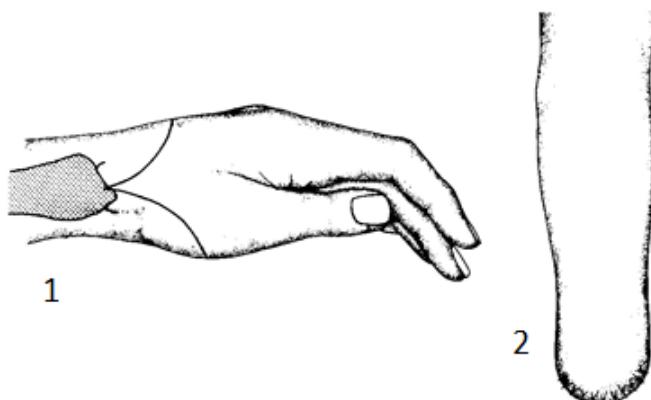


Figura 3.28. Amputación a nivel de la muñeca. 1) Incisión de la piel. 2) Muñón de amputación. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985)

### 3.2.1.3 Amputaciones en el antebrazo

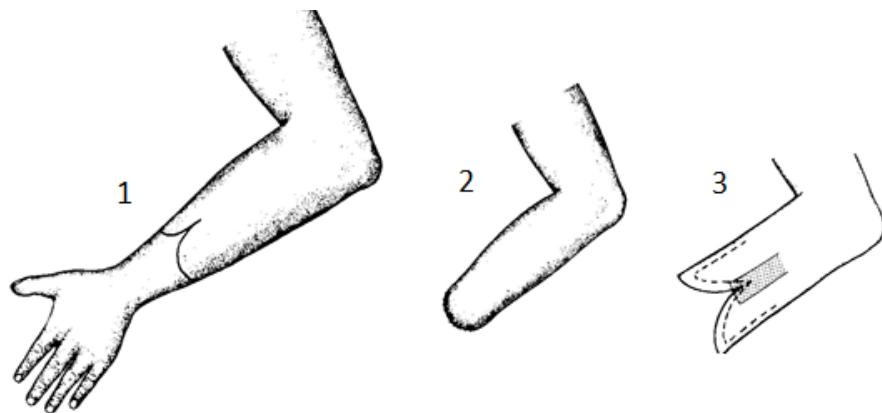
Las indicaciones usuales de amputación a nivel del antebrazo son algunos traumatismos severos, que afectan a la muñeca y la mano, y en ocasiones el tratamiento de una sepsis<sup>6</sup> o de un tumor de la mano.

El muñón debe ser tan largo como sea posible. Sin embargo, una amputación demasiado distal, aunque tiene la ventaja de una palanca más larga, sufre a menudo de una piel fría y cianótica<sup>7</sup>, con poco tejido subcutáneo y muscular recubriendo los extremos óseos. Por lo tanto la distancia ideal corresponde aproximadamente a la unión de los dos tercios proximales y al tercio distal del antebrazo.

---

<sup>6</sup> Septicemia: Infección generalizada producida por la presencia en la sangre de microorganismos patógenos o de sus toxinas. Fuente: Real academia de la lengua española.

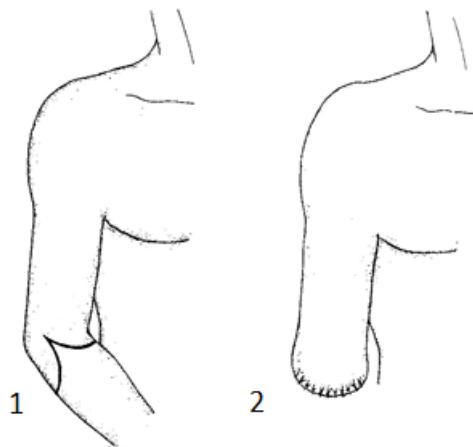
<sup>7</sup> Cianosis: Coloración azul y alguna vez negruzca o lívida de la piel, debida a trastornos circulatorios. Fuente: Real academia de la lengua española.



*Figura 3.29. Amputación a nivel del tercio medio del antebrazo. 1) Incisión de la piel. 2) Muñón de amputación terminado. 3) Relación de la incisión de la piel con la línea de sección ósea. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985)*

#### 3.2.1.4 Amputaciones en el codo

En ocasiones la extensión del traumatismo o de la enfermedad que afecta a la mano y al antebrazo puede ser demasiado grande para permitir la elaboración de un muñón útil por debajo del codo. Se lleva a cabo la desarticulación del codo mediante la conservación del muñón bulboso.



*Figura 3.30. Desarticulación a nivel del codo. 1) Incisión de la piel. 2) Muñón de amputación terminado. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985)*

#### 3.2.1.5 Amputaciones en el brazo

**Amputación a nivel del húmero:** La indicación más común es el traumatismo severo del antebrazo. En ocasiones se puede utilizar esta amputación en casos de sepsis o de tumores malignos. El nivel ideal se sitúa a unos 10 cm por encima de la articulación del codo, que deja espacio para el mecanismo del codo en la prótesis y proporciona la longitud ideal del muñón para adaptar la prótesis. Por encima de este nivel hay que dejar un muñón tan largo como sea posible.

**Amputación a nivel del cuello del húmero:** Esta operación deja al paciente sin un muñón funcional y no debe practicarse cuando es posible dejar un muñón humeral con una longitud de hasta tres traveses<sup>8</sup> de dedo por debajo del pliegue axilar anterior. Ésta constituye la longitud crítica mínima a la cual se puede adaptar una prótesis del miembro superior.

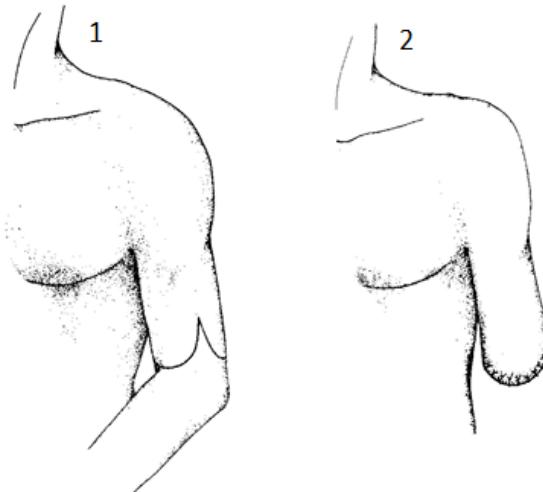


Figura 3.31. Amputación a nivel del tercio inferior del brazo. 1) Incisión de la piel. 2) Muñón de amputación terminado. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985)

### 3.2.1.6 Amputaciones en el hombro

**Desarticulación del hombro:** Cuando la amputación se practica por un tumor maligno del extremo inferior del húmero, no hay alternativa aparte de la desarticulación del hombro.

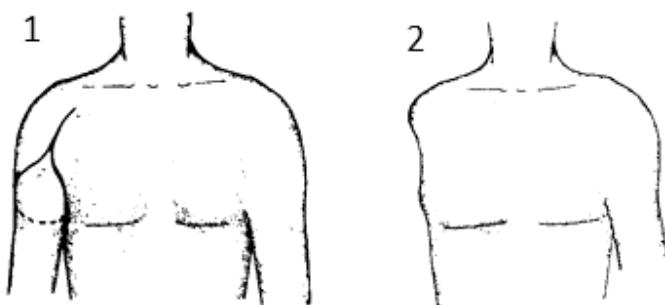


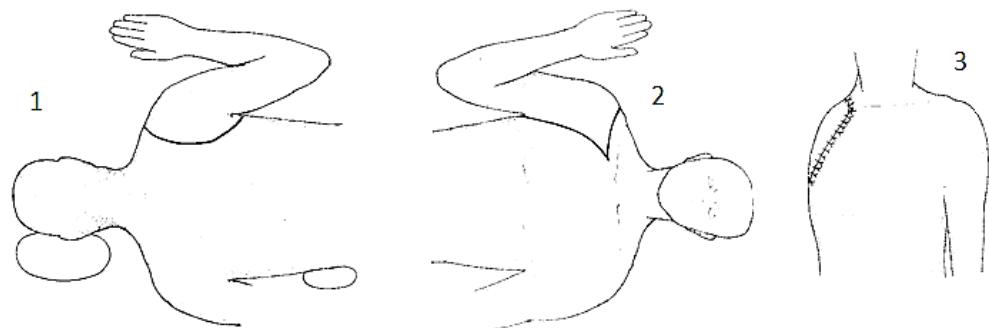
Figura 3.32. Desarticulación del hombro. 1) Incisión en raqueta. 2) Contorno del muñón de amputación una vez terminado. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985)

**Amputación interescapulotorácica:** Esta amputación es practicada en muy pocas ocasiones y sólo está indicada en casos de tumores malignos de la región del hombro y

<sup>8</sup> Través de dedo: medida de longitud. Fuente: Real academia de la lengua española.

### 3 ESTUDIO DE LA MANO HUMANA

cuando las intervenciones menos mutilantes de desarticulación del hombro o de amputación a nivel del cuello del húmero ya no son practicables.



*Figura 3.33. Amputación interescapulotorácica. 1) Aspecto posterior de la incisión cutánea y posición para el acceso posterior. 2) Aspecto anterior de la incisión cutánea y posición para el acceso anterior. 3) Contorno final y muñón terminado. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985)*

## 4 ESTADO DEL ARTE

Este capítulo se centra en el estudio de los diferentes tipos de prótesis existentes incluyendo una pequeña reseña histórica de las mismas. A su vez, se realiza un análisis de las tecnologías existentes de fabricación aditiva, con especial hincapié en la tecnología de modelado por deposición fundida, pues es esta la que se usará para la fabricación de la prótesis diseñada.

### 4.1 Prótesis de la mano

La protetización del miembro superior constituye un objetivo de investigación dirigido especialmente a la restauración de la funcionalidad y la cosmética de la mano humana.

El objetivo es ambicioso si se considera la complejidad de su función. La mano humana no es solamente un órgano prensil necesario para desarrollar las diversas actividades diarias necesarias. Es, además, un instrumento altamente especializado dotado de sensibilidad que permite explicar gran número de funciones diversas. De todo esto se desprende la dificultad inherente al proceso de diseño y construcción de una prótesis de mano.

Se asocia de manera inmediata las prótesis con la ortopedia, pero hay que distinguir entre la prótesis y la órtesis, ya que muy a menudo se confunde su significado.

Una prótesis es una extensión artificial que reemplaza una parte del cuerpo que no existe, bien por amputación o por el desarrollo incompleto o imperfecto de un órgano o de alguna de sus partes, término que como ya se ha visto es conocido como agenesia. Por lo tanto, una prótesis para el paciente y en particular para el amputado, también colabora con el desarrollo psicológico del mismo, creando una percepción de totalidad al recobrar movilidad y aspecto.

Como elemento de ayuda a las personas, en el campo relacionado con la medicina, y sin que pueda olvidarse en ningún momento la importancia que para ello tiene la ingeniería, se encuentran las denominadas órtesis. Las órtesis, y en concreto las de miembro superior, son dispositivos que adaptados externamente sobre cualquier región anatómica de la extremidad superior modifican sus características estructurales o funcionales, con el fin de mantener, mejorar o restaurar la función alterada de la citada extremidad o de alguno de sus segmentos.

#### 4.1.1 Las primeras prótesis del miembro superior

En el avance de las prótesis para mano ha ido siempre con el avance de la tecnología y los diferentes tipos de materiales que se ha ido utilizando por el hombre, como así se han mejorado el conocimiento de la anatomía del cuerpo del ser humano. La primera prótesis de miembro superior registrada data del año 2.000 a. C., fue encontrada en una momia egipcia. La prótesis estaba sujetada al antebrazo por medio de un cartucho adaptado al mismo.

#### 4 ESTADO DEL ARTE

Con el manejo del hierro, el hombre pudo construir manos más resistentes y que pudieran ser empleadas para portar objetos pesados. En la búsqueda de mejoras en el año 1.400 se fabricó la mano de alt-Ruppin (Universidad Nacional Autónoma de México, s.f.) construida también en hierro, constaba de un pulgar rígido en oposición y dedos flexibles, los cuales eran flexionados pasivamente, éstos se podían fijar mediante un mecanismo de trinquete y además tenía una muñeca móvil.



Figura 4.1. Mano de alt-Ruppin construida con hierro en el año 1400. Fuente: (Universidad Nacional Autónoma de México, s.f.)

El avance considerable de las prótesis de mano, llega hasta el siglo XVI gracias al militar francés Ambroise Paré, el cual construye una prótesis con un mecanismo muy sencillo pero a la vez muy útil para la época, para un paciente con desarticulación del codo.

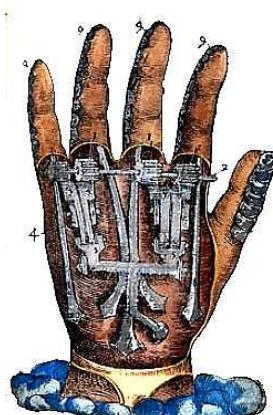


Figura 4.2. Prótesis de mano construida por el militar francés Ambroise Paré en el siglo XVI. Fuente: (Cabacas, 2014)

En los siglos posteriores se implementan materiales como la madera, los polímeros y el cuero. Se utilizan nuevos artículos como los resortes que contribuyen también al desarrollo de nuevos mecanismos para la fabricación de elementos de transmisión de la fuerza con sistemas innovadores. En el siglo XX. las prótesis fueron una ayuda muy importante para las personas en su vida laboral la cual les ayudo para trabajo de fuerza o de presión.

##### 4.1.2 Clasificación de las prótesis del miembro superior

Una prótesis es una extensión artificial que reemplaza una parte faltante del cuerpo. Las hay de dos tipos, pasivas y activas. Las primeras también suelen ser llamadas cosméticas ya que

no tienen movimiento propio y su función es puramente estética. Las prótesis activas se clasifican a su vez en mecánicas, eléctricas, neumáticas, mioeléctricas e híbridas.

#### 4.1.2.1 Prótesis pasivas

Son denominadas también prótesis estéticas, dado que solo cubren el aspecto estético, de donde toman su nombre. Sirven para restablecer el aspecto exterior y deben satisfacer las exigencias del paciente con respecto a la conformación, aspecto, confort y peso de la prótesis. Para las fabricarlas se emplean de manera recurrente tres materiales: PVC rígido, látex flexible o silicona. Estos materiales se caracterizan por ser más livianos y requieren menos mantenimiento porque tienen menos piezas móviles que otras opciones protésicas. En la siguiente figura se muestran algunas de estas prótesis.



*Figura 4.3. Prótesis de mano y dedo pasivas. Fuente especificada no válida.*

#### 4.1.2.2 Prótesis activas

Las prótesis activas o funcionales, a diferencia de las anteriores, proveen cierta movilidad intentando suplir las funciones del miembro natural amputado. En cuanto a las prótesis funcionales como ya se ha marcado, se pueden clasificar en mecánicas, eléctricas, neumáticas, mioeléctricas e híbridas, siendo las mioeléctricas las que ofrecen una mejor solución en cuanto al número y fuerza de los agarres, aunque tiene un mayor peso y precio.

### **Prótesis mecánicas**

Las prótesis mecánicas o de tiro, son prótesis con dispositivos de apertura y cierre mediante cables y cintas de sujeción unidos al cuerpo y que se abren o cierran a voluntad por la tracción ejercida por el tensor.

Este tipo de prótesis son funcionales pero con limitaciones de movimientos, ya que necesitan de la energía propia y obligan a hacer movimientos de tensión para su funcionalidad, controlándose mediante correajes que controlan las funciones de la mano y el codo a través de los movimientos del muñón o del hombro dependiendo del nivel de amputación. Estos elementos se recubren con un guante para dar una apariencia más estética, sin embargo se limita al agarre de objetos relativamente grandes y redondos ya que el guante estorba al querer sujetar objetos pequeños.



Figura 4.4. Esquema prótesis mecánica (izquierda) y prótesis mecánica para amputación a nivel del antebrazo.

Fuente: (Universidad Nacional Autónoma de México, s.f.)

El tamaño de la prótesis y el número de ligas que se requiera dependiendo de la fuerza y el material para su fabricación varían de acuerdo a las necesidades de cada persona.

El sistema puede estar constituido por una mano o también se puede utilizar un gancho como aparato de prensión, siendo estos especialmente apropiados para actividades de precisión, para sujetar objetos pequeños, utilizándose principalmente este tipo de terminaciones para actividades laborales manuales.

En el caso de amputaciones transhumerales, las manos mecánicas realizan la apertura o cierre por medio de un arnés el cual se sujet a alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo controlado por el usuario. Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio del arnés para su apertura o cierre, y el cierre o apertura se efectúa solo con la relajación del músculo respectivamente gracias a un resorte.

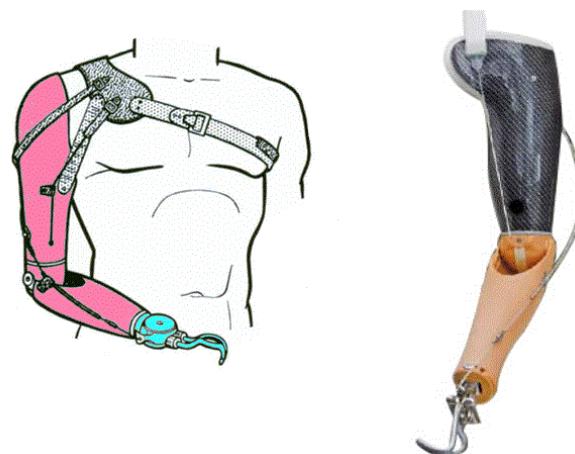


Figura 4.5. Prótesis mecánica para amputación Transhumeral. Fuente: (G., 2005)

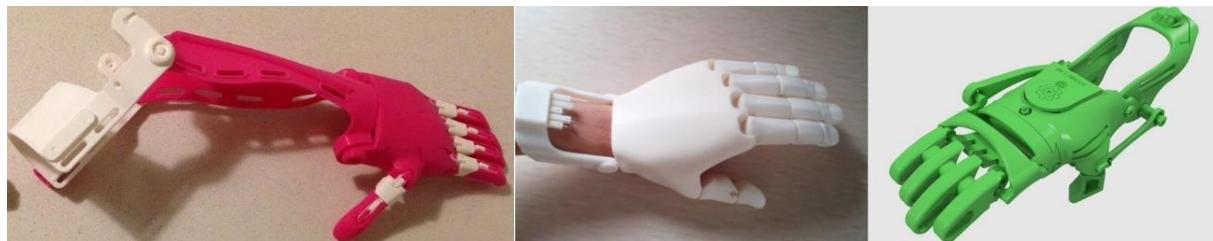
Para este tipo de prótesis es necesario que el usuario posea al menos un movimiento general de: expansión del pecho, depresión y elevación del hombro, abducción y aducción escapular y flexión glenohumeral<sup>9</sup>.

---

<sup>9</sup> Glenohumeral: articulación del hombro. Fuente: Cirugía del hombro.

La prótesis que se muestra en la Figura 4.5 es una prótesis mecánica con cable y un gancho doble que funciona de manera relativamente simple. El cable va de la prótesis hacia el muñón y pasa por detrás de la espalda hasta un arnés situado en el otro hombro. Cuando mueve los hombros hacia adelante, se amplía la distancia entre los omóplatos y el cable se estira varios centímetros, abriendo el gancho contra los resortes o bandas elásticas. Cuando relaja los hombros, el cable se afloja y los resortes o bandas elásticas cierran el dispositivo.

Para un nivel de amputación menos severa y gracias al desarrollo actual de la fabricación aditiva, existen diferentes diseños de prótesis mecánicas en formato .stl para ser descargados de internet de forma gratuita (Enabling The Future, s.f.) (Trucos optimistas, 2017) y posteriormente ser fabricados por impresión 3D. La mayoría de estas prótesis son diseñadas por médicos e ingenieros de manera altruista. Su funcionamiento es similar al explicado en la prótesis anterior, a excepción de que el cierre de la mano es causado por el movimiento de flexión del muñón de la mano o del antebrazo (flexión de la muñeca y del codo respectivamente).



*Figura 4.6. Prótesis mecánicas fabricadas por impresión 3D. Fuente: (Enabling The Future, s.f.)*

Existen distintas plataformas web donde se ofrece un amplio catálogo de archivos .stl<sup>10</sup> de prótesis para diferentes niveles de amputaciones y con particulares características. Dos ejemplos de este tipo de web solidarias son Trucos Optimistas<sup>11</sup> y Enabling The Future<sup>12</sup>, donde creando una cuenta de usuario, cualquier persona puede tanto donar nuevos diseños de prótesis como descargar los ya existentes para su mejora o su uso en pacientes.

La primera, se trata de un rincón solidario y creativo donde se pueden encontrar soluciones que faciliten el día a día de personas con diversidad funcional. La segunda de ellas fue creada por Ivan Owen en 2013. Lo forman un increíble grupo de personas de todo el mundo que utilizan sus conocimientos de diseño y sus impresoras 3D para crear manos y brazos libres impresos en 3D para aquellos que necesitan un dispositivo de asistencia para miembros superiores.

<sup>10</sup> STL: (siglas provenientes del inglés "Standard Triangle Language") es un formato de archivo informático de diseño asistido por computadora (CAD) que define geometría de objetos 3D, excluyendo información como color, texturas o propiedades físicas que sí incluyen otros formatos CAD. Fuente: Wikipedia

<sup>11</sup> Trucos Optimistas: <https://trucosoptimistas.org/>

<sup>12</sup> Enabling The Future: <http://enablingthefuture.org/>

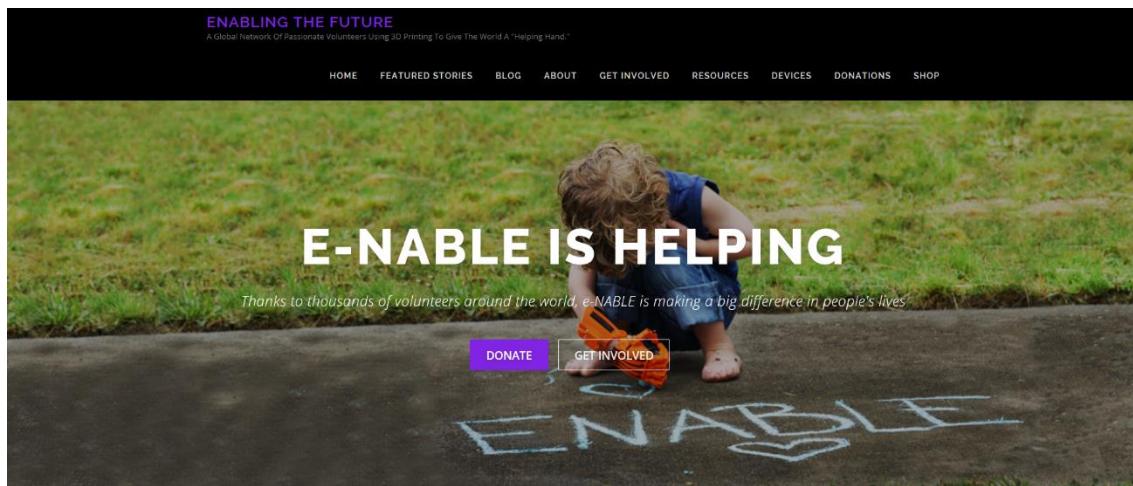


Figura 4.7. Página principal de la web Enabling The Future. Fuente: (Enabling The Future, s.f.)

## Prótesis eléctricas

Estas prótesis usan como fuente de energía implementos electrónicos como son motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo con una batería recargable. Las prótesis eléctricas se controlan de varias formas, ya sea con un servocontrol, control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés. En ciertas ocasiones se combinan éstas formas para su mejor funcionalidad. Se usa un socket que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón logrando la suspensión de éste por una succión. Su adquisición y reparación son costosas, existiendo otras desventajas evidentes como son el cuidado a la exposición de un medio húmedo y el peso de la prótesis.



Figura 4.8. Prótesis de mano eléctrica MyoHand. Fuente: (Pineda, 2013)

## Prótesis neumáticas

Las prótesis neumáticas son dispositivos que utilizan aire comprimido como fuente de energía para producir el movimiento de la prótesis. Utilizan actuadores por músculos neumáticos. Tienen como ventaja principal una gran rapidez y una mayor fuerza. Como desventaja, destaca su alto coste en mantenimiento y la complejidad de sus aparatos accesorios.

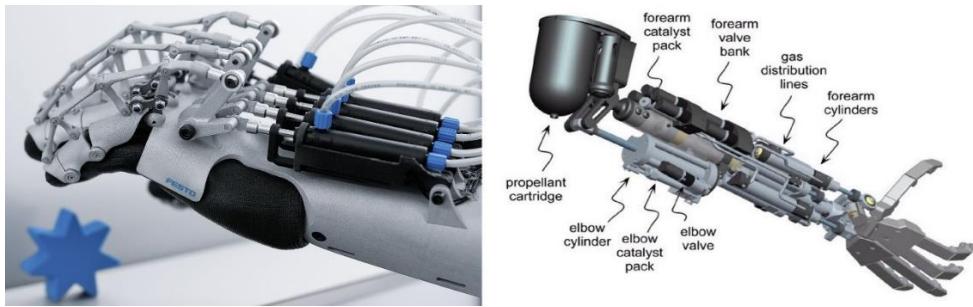


Figura 4.9. Prótesis de mano neumática. Fuente: (Festo, s.f.)

### Prótesis híbridas

Las prótesis híbridas son las que combinan la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad en una sola prótesis. En su gran mayoría, las prótesis híbridas sirven para individuos que tienen amputaciones o deficiencias transhumerales (arriba del codo). Las prótesis híbridas utilizan con frecuencia un codo accionado por el cuerpo y un dispositivo terminal controlado de forma mioeléctrica, ya sea un gancho o mano.

### Prótesis mioeléctricas

Se trata de prótesis electrónicas controladas por medio de un poder externo bioeléctrico. Hoy en día son el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación, ya que sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación.

El control mioeléctrico es probablemente el esquema de control más popular. Se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica (EMG) que es creada por la interacción química en el cuerpo. Esta señal es muy pequeña (de 5 a 20  $\mu\text{V}$ ) y se capta con electrodos superficiales que entran en contacto con la superficie de la piel.

Este tipo de prótesis tiene la ventaja de que sólo requieren que el usuario flexione sus músculos para operarla, a diferencia de las prótesis accionadas por el cuerpo que requieren un movimiento general, además de que elimina el arnés de suspensión. Tienen como desventaja que usan un sistema de batería que requiere mantenimiento para su recarga y descarga, y que hay desecharla y reemplazarla eventualmente. Además tienen un alto coste y un peso elevado.

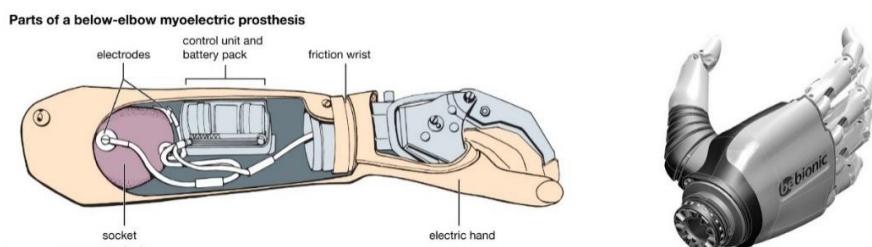


Figura 4.10. Partes de una prótesis mioeléctrica (derecha de la figura). Prótesis mioeléctrica be-Bionic. Fuente: (Enciclopedia Británica, 2012)

Las prótesis Mioeléctricas son las que tienen una mayor aplicación en el mundo actual debido a su fácil uso, su mayor grado estético para la persona que la utilice, la gran fuerza que realizan y su mayor velocidad con una alta precisión.

## 4.2 Fabricación aditiva

La fabricación aditiva enmarca todos los grupos de procesos que se basan en añadir material de forma selectiva, formando un objeto mediante la superposición de capas sucesivas de material a partir de un modelo digital. Se diferencia de los métodos tradicionales de fabricación en los que se elimina el material en lugar de añadirlo.

Este proceso de fabricación es altamente recomendable para geometrías complejas, permite además la personalización de los procesos de diseño y desarrollo de producto. Utilizando este proceso, al contrario que con los métodos tradicionales, se puede obtener figuras esbeltas y con canales internos, espesores y formas irregulares y geometrías que buscan imitar a la naturaleza en favor de la ergonomía.

Para llevar a cabo este proceso de fabricación, en primer lugar debe diseñarse el modelo tridimensional que se desea imprimir y para ello se tienen dos alternativas. La primera de ellas es utilizando un software CAD, que permite crear nuevos modelos. Existen una gran variedad de este tipo de programas en el mercado, pero los usados en este proyecto han sido Solid Edge<sup>13</sup>, Solidworks<sup>14</sup> y 3D Builder<sup>15</sup>. La segunda alternativa implica el uso de escáneres 3D, los cuales llevan a cabo una reproducción fidedigna de objetos reales para su posterior tratamiento e impresión. La resolución de estos escáneres se encuentra entre 1mm y 50 micrómetros.

Una vez se tiene el diseño del modelo a imprimir, se debe realizar un mallado triangular del mismo y eliminar la información de los modelos matemáticos de los modelos CAD, como tangencias y radios, y convertirlo a formato .stl. Se debe seleccionar el tamaño del mallado, con lo que se ajusta la precisión. En este formato se guarda la posición de los vértices de los triángulos y la relación entre ellos. La principal ventaja es que es un formato prácticamente universal. Sin embargo, al realizar el mallado es inevitable que se pierda información que impide una rectificación precisa del modelo.

A continuación, debe procesarse el modelo a través de un software que transforme el mallado en comandos que permiten el control de la impresora o máquina. Esto se conoce como “slicing”, la división del modelo en capas horizontales de espesor homogéneo e indica la secuencia de movimientos a realizar por la impresora. Esto se hace en el archivo .stl y desde la parte inferior con el grosor y la dirección especificados. Cada capa define los límites de la parte sólida. Cuanto menor sea el espesor de la capa mejor será el acabado superficial, pero

---

<sup>13</sup> Solid Edge: <https://www.plm.automation.siemens.com/es/products/solid-edge/>

<sup>14</sup> SolidWorks: <http://www.solidworks.es/>

<sup>15</sup> 3D Builder: <https://www.microsoft.com/es-es/store/p/3d-builder/9wzdncrfj3t6>

más lenta la fabricación. Estos comandos se configuran en código ISO, siendo este un lenguaje de programación utilizado en el control numérico.

Una vez que se ha definido toda la información anterior se lleva a cabo la impresión de la pieza. En algunos casos se puede requerir tratamientos posteriores.

Las ventajas principales que presenta la fabricación aditiva respecto de los métodos convencionales desde el punto de vista de la producción de componentes industriales en general, y de la fabricación de la prótesis de mano de bajo coste en particular, son las siguientes:

- Reducción del ‘time to market’ de nuevos diseños. Muchas de las fases actuales de lanzamiento y validación de productos pueden ser drásticamente reducidas y además se puede producir una respuesta inmediata a las necesidades cambiantes del mercado.
- Series cortas de producción. El tamaño del lote de producción pueden ser mínimo, llegando incluso a la unidad, sin influir apenas en los costes de fabricación.
- Reducción de errores de montaje y sus costes asociados. Se pueden obtener componentes ensamblados con la única operación posterior de inspección de control de calidad.
- Reducción de costes de inversión en utilaje. No es necesaria la utilización de utilaje en el proceso de fabricación aditiva, lo que supone gran flexibilidad de adaptación al mercado y una reducción, o incluso eliminación, de costes asociados a éste.
- Procesos híbridos: siempre es posible combinar distintos procesos de fabricación. En este caso, combinar procesos de fabricación aditiva con procesos convencionales puede ser interesante para aprovechar las ventajas de ambos. Por ejemplo, puede resultar muy conveniente combinar la tecnología de fabricación aditiva con el mecanizado por arranque de material para mejorar la calidad superficial mediante la reducción del “efecto escalera” que producen las tecnologías de fabricación aditiva. La hibridación también puede darse en sentido opuesto, es decir, fabricar por métodos sustractivos partiendo de un bloque y añadir posteriormente, mediante fabricación aditiva, aquellas características especialmente complicadas y que generan alto valor.
- Optimización en la utilización de material. La reducción de residuos de material es mínima. El material generado como residuo puede reciclarse fácilmente.
- Posibilidad de reproducir cualquier geometría y no encarecer el proceso.

Todas estas ventajas han provocado el crecimiento de esta tecnología de fabricación aditiva que ha ido creciendo durante todas las décadas desde su creación en los años 80.

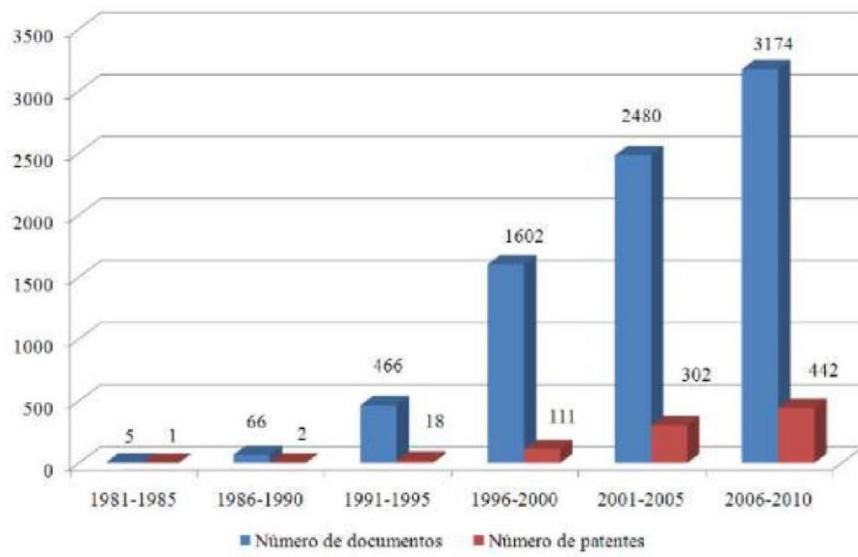


Figura 4.11. Evolución de la fabricación aditiva en los últimos 40 años. Fuente: (Andrés Diaz Lantada, Julio Muñoz García, 2016)

Sin embargo, las tecnologías de fabricación aditiva tienen algunos inconvenientes que deben ser tenidos en cuenta como son:

- Acabado superficial y velocidad de producción. Al superponer unas capas sobre otras en este proceso el acabado superficial se ve ligeramente afectado. Además, a mayor velocidad de producción, menor es la calidad del acabado obtenido. Por ello, la solución es disminuir el espesor de cada capa, lo que repercute directamente tanto en el coste como en la velocidad, que aumentan.
- Los materiales utilizados en algunas de las tecnologías pueden no ser los idóneos para el producto que se busca fabricar.
- La deposición en capas da a la pieza un carácter anisótropo. Dado que muchos de los componentes industriales sufren esfuerzos que producen tensiones en el material, y se dimensionan para utilizar la mínima cantidad de material, es posible que el comportamiento ante los esfuerzos que reciban los componentes en servicio sea inadecuado por carecer de homogeneidad.
- Las tolerancias obtenidas en la mayor parte de los métodos de fabricación aditiva son todavía mayores que en otros métodos de fabricación como los basados en arranque de material.
- El coste elevado de la maquinaria es otro de los puntos negativos de esta tecnología. El coste unitario de cada pieza teniendo en cuenta el coste de la maquina es muy elevado.

#### 4.2.1 Clasificación de las tecnologías de fabricación aditiva

Existen en el mercado siete tecnologías que pueden ser consideradas como impresión 3D o tecnologías de fabricación aditiva las cuales se recogen en la siguiente tabla.

Tecnologías	Procesos
<b>Fotopolimerización</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Estereolitografía (SLA)</li> <li>• Procesamiento Digital por Luz (DLP)</li> </ul>
<b>Fusión de lecho de polvo</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fusión por haz de electrones (EBM)</li> <li>• Sinterización selectiva por láser (SLS)</li> <li>• Sinterización selectiva por calor (SHS)</li> <li>• Fusión selectiva por láser (SLM)</li> <li>• Sinterización de metal directa por láser (DMLS)</li> </ul>
<b>Laminación de hojas</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Laminated Object Manufacturing (LOM)</li> <li>• Ultrasonic Consolidation (UC)</li> </ul>
<b>Deposición directa de energía</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Laser Metal Deposition (LMD)</li> </ul>
<b>Inyección de aglutinante</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Powder Bed and Inker Head (PBIH)</li> <li>• Plaster based 3D Printing (PP)</li> </ul>
<b>Inyección de material</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Modelado de Inyección Múltiple (MJM)</li> </ul>
<b>Extrusión de material</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Modelado por Deposición Fundida (FDM)</li> </ul>

Tabla 4.1. Tecnologías y procesos actuales de fabricación aditiva. Fuente: Propia

A continuación se describen más en detalle los principales procesos de fabricación aditiva.

##### 4.2.1.1 Fotopolimerización

- **Estereolitografía (SLA):** Es considerada la primera tecnología de fabricación aditiva. El proceso se basa en la fotopolimerización, se utilizan resinas en estado líquido que cuando son expuestas a una cantidad suficiente de luz ultravioleta solidifican.

El objeto se construye en el interior de una cubeta llena de la resina líquida con un elevador situado a una distancia de la superficie igual al grosor de la primera capa a solidificar. Posteriormente se procede a la iluminación selectiva mediante un rayo láser precisamente dirigido. De esta forma, la luz solidifica la sección primera y el elevador desciende de nuevo el grosor de una capa sumergiendo la pieza y así sucesivamente.

Se requiere la generación de columnas que soporten la pieza en su construcción debido a que está apoyada en resina líquida, incapaz de soportar las partes en

voladizo que se van creando. El proceso es terminado con un postcurado en un horno especial de rayos UVA para darle solidez y dureza a la pieza.

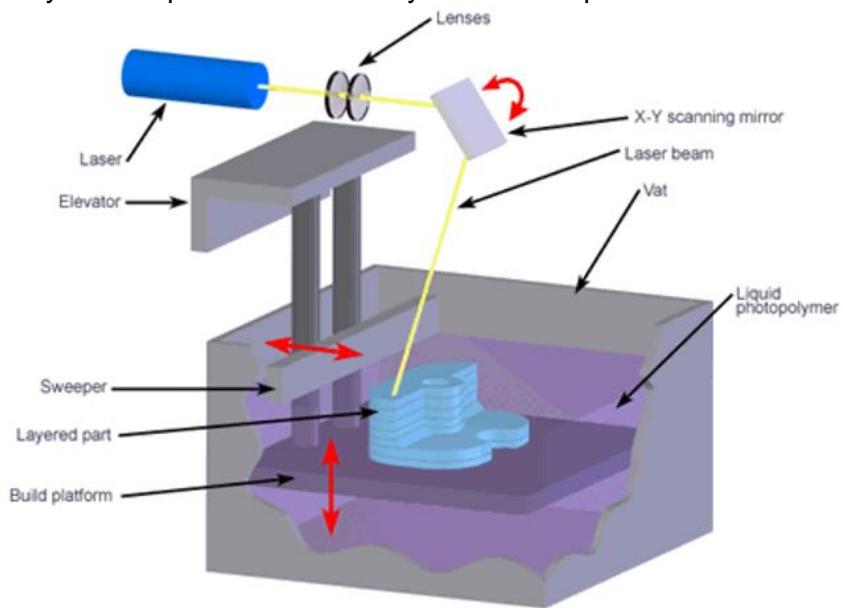


Figura 4.12. Proceso de la estereolitografía. Fuente: Ingenieros industriales de Cataluña

#### 4.2.1.2 Fusión de lecho de polvo

Consiste básicamente aplicar una fuente de energía térmica para fundir ciertas partes de una capa de polvo de material. Los tipos principales son:

- **Fusión por haz de electrones (EBM):** Este proceso consiste en fusionar un polvo de metal en vacío (para evitar porosidades y defectos) usando un haz de electrones.

El proceso comienza con una fina capa de polvo de metal que se distribuye uniformemente a través de la cámara de impresión por un rodillo automatizado. El lecho de polvo es elevado a una cierta temperatura óptima para la posterior fusión. Entonces, el haz de electrones comienza a moverse a través del polvo fundiendo una sección transversal del objeto.

Bobinas electromagnéticas que controlan el haz de electrones ayudan a proporcionar un control rápido y preciso del haz que permite mantener de forma simultánea a varios bloques de fusión. Esto implica que varias partes del objeto se pueden construir al mismo tiempo, mejorando notablemente los tiempos de impresión.

Finalizada una capa, una nueva capa de polvo se extiende sobre la parte superior de la capa anterior y el haz de electrones procede a formar la siguiente sección transversal.

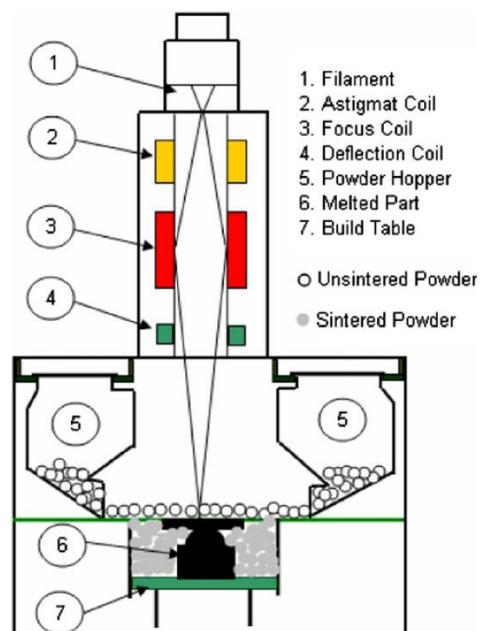


Figura 4.13. Tecnología de fusión por haz de electrones. Fuente: researchgate

Cuando el objeto está totalmente impreso, está rodeado de exceso de polvo sin fundir. Ese exceso de material proporciona soporte para geometrías complejas y salientes que podrían requerir soportes especiales en otros procesos de impresión 3D.

Cuando se ha completado la impresión se deja enfriar la pieza dentro de la cámara de impresión. En un postprocesado, el material sobrante se recupera y recicla, dejando detrás el modelo final.

El proceso de fusión por haz de electrones (EBM) es ideal para aplicaciones que requieren alta resistencia o altas temperaturas, ya que produce objetos extremadamente densos y fuertes. Sin embargo, debido a las altas temperaturas alcanzadas en el proceso, el objeto puede estar sujeto a algún estrés térmico o deformación medida que se enfria.

- **Sinterización selectiva por láser (SLS):** el material de fabricación a fundir no tiene por qué ser exclusivamente metálico, como ocurría en la fusión por haz de electrones (EBM). En este caso, el lecho de polvo puede estar formado por pequeñas partículas de plástico, de cerámica o de vidrio que se funden por el calor procedente de un láser de alta potencia para formar un objeto sólido tridimensional. Un láser de CO<sub>2</sub> calienta el lecho de polvo o bien justo por debajo de su punto de ebullición (sinterización) o por encima de su punto de ebullición ( fusión, donde entonces se llamaría SLM o fusión selectiva por láser), hasta fusionar las partículas del polvo en una forma sólida. El proceso se repite para sucesivas capas hasta completar el producto.

El proceso de SLS tampoco necesita del uso de estructuras adicionales para sostener el objeto mientras se está imprimiendo. Como sucede con la tecnología de fusión de lecho de polvo, cuando el objeto está completamente formado, se deja enfriar en la máquina antes de ser retirado. Mediante un postprocesado se limpia la pieza y se recupera el polvo sobrante. Se debe tener en cuenta que el proceso debe realizarse

en una atmósfera controlada en ausencia de oxígeno. Existen dos sistemas de sinterizado selectivo láser:

- Selective Laser Sintering (SLS): Esta terminología suele emplearse para el sinterizado de plásticos.
- Selective Laser Melting (SLM) o Direct Metal Laser-Sintering (DMLS) empleadas para metales.

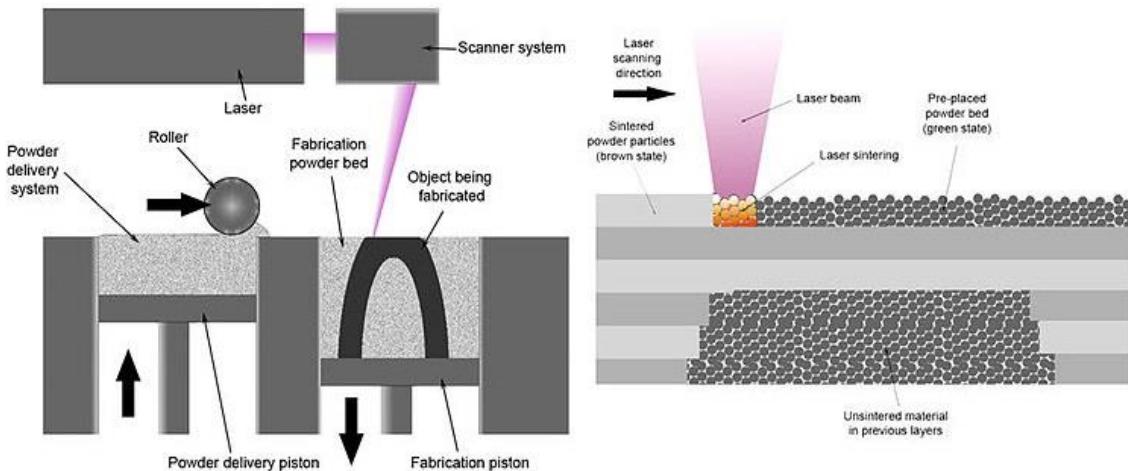


Figura 4.14. Tecnología sinterización selectiva por láser de fabricación aditiva. Fuente: Wikipedia

#### 4.2.1.3 Laminación de hojas

La tecnología consiste en ir colocando finas láminas de material (papel, plástico o incluso metal) que posteriormente son recortadas con la forma de la pieza por una fresadora o un láser de CO<sub>2</sub>.

Existen dos procesos que usan esta tecnología: LOM (Laminated Object Manufacturing) del que se hablará a continuación y UC (Ultrasonic Consolidation).

- **Fabricación por corte y laminado (LOM):** Un mecanismo de alimentación posiciona una capa de material sobre una base donde un láser recorta las secciones con la geometría deseada en las capas sucesivas. El material de construcción laminado está revestido de pegamento. Después de cada capa depositada, un rodillo caliente aplica presión para fundir la lámina a la capa inferior.

Una vez retirado el material sobrante, se somete la pieza a un proceso que elimina el material aglutinante y a continuación, a un proceso de curado en un horno a alta temperatura para endurecer la pieza.

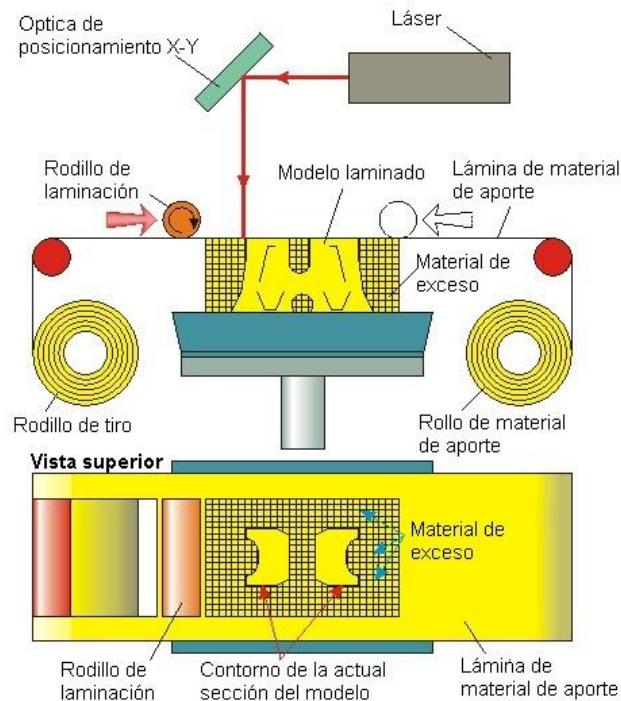


Figura 4.15. Fabricación por laminado. Fuente: *Tecnología de los plásticos*

#### 4.2.1.4 Deposición directa de energía

El material con el que se fabrica el objeto o pieza o no está en una cuba, en un rollo o esparcido sobre una plataforma, sino que se agrega o se inyecta justo sobre la fuente de energía (láser) que lo va construir. Existe un proceso que usa esta tecnología:

- **Deposición láser de metal (LMD).** En este proceso de impresión 3D se inyecta polvo de metal directamente en un haz enfocado de láser de alta potencia en condiciones atmosféricas controladas. El rayo láser enfocado funde la superficie del material objetivo y genera una pequeña piscina de masa fundida base de material. El polvo inyectado en este mismo lugar se absorbe en el baño de fusión, generando así un depósito que puede variar en cuanto a sus dimensiones.

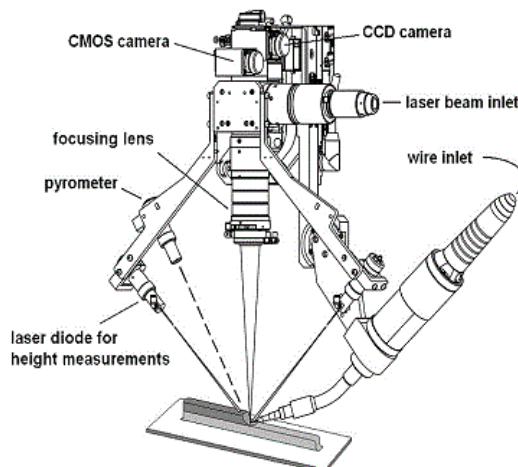


Figura 4.16. Tecnología de deposición láser de metal. Fuente: Merlin-Proyect

#### 4.2.1.5 Inyección de aglutinante

También llamada Binder Jetting, es una tecnología de fabricación aditiva muy versátil que permite imprimir con gran variedad de materiales y colores. Esta tecnología es como una mezcla de las anteriormente vistas de Inyección de material y fusión de lecho de polvo. Existen dos procesos que usan esta tecnología: PBIH (Powder Bed and Inker Head) y PP (Plaster based 3D Printing).

Este tipo de impresión 3D consiste en la pulverización de un aglutinante líquido sobre un lecho de polvo, que luego se solidifica en sección transversal. Cada capa se imprime de una manera similar a como lo hacen las impresoras de papel tradicionales de chorro de tinta, en las que la capa de tinta es aplicada en la parte superior del papel, hasta que la impresión finaliza. La tecnología de inyección de aglutinante trabaja de una manera muy similar, pero utilizando resinas plásticas y una capa de polvo, en lugar de una hoja de papel. Este proceso se repite, capa a capa, hasta que se imprime completamente el objeto.

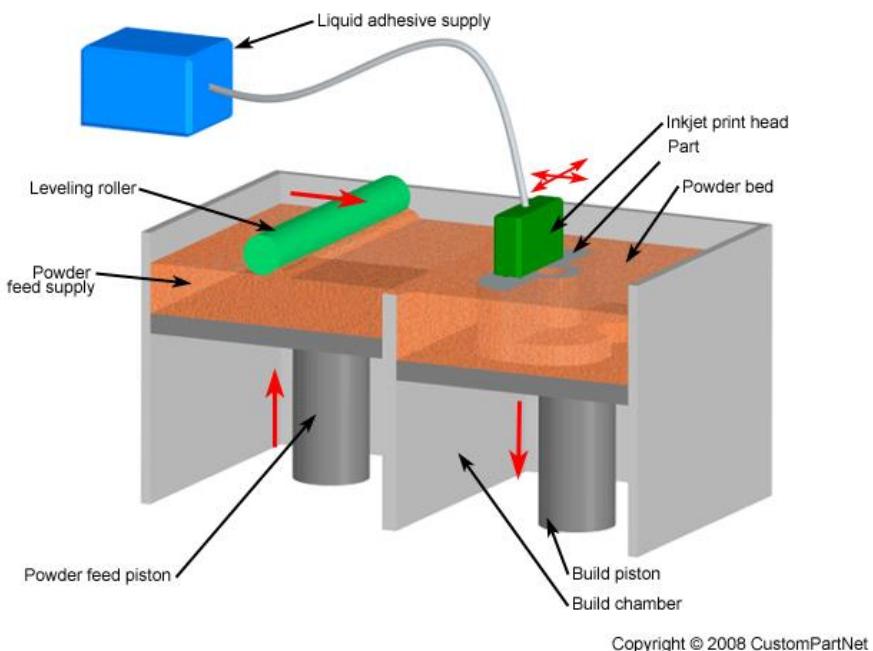


Figura 4.17. Tecnología de fabricación aditiva Binder Jetting. Fuente: Tripodmaker

#### 4.2.1.6 Inyección de material

El proceso que usa esta tecnología se conoce como MJM (MultiJet Modeling) o Modelado de Inyección Múltiple. Consiste en un cabezal de impresión que se mueve inyectando un fotopolímero (material plástico reactivo a la luz), sobre la bandeja de construcción capa a capa mientras simultáneamente otro inyector distribuye un material de soporte como es la cera. Luces UV rodean el cabezal de impresión para endurecer el material después de ser inyectado. Repitiendo este proceso, se imprime el objeto. Finalmente se retira la estructura soporte de cera mediante un chorreado de agua manual.

Las impresoras que utilizan esta tecnología son capaces de imprimir con múltiples materiales en un solo trabajo. Los materiales pueden ser posicionados selectivamente en el modelo.

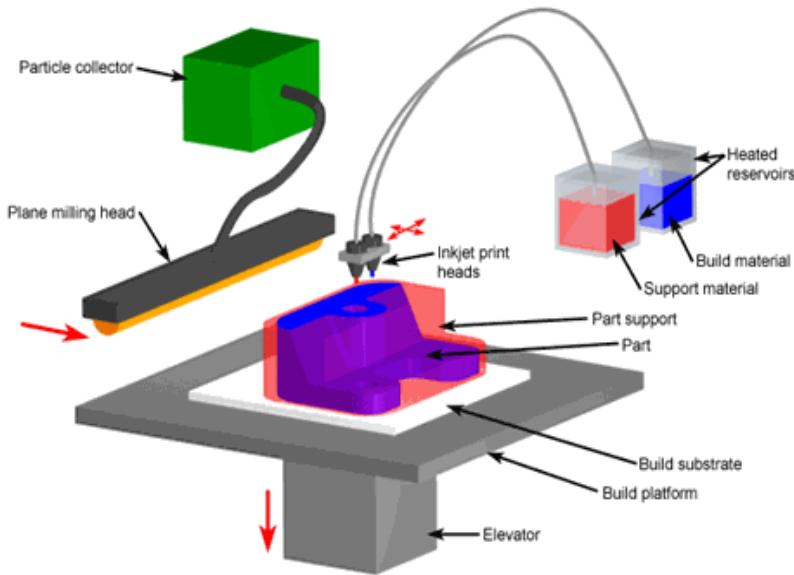


Figura 4.18. Tecnología Multijet Modeling. Fuente: kylestetzrp.wordpress

#### 4.2.1.7 Extrusión de material

Es la tecnología más difundida entre el público general en las conocidas como “impresoras 3D de escritorio”, por su flexibilidad de uso y su relativa facilidad de construcción. La gran mayoría de impresoras que podemos encontrar en el mercado utilizan la tecnología de extrusión de material. El proceso que usa se conoce como FDM (Fused Deposition Modeling) o Modelado por Deposición Fundida y se estudiará en el siguiente apartado con mayor detenimiento.

En la siguiente gráfica, se muestran valores indicativos de la viabilidad económica de algunas de las tecnologías que se han visto anteriormente.

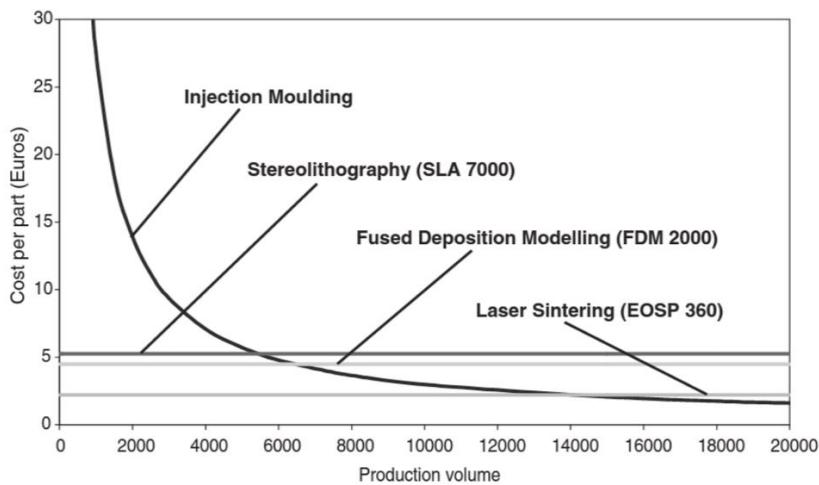


Figura 4.19. Viabilidad económica de algunas tecnologías de fabricación aditiva. Fuente: (NeilHopkinson)

Como puede observarse en la gráfica, a partir de un volumen de producción cerca de 6000 unidades, algunas tecnologías comienzan a no ser rentables frente al proceso de moldeo por inyección tradicional.

### 4.2.2 Modelado por deposición fundida (FDM)

El modelado por deposición fundida fue desarrollado por S. Scott Crump a finales de la década de 1980. El concepto de funcionamiento es muy sencillo: se funde un termoplástico en forma de filamento (1.75mm o 3 mm de diámetro usualmente, aunque puede ser menor) que es depositado por una boquilla capa a capa hasta conformar la pieza.

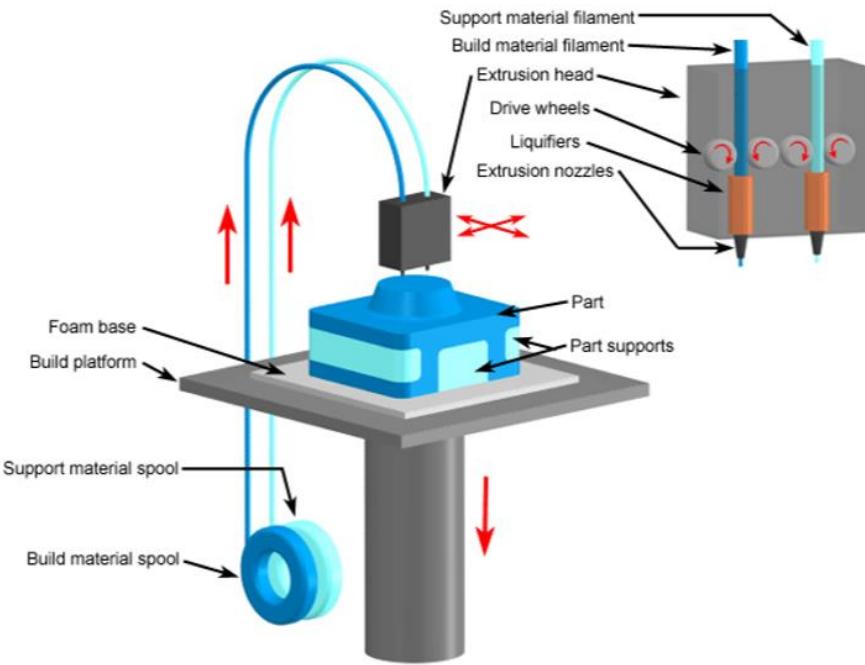


Figura 4.20. Tecnología de modelado por deposición fundida. Fuente: [kylestetzp.wordpress.com](http://kylestetzp.wordpress.com)

El proceso de impresión comienza con el uso de un software específico que determina cómo la extrusora o extrusoras de filamento imprimirán cada capa del modelo, preparando todo el proceso para la impresión de la pieza completa. Las impresoras con dos o más extrusores de impresión pueden imprimir múltiples colores o usar materiales de apoyo que se retiran al final.

Un motor desenrolla una bobina de material para mover el filamento a través de un elemento de calentamiento que lo funde a una temperatura que normalmente oscila entre 170 y 240 grados dependiendo del tipo de material utilizado. El filamento emerge fundido del extrusor y rápidamente se endurece a temperatura ambiente para fijarse con la capa inferior. El cabezal de impresión (o la plataforma de construcción) se mueve por el plano XY (horizontal) antes de moverse en el eje Z (vertical) una vez que cada capa es completada. Así, el objeto es impreso capa a capa desde la inferior a la superior. Se utilizan motores paso a paso o servomotores para mover el cabezal de extrusión y la plataforma de construcción.

El proceso de fabricación por filamento fundido puede utilizar material para dos propósitos diferentes: construir el objeto y los apoyos en voladizos a fin de evitar la extrusión de material en el aire. Hay que tener en cuenta que a pesar de ser un proceso de impresión 3D muy flexible, puede tener problemas para imprimir ciertos ángulos afilados y salientes. Por ello, la elección de una orientación eficaz para el modelo en la cama de impresión puede marcar una gran diferencia.

Si el objeto se imprime utilizando material de soporte (con dos extrusores), después de completarse la impresión del objeto, se disuelven dichos soportes en un disolvente dejando

## ANÁLISIS Y MEJORA DEL DISEÑO DE UNA MANO PROTÉSICA

atrás el objeto finalizado. Si por el contrario el objeto se imprime con un solo extrusor y necesita material de soporte, este se construye con el mismo material que la pieza final, y habrá que retirar el andamiaje o soporte de forma manual.

Existen técnicas de postprocesado que pueden mejorar en gran medida la calidad de la superficie de los objetos, incluso las impresas a resoluciones bajas. El lijado es una forma común de reducir o eliminar las capas del modelo. Otra opción que funciona bien para ciertos plásticos de impresión (como el ABS) es un baño de vapor de acetona. El vapor crea una nube cuando se calienta y suaviza la superficie del objeto impreso, eliminando la distinción de las distintas capas. Además, el baño de acetona deja la pieza con un brillo satinado, similar a la cerámica vidriada.

Es una de las tecnologías más extendidas y ha llegado a ser la más difundida.

### 4.2.2.1 Materiales de impresión en FDM

Los materiales usados en la tecnología de modelado por deposición fundida son muy diversos, pero los más comunes son termoplásticos, ceras e incluso alimentos.

Los plásticos más usados son el PLA (poliácido láctico) y ABS (Acrilonitrilo butadieno estireno). También se usan con frecuencia PC (policarbonatos), nylon y polifenilsulfona (PPSU). Como material de soporte se suelen usar ceras y PVA (Acetato de polivinilo) utilizado como soporte hidrosoluble.

Propiedades mecánicas	Resistencia a la tensión	Módulo de tensión	Elongación por tensión a rotura	Resistencia a la flexión	Módulo de flexión	Deformación por calor (HDT)	Impacto Izod, con muesca
<i>Método de prueba</i>	<i>ASTM D638</i>	<i>ASTM D638</i>	<i>ASTM D638</i>	<i>ASTM D790</i>	<i>ASTM D790</i>	<i>ASTM D648</i>	<i>ASTM D256</i>
<i>Unidades</i>	<i>psi</i>	<i>psi</i>	<i>%</i>	<i>psi</i>	<i>psi</i>	<i>°F</i>	<i>(ft-lb)/in</i>
<u>ABS</u>	3.200	236.000	6%	6.000	266.000	205°	2
<u>Policarbonato</u>	7.600	290.000	3%	14.000	310.000	260°	1
<u>PC/ABS</u>	5.040	265.000	4,3%	8.600	270.000	205°	2.3
<u>ABSi</u>	5.400	277.700	3,1%	8.830	264.000	188°	1.9
<u>ABS-M30</u>	5.200	350.000	4%	8.800	336.000	204°	2.6
<u>ABS-M30i</u>	5.200	350.000	4%	8.800	336.000	204°	2.6
<u>PC-ISO</u>	7.500	253.000	5%	11.830	318.000	260°	1
<u>ULTEM</u>	10.390	322.000	5,9%	n/d	362.600	320°	2
<u>PPSF</u>	8.000	300.000	3%	15.900	320.000	372°	1.1

Figura 4.21. Propiedades mecánicas de algunos materiales usados en la fabricación FDM. Fuente: 3DSystems

Los dos materiales usados para realizar la prótesis de mano serán en principio el PLA (por sus buenas características mecánicas y su bajo coste) y el Smart Fil Flex, cuyas

características se muestran a continuación. Se realizarán después del diseño de la prótesis diferentes simulaciones que tratarán de verificar el comportamiento adecuado de estos materiales en la misma.

- **PLA** o ácido poliláctico es uno de los materiales más usados en el mundo de la impresión 3D gracias a popularización de las impresoras de escritorio con tecnología de extrusión FDM como ya se ha visto anteriormente.

El PLA es un polímero biodegradable derivado del ácido láctico. Se fabrica a partir de recursos renovables al 100%, como son el maíz, la remolacha, el trigo y otros productos ricos en almidón. Este termoplástico tiene muchas características equivalentes, e incluso mejores, que muchos de los plásticos derivados del petróleo, lo que hace que sea eficaz para una gran variedad de usos. En su forma normal es un polímero permanente e incoloro y es resistente a la humedad y a la grasa.

El ácido poliláctico se puede formular para ser rígido o flexible y puede ser copolimerizado con otros materiales.

Este polímero se puede hacer con diversas características mecánicas dependiendo del proceso de fabricación seguido.

PLA	Unidades	Valor
<b>Densidad</b>	g/cm <sup>3</sup>	1,25
<b>Módulo de elasticidad (Young)</b>	MPa	3500
<b>Límite de elasticidad</b>	MPa	25
<b>Elongación a la rotura</b>	-	6%
<b>Módulo de flexión</b>	GPa	4
<b>Resistencia a la flexión</b>	Mpa	80
<b>Temperatura de transición vítrea</b>	°C	60
<b>Temperatura de deflexión del calor (a 455 kPa)</b>	°C	65
<b>Comienzo de fusión</b>	°C	160
<b>Módulo de corte</b>	Gpa	2,4
<b>Capacidad calorífica específica</b>	J/kg-K	1800
<b>Relación fuerza-peso</b>	kN-m/kg	40
<b>Resistencia a la tracción (UTS)</b>	Mpa	50
<b>Conductividad térmica</b>	W/m-K	0,13

Tabla 4.2. Propiedades físicas y mecánicas del PLA. Fuente: (*makeitfrom, s.f.*)

- **Smart Fil Flex:** se trata de un filamento TPE (Termoplástico Elastómero) con base de poliuretano y ciertos aditivos. Tiene altas propiedades elásticas llegando a alcanzar un 700% de estiramiento hasta la rotura y alto coeficiente de fricción.

SMART FIL FLEX	Unidades	Valor
Resistencia a la rotura (Charpy)	kJ/m <sup>2</sup>	140
Temperatura de impresión	°C	240
Resistencia a la temperatura	°C	85
Densidad	g/cm <sup>3</sup>	1,21
Tensión de rotura	kg/cm <sup>2</sup>	408
Dureza superficial (SHORE A)	-	93A

Tabla 4.3. Propiedades físicas y mecánicas del Smart fil Flex. Fuente: (Plasticdreams, s.f.)

# 5 METODOLOGÍA

## 5.1 Introducción

La metodología de diseño de sistemas en ingeniería describe los elementos que refieren al proceso de solución a una propuesta, ésta incluye su análisis, evaluación, diseño y desarrollo. Para un prototipo de prótesis de mano se considera un proceso de diseño con los objetivos específicos, para establecer las funciones necesarias, los requerimientos específicos y características deseadas del sistema a desarrollar.

Por ello, en el proceso de mejora del diseño de una prótesis desarrollada con fabricación aditiva se comienza analizando las prótesis existentes para posteriormente seleccionar la de mejores características de entre todas ellas, la cual será mejorada. A continuación se procederá a realizar el nuevo diseño de la prótesis y explicar su funcionamiento. Por último, se llevan a cabo simulaciones y ensayos que verificarán el movimiento y resistencia de los elementos diseñados así como el estudio de la fuerza de agarre de la prótesis diseñada.

## 5.2 Análisis

Después de realizar un estudio de todas las prótesis mecánicas de mano fabricadas por impresión 3D, se muestran algunos diseños que recogen la mayoría de las características que poseen este tipo de prótesis. Todos los tipos de prótesis que se muestran a continuación, necesitan de la existencia de una muñeca funcional en el paciente y de una palma o muñón lo suficientemente grande para provocar el movimiento y funcionamiento de la misma.

En la Figura 5.1 se muestra la prótesis de mano Raptor Reloaded. Esta prótesis cuenta con cinco dedos de dos falanges de dos grados de libertad cada uno. Las dos falanges de cada dedo están conectadas por medio de una articulación rígida, la cual también es desarrollada por fabricación aditiva. Para provocar la flexión de los dedos, una cuerda que es tensada con la flexión de la muñeca provoca la tracción y flexión de la segunda falange y por ende la flexión de la primera. La extensión de los dedos se produce por la acción de una goma elástica anudada en la parte superior de la segunda falange, una vez que cesa la fuerza de tracción en el hilo.

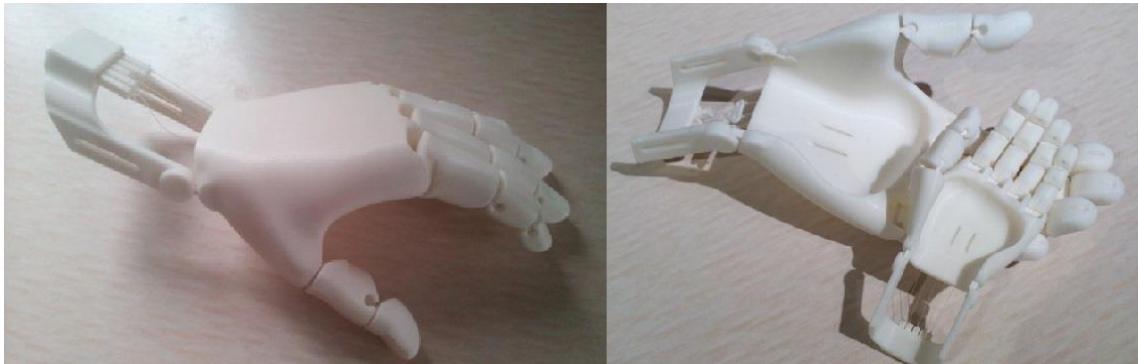


Figura 5.1. Prótesis de mano Raptor Reloaded. Fuente: (Enabling The Future, s.f.)

El ajuste de la tensión de los hilos que producen la flexión de los dedos se realiza por medio del enroscado de un tornillo en la parte superior de la muñeca. Este sistema es muy fino y preciso pero muy poco duradero. Con el uso, el tornillo metálico termina desgastando o rompiendo el plástico donde es enroscado.

La fuerza de agarre de esta prótesis es muy limitada y tiene un bajo parecido a la mano humana debido en gran parte a su forma plana y por contar con dedos de solo dos falanges. Además, la adaptación de los dedos a los objetos sustentados puede ser mejorada, ya que resulta complicado su agarre o sujeción.

La Figura 5.2 muestra la prótesis Flexy Hand. Esta prótesis tiene un mayor parecido a la mano humana que la prótesis anterior. Cuenta con el mismo número de falanges que la mano humana unidas por una pieza fina de material flexible fabricado por impresión 3D (Figura 5.3)



*Figura 5.2. Prótesis de mano Flexy Hand. Fuente: (Enabling The Future, s.f.)*

La flexión de los dedos se produce de igual modo que la Raptor Reloaded pero su extensión se efectúa gracias al regreso de las articulaciones flexibles a su posición inicial.



*Figura 5.3. Articulaciones Flexibles de la prótesis Flexy Hand. Fuente: (Enabling The Future, s.f.)*

La prótesis Flexy Hand tiene una fuerza de agarre muy reducida y el método de tensado de los hilos tiene el mismo problema que la prótesis anterior. Sin embargo, al contar la Flexy Hand con tres falanges, se produce una mejor adaptación de los dedos a los objetos y un buen agarre de los mismos.

Por último, se muestra en la Figura 5.4 la prótesis Prosthetic Hand. La parte de la palma de esta prótesis es la que mayor parecido tiene a la mano humana. Cuenta con dedos de dos falanges de un grado de libertad que forman un cuadrilátero articulado.

Las falanges distales son fabricadas con material flexible. Este material genera un mayor rozamiento con los objetos que se sustentan pero reduce la fuerza de agarre. Para producir la flexión de los dedos, una cuerda que se tensiona con la flexión de la muñeca, tira de la

## 5 METODOLOGÍA

parte inferior de la primera falange y el mecanismo de barras produce el movimiento de la segunda.



Figura 5.4. Prótesis de mano Prosthetic Hand. Diseño previo a la izquierda y diseño mejorado a la derecha.  
Fuente: (Trucos optimistas, 2017)

La extensión de los dedos se realiza con una goma elástica de igual modo que en las anteriores prótesis. Esta goma elástica reduce perceptiblemente la fuerza de agarre de esta y las anteriores prótesis. Sin embargo, la fuerza de agarre en la Prosthetic Hand es mayor que en las prótesis anteriores por contar con el mecanismo de barras articuladas.

El agarre es bueno por encontrarse el dedo pulgar en oposición al resto de dedos, pero podría ser mejorado con una mayor adaptación de los dedos al objeto si estos contasen con tres falanges.

A la derecha de la Figura 5.4 se muestra un diseño mejorado de esta prótesis, donde se cambia el sistema de tensado de los hilos.

El sistema de regulación de la tensión de los cables, los cuales producen la flexión de los dedos en la Prosthetic Hand, consiste en una pieza con la parte inferior en forma cilíndrica y con un agujero central transversal como se puede ver en la parte izquierda de la siguiente figura. En la parte superior cuenta con un octágono el cual se usa para fijar la pieza. El cable es atado a la pieza a través del agujero, y girando esta sobre sí misma se consigue enrollar el cable en la periferia del cilindro produciendo la tensión del dedo. Una vez se ha conseguido la tensión óptima, esta pieza se introduce en un agujero con forma octagonal ubicado en el elemento Wrist (a la derecha en la figura), de manera que se consiga el ajuste y retención de la pieza de tensión.

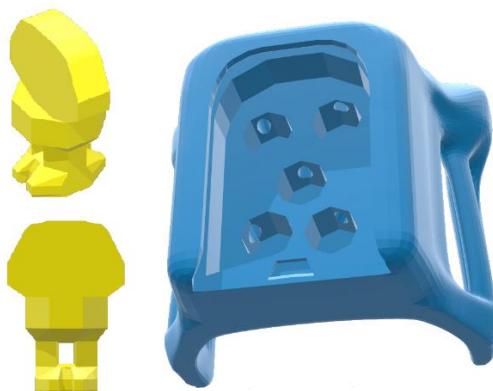


Figura 5.5. Sistema de tensionado de los cables en la prótesis Prosthetic Hand. Fuente: (Trucos optimistas, 2017)

Este sistema de tensión es laborioso y complicado, ya que se ha de extraer la pieza que tensiona de su agujero octogonal siempre que se proceda a tensionar y ajustar los dedos. Esto implica que al girar la pieza para tensionar el cable fuera del agujero, esta se encuentra en un punto de mayor distancia al punto donde posteriormente se posicionará. Por tanto, al volver a introducirla en el agujero octogonal, se produce un destensado del hilo del dedo.

Además de estos problemas, hay que añadir la dificultad para introducir la pieza que produce la tensión en su agujero octogonal correspondiente, y el desenrollado del cable consecuencia de la falta de tensión que resulta al fijar dicha pieza.

Una vez analizadas las prótesis de mano obtenidas por fabricación aditiva que existen, se concluye con que la Prosthetic Hand es la que mejores prestaciones tiene, debido a la mayor fuerza y capacidad de agarre con respecto a las demás y su mayor similitud a una mano humana.

Por tanto, se comenzará el estudio centrado en analizar esta prótesis seleccionada y realizar una lista de requisitos los cuales han de ser cumplidos en el resultado de la mejora de la prótesis.

### 5.2.1 Definición del problema

Partiendo de esta prótesis se enumeraran una seria de problemas o puntos de mejora para que esta prótesis cumpla de un mejor modo su función. Para ello se contó con la ayuda del doctor D. Antonio Medina, director del servicio de rehabilitación de Ibermutuamur, y D. Eduardo Cortés, fisioterapeuta y uno de los responsables del proyecto Trucos Optimistas, una web solidaria que está llevando la impresión 3D de prótesis a países como Uganda.

Los problemas detectados en esta prótesis fueron los siguientes:

- Imposibilidad de agarre de objetos y piezas con dimensiones inferiores a 30 cm aproximadamente.
- Los dedos de la prótesis de asemejan poco a los de la mano humana, por su forma y por contar con solo dos falanges en todos los dedos.
- La unión de los cables tensores de las falanges con la parte de la muñeca es poco práctico, al igual que su sistema de regulación.
- El dedo pulgar solo cuenta con un grado de libertad y por tanto el tipo de agarre que produce la prótesis se limita al agarre cilíndrico, esférico o tipo hook.
- Cuando se sostiene un objeto durante un tiempo prolongado, la flexión de la muñeca para mantener el agarre puede producir fatiga en la muñeca.

En base a estos problemas, se intentarán solventar alguno de ellos en la nueva prótesis de mano. Estos problemas a resolver se convertirán en la lista de requisitos que la prótesis tiene que ser capaz de cumplir, los cuales son:

- Los dedos de la mano serán antropomórficos y acordes con la antropometría de la mano humana, es decir, tendrán el mayor parecido a los de la mano humana, contando con tres falanges.
- Mejorar los ángulos que guardan las falanges de los dedos al flexionarse consiguiendo un mejor agarre y que los dedos envuelvan mejor a los objetos, de modo que se produzcan varios puntos de contacto entre el objeto y el dedo.
- Mejorar el sistema de regulación de los cables de tensión de los dedos.
- Disminuir el par que se debe ejercer con la flexión de la muñeca para sustentar objetos con la prótesis o lo que es lo mismo, aumentar la fuerza de agarre.

### 5.3 Diseño

Para el proceso de diseño se obtiene un árbol de objetivos que debe cumplir el modelo prototípico, el cual ofrece una estructura clara, útil y confiable para desarrollar el planteamiento. Este esquema muestra los objetivos principales, así como los secundarios que se desprenden.

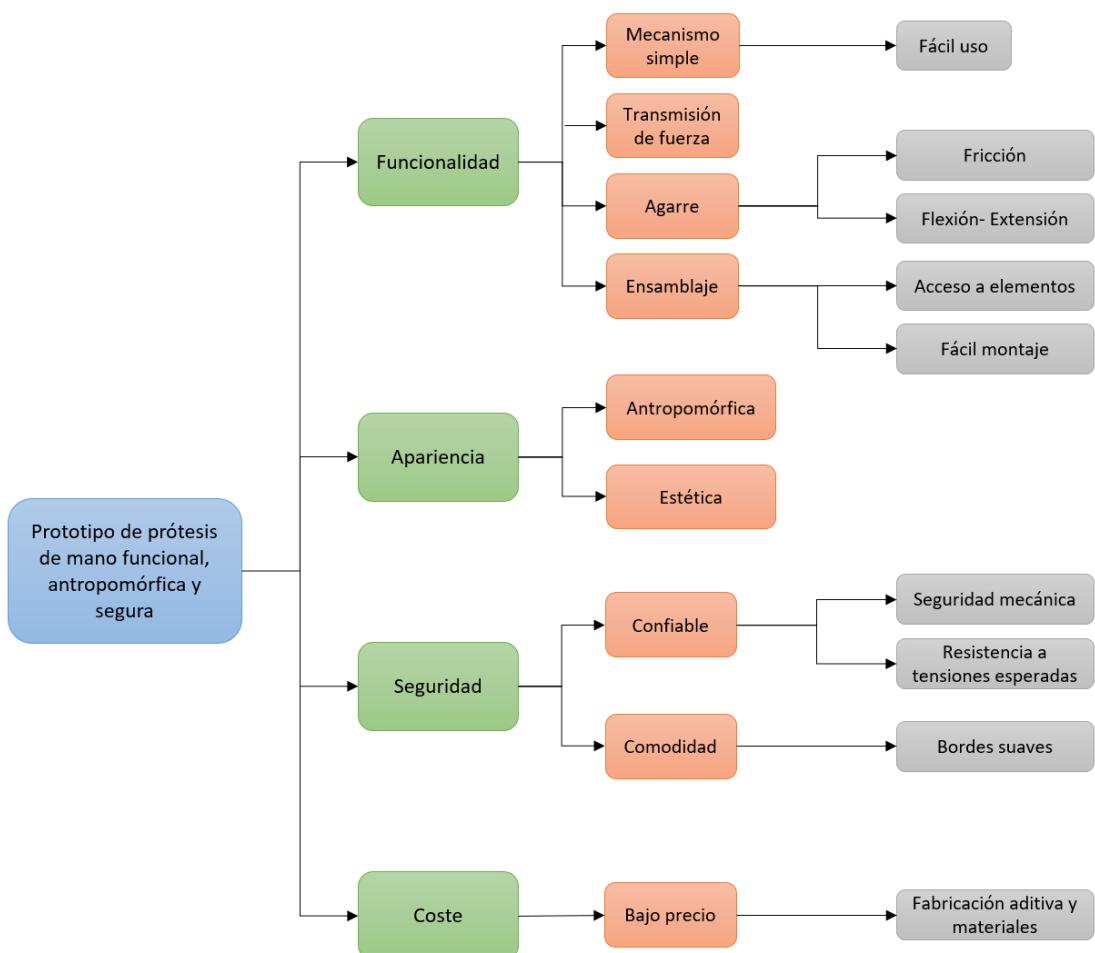


Figura 5.6. Árbol de objetivos de la prótesis de mano

En la parte inicial del diseño se procede a generar ideas que solucionen los problemas y cumplan con la lista de requisitos anterior.

Para ello, mediante el uso del programa Solid Edge® se fue plasmando una serie de ideas a modo de brainstorming para posteriormente ir perfilando el proyecto final el cual fue impreso en una impresora 3D.

Algunos diseños de esta etapa inicial tanto para los dedos como para la palma de la prótesis se muestran a continuación.

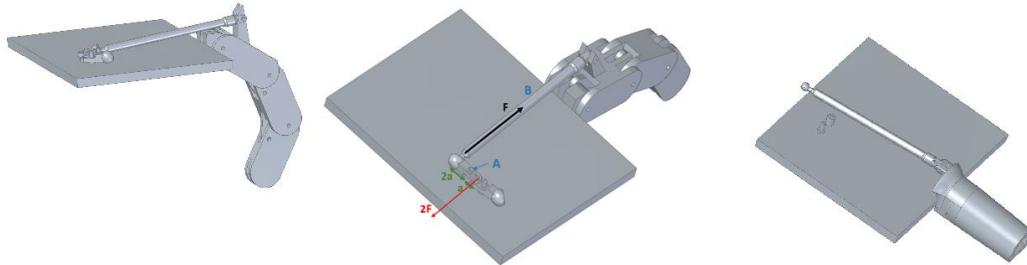


Figura 5.7. Diseños iniciales para los dedos de la prótesis. Fuente: elaboración propia.

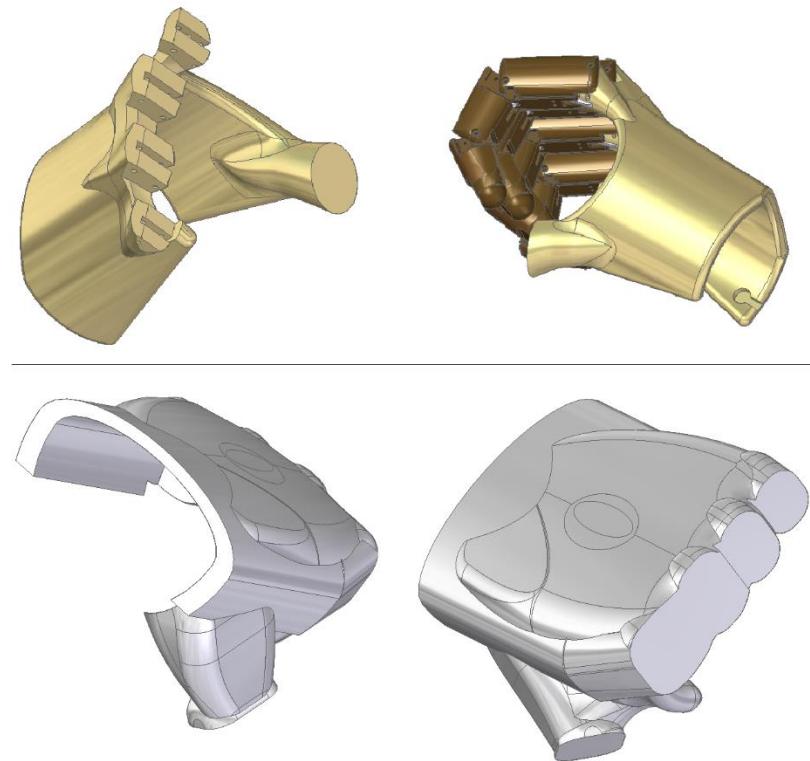


Figura 5.8. Diseños iniciales de la palma de la mano protésica. Fuente: elaboración propia.

Los cálculos necesarios para el correcto diseño de la mano protésica, se han tenido que realizar a la vez que se planteaban cada una de las piezas que lo componen, como ejemplo, las longitudes de las barras del mecanismo de los dedos para que este formara un ángulo determinado así como simulaciones para detectar colisiones entre piezas a lo largo del recorrido de flexión de los dedos.

## 5 METODOLOGÍA

El material con el que se construirá la prótesis de mano será un polímero apto para ser utilizado en la fabricación aditiva de modelado por deposición fundida. De entre la gran variedad de polímeros posibles, se elegirá en un principio el PLA para el diseño de la mayor parte de la prótesis debido a su reducido precio y por contar con buenas propiedades mecánicas. En el Punto 5.6.2 se realizarán las operaciones de verificación de resistencia de las piezas desarrolladas con este material y sometidas a mayores esfuerzos, de modo que se pueda concluir si este material es apto para soportar las tensiones a la cuales la prótesis se verá sometida. Este proceso se ha realizado de manera simultánea a la de diseño, de manera que este último se realimentaba con la información extraída de la simulación, consiguiendo un diseño final óptimo. Para la fabricación de algunos elementos de la prótesis se usará el material Smart Fil Flex como se verá más adelante, por contar con unas buenas propiedades elásticas y con mayor coeficiente de rozamiento o de fricción que el PLA.

La prótesis estará destinada a pacientes que cuenten con una muñeca funcional y de una palma o muñón lo suficientemente grande para provocar el movimiento y funcionamiento de la misma.

El diseño se realizará en base a la media de las dimensiones de la mano humana en hombres y mujeres. Con esto se pretende conseguir una prótesis válida para el mayor número de personas en el mundo.

La prótesis de mano final se puede dividir en 3 partes o ensambles diferentes, cuyo diseño o rediseño respecto de la prótesis Prosthetic Hand se muestra en los siguientes apartados.

- Dedos (índice, medio, anular, meñique y pulgar)
- Palma
- Wrist

En el Anexo I del presente proyecto se localizan los planos de la prótesis diseñada.

### 5.3.1 Diseño mecánico de los dedos

Para mejorar la capacidad de cierre de la mano y que esta tenga el mayor parecido a la mano humana, se realizará una prótesis de mano que cuente con dedos de tres falanges (a excepción del pulgar que contará con dos), y que estos flexionen de una manera similar a la flexión de un dedo humano. Los dedos índice, medio, anular y meñique de la nueva prótesis contarán con dos subcadenas de un cuadrilátero articulado. El pulgar por el contrario, al solo tener dos falanges, formará un cuadrilátero articulado simple. Ambos mecanismos contarán con un único grado de libertad.

Este tipo de mecanismo de barras a implementar en el diseño final de la mano protésica fue verificado mediante software para lo cual se utilizó Solid Edge®. Mediante modelos simplificados se revalidó el diseño y otros puntos como longitud de los eslabones, forma y movilidad del mecanismo.

Los mecanismos basados en barras, se presentan como un conjunto de elementos mecánicos que hacen una función determinada. El conjunto de las funciones de los mecanismos de una máquina ha de ser el necesario para que esta realice la tarea encomendada, en este caso las funciones a realizar corresponden al agarre de objetos al accionarse el mecanismo. El

conjunto de elementos primordiales son las barras, que se consideran como elementos rígidos y se unen por pasadores.

Al mecanismo formado por cuatro barras y cuatro articulaciones se denomina cuadrilátero articulado, con una barra fija a la referencia (elemento inmóvil con respecto a los demás) (Figura 5.9). Este tipo de mecanismo se presenta como uno de los más empleados a la hora de resolver muchos problemas de generación de movimientos en mecanismos de 1° de libertad. Se observa en la figura que si la barra 1 rota sobre el eje de la base, las barras 2 y 3 se moverán para generar la trayectoria que muestra la línea punteada.

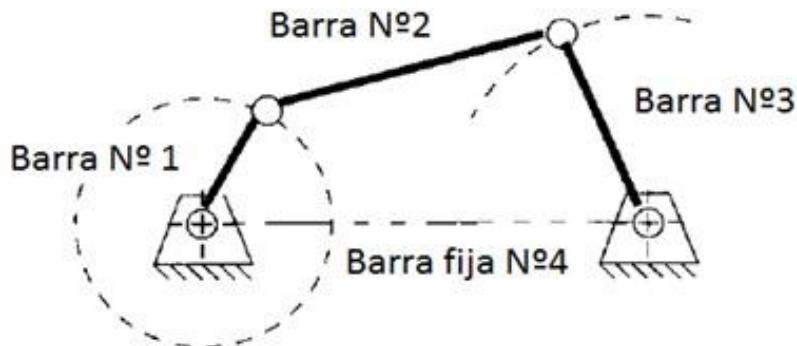


Figura 5.9. Cuadrilátero articulado. Fuente: no especificada

Los dedos de la prótesis se diseñan con mecanismos de este tipo, y conformados de tal forma que se logre la reproducción de las falanges proximal, media y distal del dedo tal y como se muestra en la siguiente Figura 5.10. En el caso del pulgar, se utiliza el mecanismo en su forma simple.

En la Figura 5.10 se pueden observar las dos subcadenas formadas por un cuadrilátero articulado cada una de ellas. Este sistema de vectores representa el diagrama vectorial del mecanismo de los dedos medio y anular, aunque el de los dedos índice y meñique es similar pero con unas dimensiones inferiores de las barras. Los vectores  $\vec{r}_1, \vec{r}_2, \vec{r}_3$  y  $\vec{r}_4$  pertenecen a la subcadena 1. En este cuadrilátero articulado, el vector  $\vec{r}_4$  permanece fijo, ya que las barras 1 y 2 se encuentran unidas a la palma de la prótesis. Los vectores de la subcadena 2 son  $\vec{r}_2', \vec{r}_3', \vec{r}_5, \vec{r}_6$  y  $\vec{r}_6'$ , este último dependiente del vector  $\vec{r}_6$ .

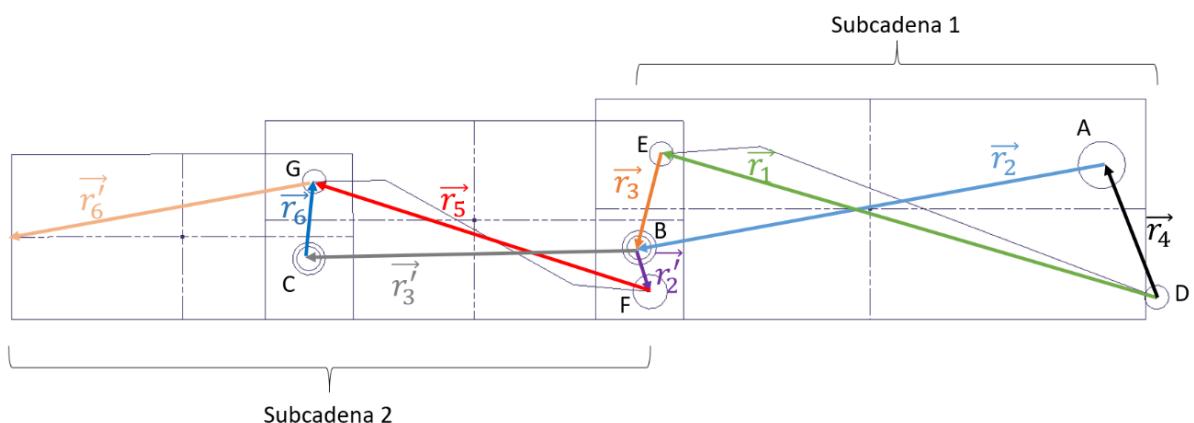


Figura 5.10. Diagrama vectorial del mecanismo de los dedos medio y anular. Fuente: elaboración propia

## 5 METODOLOGÍA

Las falanges 1 2 y 3 se corresponden con los vectores  $\vec{r}_2$ ,  $\vec{r}_3$  y  $\vec{r}_6$  respectivamente, siendo los vectores  $\vec{r}'_2$ ,  $\vec{r}'_3$  dependientes de los vectores  $\vec{r}_2$ ,  $\vec{r}_3$ . La Barra1\_unión es representada en la Figura 5.10 por el vector  $\vec{r}_1$  y la Barra2\_unión por el vector  $\vec{r}_5$ .

Para producir el movimiento del dedo, se actuará sobre la falange proximal AB. Las otras falanges son actuadas por un mecanismo articulado que se conecta con la falange anterior. De esta manera, cualquier movimiento de la primera falange actuará la segunda falange EBC a través del eslabón DE. Así mismo, cualquier movimiento de la segunda falange actuará sobre la tercera falange CG a través del eslabón FG. Esta solución ha sido considerada, ya que permite realizar una mayor fuerza de agarre que otros métodos alternativos que usan prótesis de este tipo, donde solo existen los puntos de articulación A B y C, y el movimiento se genera por la tracción de una cuerda unida en la parte inferior de la falange distal.

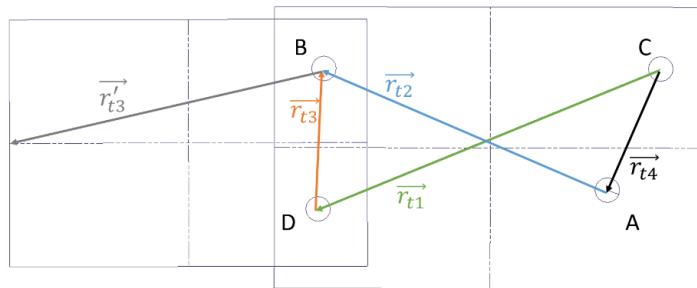


Figura 5.11. Diagrama vectorial del mecanismo del dedo pulgar. Fuente: elaboración propia.

En la Figura 5.11 se muestra el diagrama vectorial correspondiente al dedo pulgar. Se aplican las mismas afirmaciones que para el diagrama anterior, a excepción de que solo existe un cuadrilátero articulado en lugar de dos. Los vectores son nombrados del mismo modo pero con el subíndice t.

La síntesis dimensional de los mecanismos articulados ha sido desarrollada con consideraciones para obtener las proporciones de la transmisión necesarias y evitar interferencias entre los diferentes eslabones para un movimiento antropomórfico de agarre, así como siguiendo la antropometría de la mano.

El punto de articulación de la primera falange, representado con la letra A y correspondiente al punto de origen del vector  $\vec{r}_2$  ( $\vec{r}_{t2}$  en el caso del dedo pulgar), se ha diseñado de manera que se logre la mayor distancia posible respecto de la base de la falange 1. Así mismo, las distancias entre los puntos B-E C-G (B-D en el caso del pulgar) se ha procurado que sean las mayores posibles también.

El motivo es conseguir un mayor par o momento en las falanges, y como consecuencia, una mayor fuerza de agarre. El mecanismo de acción de la flexión del dedo consistirá en un cable o hilo unido a la parte inferior de la falange 1 el cual tira de esta y produce la flexión del mismo. El par generado por esta fuerza será mayor a medida que el brazo (distancia entre el punto de articulación y la dirección de la fuerza) sea mayor, ya que se cumple  $M = F * l$ , siendo  $M$  el par producido en la falange 1,  $F$  la fuerza con la que tira el cable y  $l$  el brazo de la fuerza. Un razonamiento similar se aplica para el resto de distancias mencionadas, teniendo en cuenta que ahora las fuerzas se aplican mediante las barras en los puntos E y G (B en el caso del pulgar).

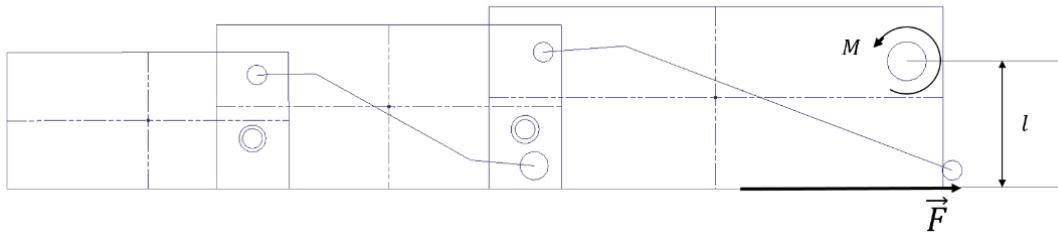


Figura 5.12. Par o momento  $M$  producido en la Falange 1 como consecuencia de la fuerza aplicada en ella.  
Fuente: elaboración propia

En primera estancia se comenzó diseñando el prototipo de dedo antropomórfico similar al dedo anular teniendo en cuenta las medidas antropométricas promedio del dedo anular y pulgar que se muestran en las siguientes tablas, que sea económico, modular y de fácil funcionamiento.

Falange	Medida (mm)
<b>Proximal</b>	50
<b>Media</b>	35
<b>Distal</b>	25

Tabla 5.1. Medida promedio de las falanges del dedo anular de la mano humana. Fuente: (Geocities, Anatomía humana)

Falange	Medida (mm)
<b>Proximal</b>	40
<b>Distal</b>	32

Tabla 5.2. Medida promedio de las falanges del dedo pulgar de la mano humana. Fuente: (Lizana, Binvignat, Olave, & Almagià, 2012)

Para el diseño de los prototipos de los dedos de la mano ha sido de gran importancia el uso del software de diseño asistido por computador Solid Edge®, con el fin de simular y validar mecanismos y poder tomar decisiones de los elementos que se deben usar para la transmisión del movimiento y de las articulaciones móviles que componen el mecanismo.

Teniendo claro el mecanismo de transmisión y la cinemática de los dedos se diseñaron los eslabones que constituyen los dedos de la prótesis considerando que deben ser piezas livianas y de fácil ensamble. Las piezas diseñadas que configuran el dedo medio y anular de la prótesis se muestran en la siguiente figura.

## 5 METODOLOGÍA

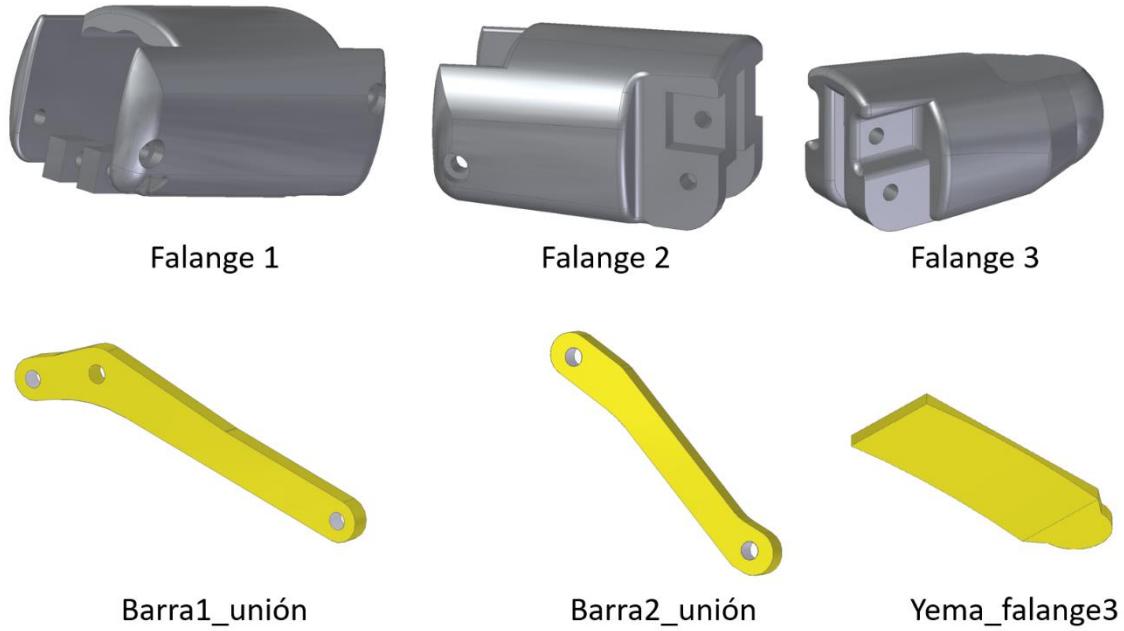


Figura 5.13. Elementos que configuran el dedo medio y anular de la prótesis. Fuente: elaboración propia.

La Yema\_falange3 se fabricará con Smart Fil Flex. Este elemento se une a la base palmar de la Falange 3 con el objetivo de aumentar la fricción entre esta última falange y los objetos que la prótesis de mano agarre. Este es el motivo por el cual se usa este material, ya que cuenta con un coeficiente de fricción o rozamiento mayor que el PLA.

En la siguiente figura se muestra que el paciente tiene control total sobre el arrollamiento que realiza el mecanismo, ya que el ángulo en el que se mueva el dedo le dará la movilidad respectiva al mecanismo.

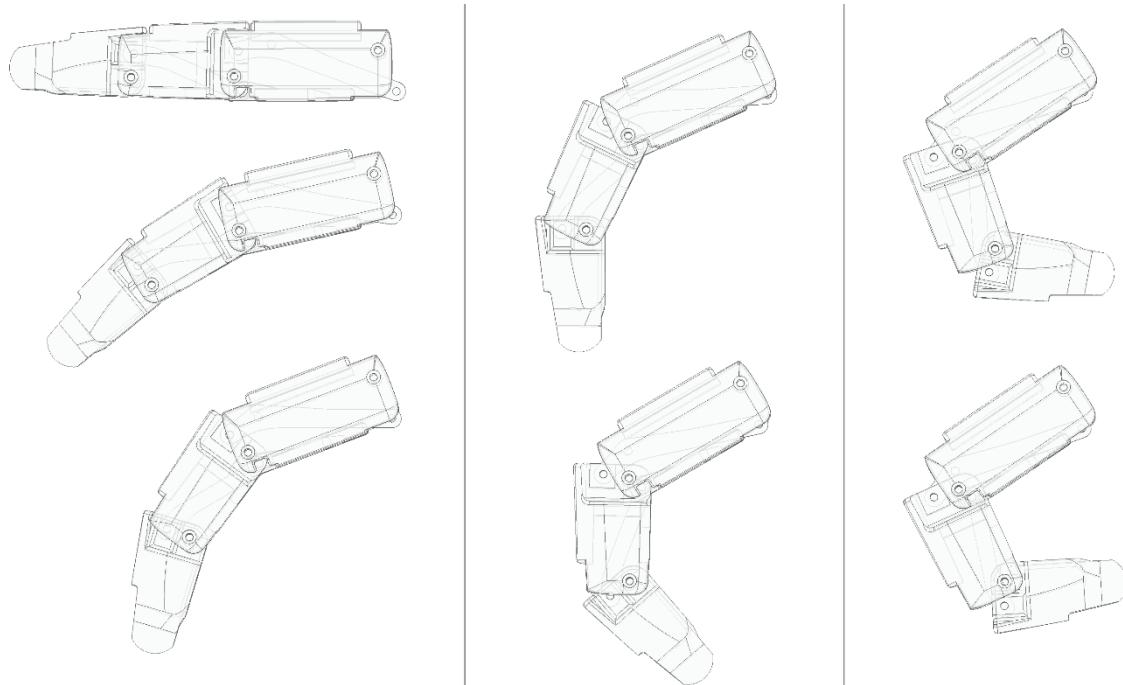


Figura 5.14. Movimiento del mecanismo de los dedos índice, medio, anular y meñique. Se presentan 7 iteraciones que muestran el mecanismo que imita el movimiento de flexión de un dedo. Fuente: elaboración propia.

En las iteraciones realizadas en la simulación se observó que es posible el giro de la primera falange hasta un ángulo de 41º respecto al eje horizontal. Los demás eslabones se moverán de forma tal que se reproduzca la flexión y extensión del dedo de la mano. Estas simulaciones en Solid Edge® han sido desarrolladas para comprobar que el movimiento de cierre sea apropiado y para comprobar que no hay interferencia mecánica.

Para el diseño del dedo de la prótesis, se ha procurado que el arco formado por dicho mecanismo se asemeje al arco formado por los dedos de la mano humana cuando estos se flexionan. Para ello se han obtenido los grados de giro de cada falange cuando el dedo flexiona y se ha procurado mantener la relación entre dichos ángulos en el recorrido de flexión del dedo de la prótesis.

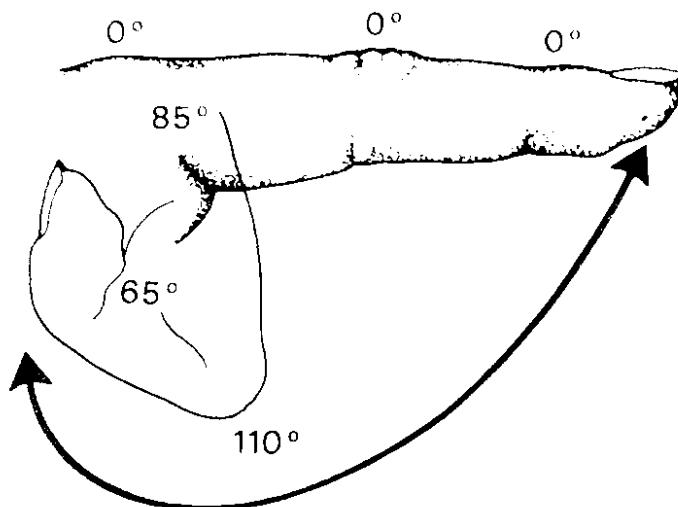


Figura 5.15. Ángulos formados por las falanges del dedo cuando este se encuentra en flexión máxima. Fuente: (Sociedad Americana de Cirugía de la Mano)

Los dedos medio y anular se diseñan del mismo tamaño, a fin de que ambos miembros conservaran la misma movilidad. Posteriormente, para obtener el dedo índice, se realiza una reducción del 95% al dedo medio o anular construido, y del 90% en el caso del dedo meñique. De este modo se consigue una proporción entre los dedos índice medio anular y meñique similar a la que guarda una mano humana tal y como se muestra en la Figura 3.3. Además, debido a estas diferencias en el tamaño de los dedos se consigue un mejor agarre con la prótesis, ya que al coger un objeto con la prótesis, cada dedo tomará contacto con este objeto en diferentes puntos no alineados, consiguiendo por tanto una mejor sujeción.

El diseño del dedo pulgar se realiza con la finalidad de imitar la oposición del pulgar frente a los demás dedos, y lograr similitud con una mano real. Los movimientos que podrá realizar el dedo pulgar son únicamente los de flexión y extensión. El modelo del pulgar se observa en la Figura 5.16.

## 5 METODOLOGÍA

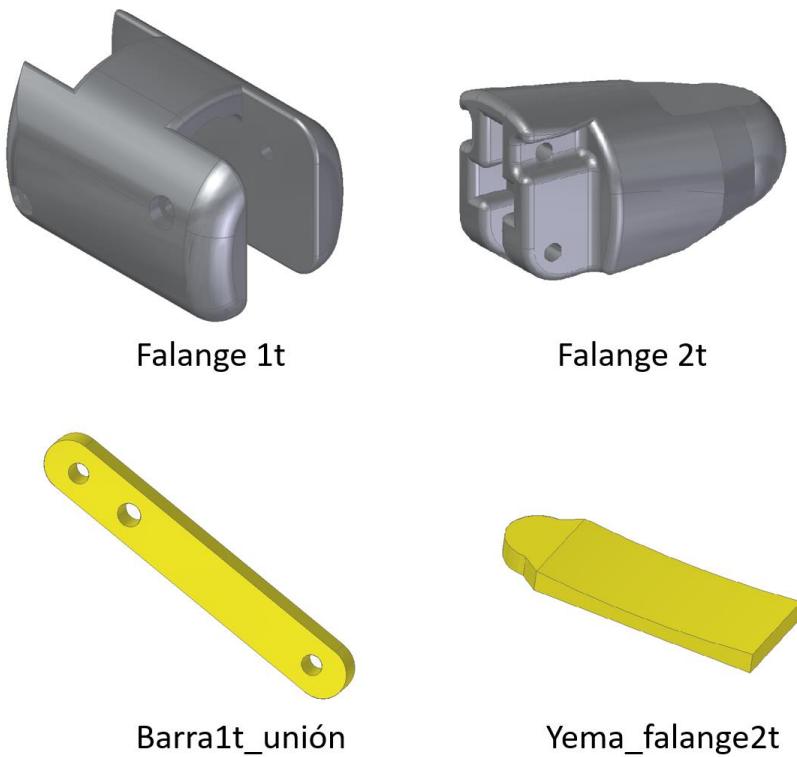


Figura 5.16. Elementos que configuran el dedo pulgar de la prótesis. Fuente: elaboración propia.

Para el dedo pulgar se realizaron nuevamente iteraciones y se observó que es posible el giro de la primera falange hasta un ángulo de  $40^{\circ}$ . Se muestran en la siguiente figura siete iteraciones donde se puede apreciar de nuevo que se ha procurado que el arco formado por dicho mecanismo se asemeje a los ángulos que forman las falanges del dedo pulgar cuando este flexiona.

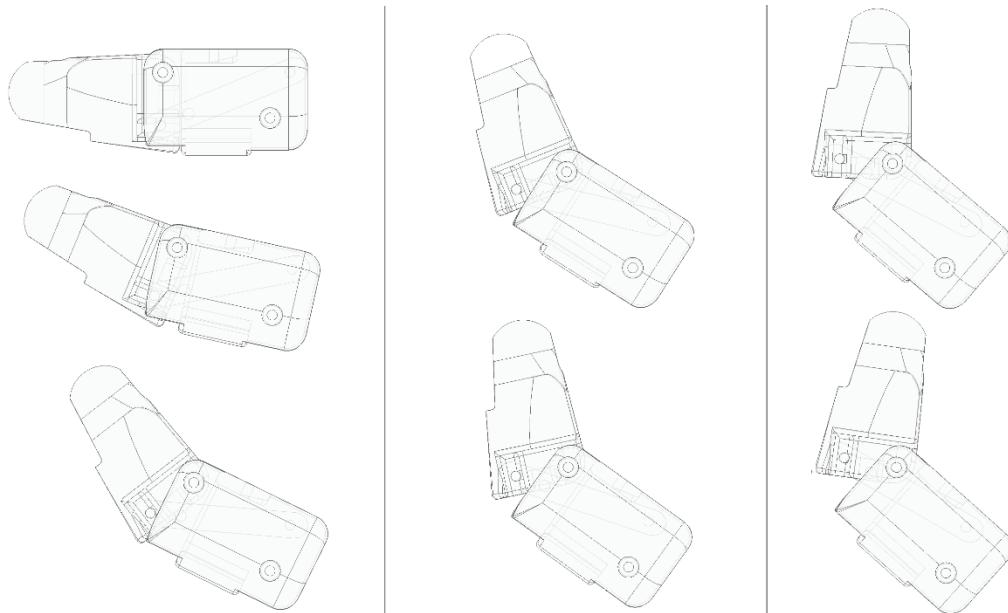


Figura 5.17. Movimiento del mecanismo del dedo pulgar. Se presentan 7 iteraciones que muestran el mecanismo que imita el movimiento de flexión de un dedo. Fuente: elaboración propia.

Con objetivo de aumentar la fuerza de agarre con la flexión de los dedos de la prótesis, se puede actuar por un lado y como ya se ha hecho aumentando las distancias mencionadas, de modo que el par producido en las falanges de los dedos sea mayor, ya que se mantiene la fuerza aplicada pero aumenta el brazo de la misma. Otro modo de reducirlo es eliminando la cuerda elástica que realiza una fuerza en sentido contrario al de la flexión del dedo.

El mecanismo con el que cuentan todas las prótesis activas y mecánicas de bajo coste y de fabricación aditiva para conseguir que el dedo protésico vuelva a su posición de reposo, es decir, realizar la extensión, se basa en una cuerda elástica anclada en la palma y en la parte superior del dedo.

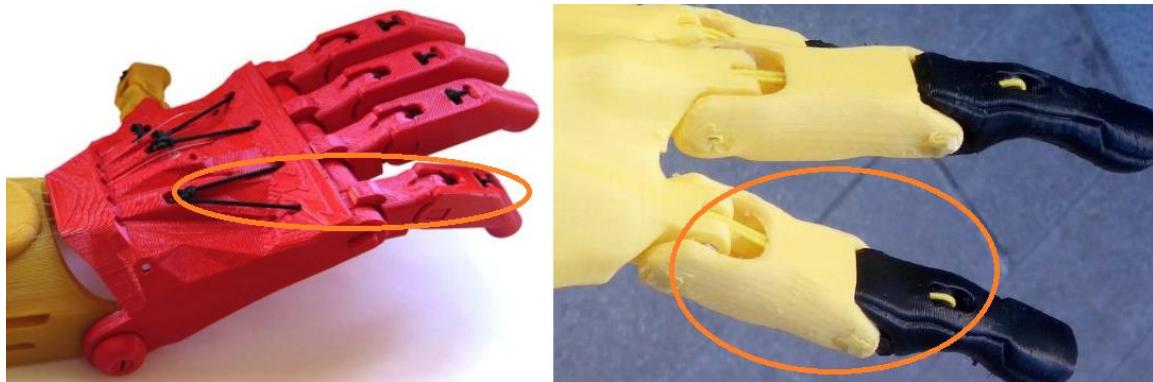


Figura 5.18. Cuerda elástica para producir la extensión del dedo en la prótesis. Fuente: Elaboración propia.

Este mecanismo realiza una fuerza que se opone al movimiento de flexión del dedo, y por tanto incrementa el par necesario a realizar con la flexión de la muñeca. Esta fuerza que se opone a la flexión del dedo puede ser calculada mediante la ley de Hooke, cuya expresión matemática es:

$$F = -k * x \quad (5-1)$$

Donde F es la fuerza que se opone al desplazamiento, k es la constante del resorte o la cuerda elástica y x es el desplazamiento.

De esta ley se desprende que a mayor desplazamiento o estiramiento de la cuerda elástica, mayor fuerza se produce. Por tanto, a medida que el dedo de la prótesis aumenta el grado de flexión, mayor será la fuerza que se opone a ella.

Con el objetivo de eliminar esta fuerza, se suprimirá esta cuerda elástica del nuevo modelo y se sustituirá por un cable unido por un extremo a la Barra1\_unión (Barra1t\_unión en el caso del pulgar) y por otro, a la parte posterior inferior del elemento Wrist ubicado en la muñeca del paciente. De este modo se consigue que el paciente tenga que realizar una menor fuerza con el giro de la muñeca para conseguir la misma fuerza de agarre con los dedos de la prótesis. Este mecanismo se explica de manera más detallada en el apartado de funcionamiento de la prótesis 5.4.

### 5.3.2 Diseño de la Palma de la prótesis

Este elemento es el que conecta los dedos de la prótesis con el elemento Wrist o muñeca. A través de ella se conducen los cables que se conectan con el elemento Wrist y que permiten la flexión y extensión de los dedos de la prótesis. Este elemento además, es el que se encuentra unido al muñón del paciente por medio de unas cintas de velcro.

Para el diseño de la palma de la nueva prótesis, se ha partido de la palma de la Prosthetic Hand debido a su buen diseño y su adecuada funcionalidad, ya que mantiene el dedo pulgar enfrentado al resto de dedos de la mano en todo momento, facilitando así el agarre de objetos. Además, gracias a su diseño en forma cilíndrica, permite una mejor adaptación y sujeción de la prótesis al muñón del paciente.

Los cambios realizados en la palma de la prótesis Prosthetic Hand han sido, por un lado, el rediseño de la zona que conecta la palma de la prótesis con los dedos, debido a la necesidad de adaptarlo al nuevo sistema de barras del cuadrilátero articulado que permite el movimiento de los dedos de la nueva prótesis. En la Figura 5.19 se puede observar en azul dicha modificación.

Además de lo anterior, ha sido preciso reubicar de nuevo los conductos por los que pasarán los cables que permitirán la flexión de los dedos (Figura 5.20 señalados en amarillo).



*Figura 5.19. Modificación marcada en azul de la zona de unión de la palma con los dedos de la prótesis. Fuente: elaboración propia*

Por otro lado, dado que el sistema para permitir la extensión del dedo se ha modificado, ha sido necesario realizar cinco nuevos conductos desde la parte superior de la zona de unión con los dedos (correspondiente a la zona de los nudillos en una mano humana), hasta la parte inferior en la zona que conecta este elemento con la muñeca. Dichos conductos se muestran en la siguiente figura representados en color rojo.

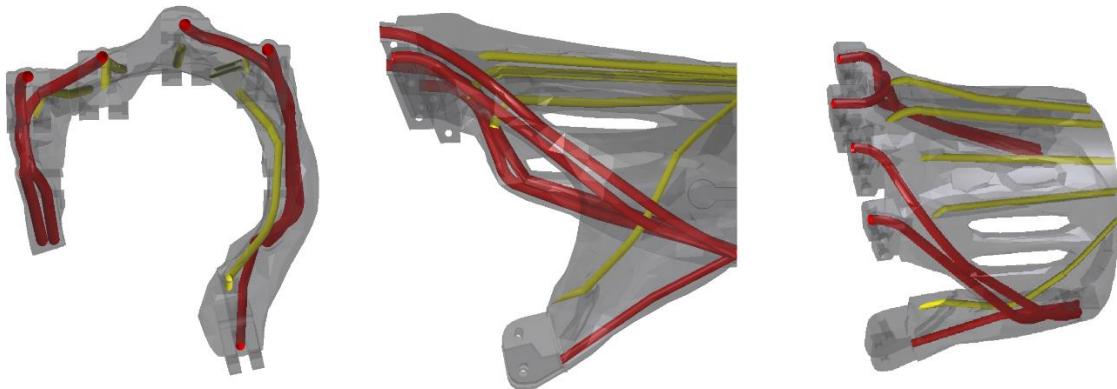


Figura 5.20. Nuevos conductos realizados en la palma de la prótesis. En rojo se muestran los conductos para la extensión de los dedos. En amarillo los destinados a la flexión de los dedos de la prótesis. Fuente: elaboración propia.

La palma de la Prosthetic Hand se obtiene de la plataforma Trucos Optimistas. Este archivo se encuentra tanto en formato .stl como en su formato original .blend, este último generado por el programa Blender<sup>16</sup>. Dada la imposibilidad de generar un formato compatible con Solid Edge, SolidWorks o CATIA a partir del formato .blend, se hace necesario partir del formato .stl para obtener un sólido a partir del cual realizar las modificaciones necesarias en la palma.

Para obtener un sólido a partir del formato .stl en primer lugar se hizo necesario reducir el mallado de este archivo, ya que de otro modo, los programas de CAD Solid Edge, SolidWorks o CATIA no eran capaces de trabajar bien con un archivo tan pesado. Para reducir el mallado, se utilizó el programa 3D Builder.

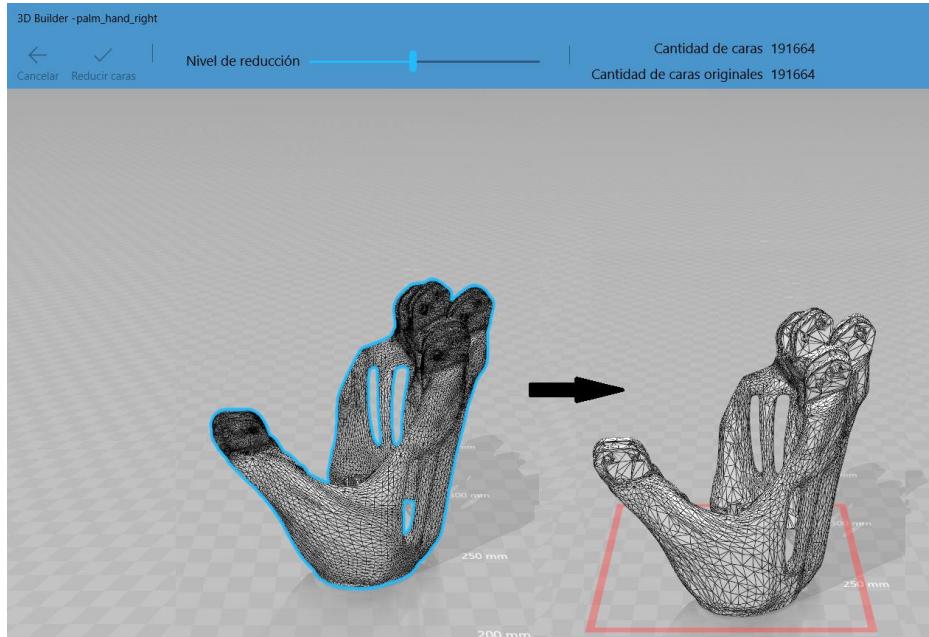


Figura 5.21. Reducción del mallado de la palma de la mano con 3D Builder. Fuente: elaboración propia

<sup>16</sup> Blender: Blender es un programa informático multiplataforma, dedicado especialmente al modelado, iluminación, renderizado, animación y creación de gráficos tridimensionales. Fuente: Wikipedia

## 5 METODOLOGÍA

Posteriormente, se ha de convertir el formato *.stl* en un tipo de archivo CAD (Parasolid<sup>17</sup>), obteniendo de este modo un sólido. Para ello, se ha usado el programa de CAD SolidWorks, un software CAD (diseño asistido por computadora) para modelado mecánico en 2D y 3D, desarrollado por Dassault Systemes, S.A. El archivo *.stl* de la palma ha de ser abierto con SolidWorks como conjunto de superficies y a continuación, usar el comando “Coser Superficie” para crear un sólido.

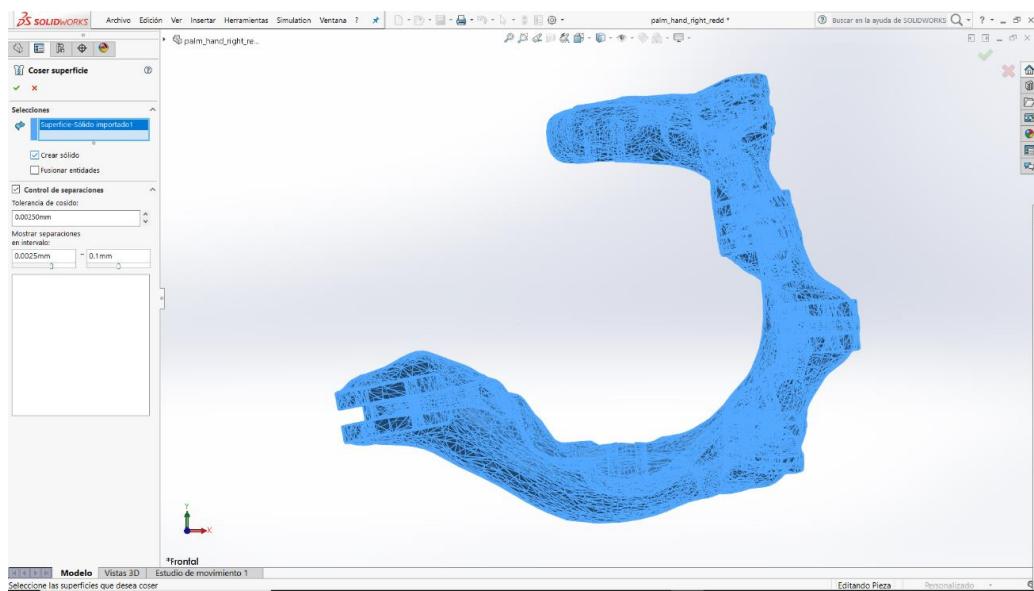


Figura 5.22. Comando "Coser Superficies" en SolidWorks. Fuente: elaboración propia

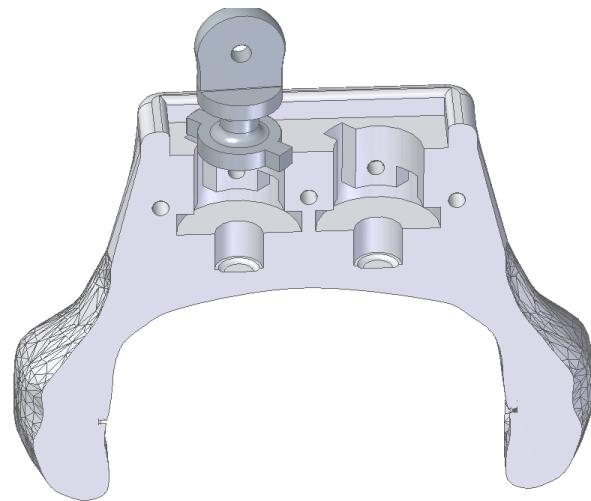
Por último, el sólido creado se guarda desde SolidWorks en formato Parasolid (*.x\_t*) para después poder ser abierto y editado con Solid Edge.

### 5.3.3 Diseño del sistema de tensado de los cables. Elemento Wrist

El mecanismo del nuevo sistema de regulación de tensión de los cables consiste en un elemento fijador con forma cilíndrica y un agujero transversal para permitir la fijación del cable. En la parte inferior se realizan dos guías o lenguetas salientes diametralmente opuestas que permitirán introducir dicha pieza a través de los agujeros con ranuras ubicados en el elemento wrist. En la parte inferior de los agujeros del elemento wrist el diámetro aumenta, de modo que se suprime la ranura y se permite el giro del elemento fijador. Desde esta parte inferior del agujero, se realizan otras dos ranuras ascendentes diametralmente opuestas y no pasantes a la superficie, de modo que gracias a un muelle ubicado en un agujero con menor diámetro en el fondo, se consigue retener el elemento fijador.

El agujero para alojar el muelle ha sido diseñado para permitir utilizar muelles extraídos de bolígrafos, con el fin de abaratar costes.

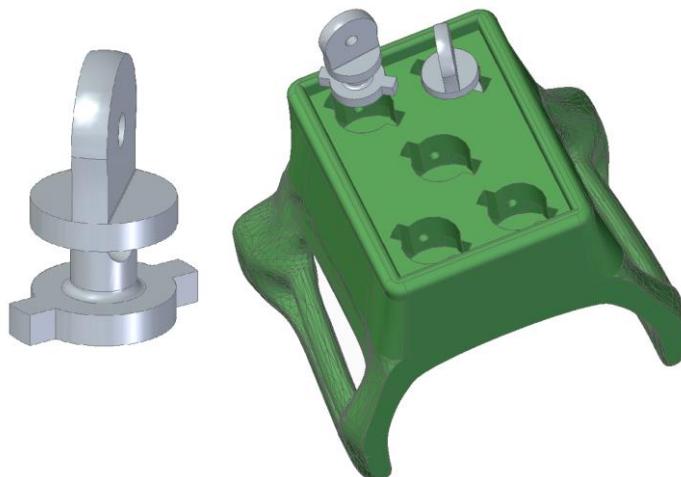
<sup>17</sup> Parasolid es un motor o algoritmo de modelado geométrico 3D de sólidos y superficies de forma libre orientado a objetos desarrollado por ShapeData y hoy mantenido por Siemens PLM Software , su especificación es abierta y puede ser usada por programas basados en CAD 3D.



*Figura 5.23. Sección transversal del elemento Wrist y elemento fijador. Agujeros para fijación del elemento fijador de los cables. Fuente: Elaboración propia*

El nuevo sistema de tensionado de los cables permite realizar el ajuste de tensión de los dedos enrollando el hilo o cable en la periferia del cilindro sin la necesidad de extraer de su posición el elemento de tensión o fijador. Por tanto, este sistema evita el desenrollado del cable, y permite una regulación de la tensión de modo más fino, ya que se elimina el destensado del cable como resultado de extraer y posteriormente introducir la pieza de tensión en su posición.

Además, esta pieza ha sido diseñada con radios de acuerdo para disminuir las tensiones producidas en puntos críticos de la pieza y mejorar su comportamiento a rotura. La zona cilíndrica donde se enrolla el cable se ha diseñado con un diámetro pequeño,  $\varphi=5,5\text{mm}$ . El objetivo es obtener un perímetro menor para así conseguir un ajuste más preciso, debido a que por ejemplo con media vuelta del elemento fijador, el cable se tensará una longitud  $l = \frac{2\pi\varnothing}{4} = \frac{1}{2}\pi\varnothing$ . De esta expresión se desprende que a menor diámetro, menor será la longitud de cable enrollado con la aplicación de media vuelta en el fijador, y por tanto se consigue un ajuste más preciso. El límite inferior del diámetro se fija gracias a la simulación a través de Solid Edge (5.6.2), procurando que las tensiones que aparecen en la pieza no superen el límite elástico del material.



*Figura 5.24. Elemento Wrist y elemento fijador para el tensionado de los cables de los dedos. Fuente: Elaboración propia*

Otros sistemas diferentes de regulación de estos hilos fueron estudiados obteniéndose como mejor sistema el explicado anteriormente. Algunos de estos sistemas se basaban en la fijación del elemento fijador mediante pasadores o en la fabricación aditiva de tornillos de PLA con un agujero transversal para el ajuste de la tensión del hilo con el enroscado del mismo. Este último sistema fue descartado por la imposibilidad de ejecutarse un buen roscado con una métrica tan pequeña en impresoras 3D de escritorio convencionales.

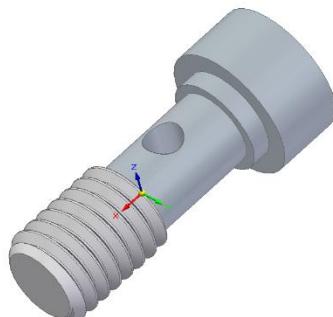


Figura 5.25. Diseño de un tornillo para ser desarrollado por fabricación aditiva y realizar el tensado de los cables de la prótesis. Fuente: elaboración propia.

## 5.4 Funcionamiento y ensamblaje de la prótesis

El funcionamiento de la prótesis se basa en la tracción de distintos elementos de los dedos de la prótesis para conseguir su flexión y extensión. Esta tracción se consigue con cables o hilos gracias al movimiento de flexión y extensión de la muñeca del paciente que provoca a su vez un movimiento relativo entre la Palma de la prótesis y el elemento Wrist.

El elemento palma y el elemento Wrist de la prótesis son acoplados al muñón de la mano y al antebrazo del paciente respectivamente, ubicándose entre estos dos elementos la muñeca para permitir el movimiento de la prótesis. Ambos elementos se fijan al paciente gracias a dos cintas de velcro, una para cada uno de ellos, que son unidas a la prótesis haciendo las pasar por las dos ranuras existentes tanto en la palma como en el elemento wrist.

Para producir la flexión de los dedos, el elemento Wrist deberá realizar el movimiento que se muestra en la siguiente figura. Un hilo mostrado en granate que conecta el punto H (Falange proximal) con el punto I (elemento fijador o regulador) produce la tracción de la Falange proximal de los dedos provocando la flexión de los mismos. En la Figura 5.26 se muestra el sistema del dedo meñique únicamente.

El mecanismo para activar el dedo pulgar es el mismo que el descrito en el párrafo anterior, exceptuando que este solo cuenta con dos falanges.

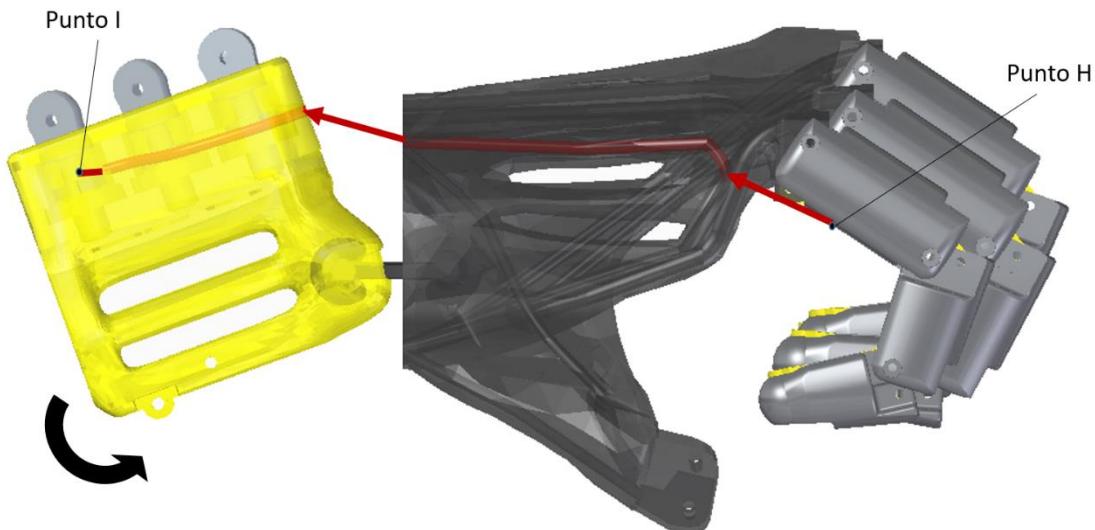


Figura 5.26. Esquema explicativo de la flexión del dedo de la prótesis. Fuente: elaboración propia.

La extensión de los dedos de la prótesis se consigue realizando el movimiento contrario en el elemento Wrist, tal y como se muestra en la Figura 5.27. Este movimiento se logra con la extensión de la muñeca del paciente. En la figura se ha realizado un corte a la falange 1 del dedo meñique para poder visualizar en su interior a la Barra1\_unión.

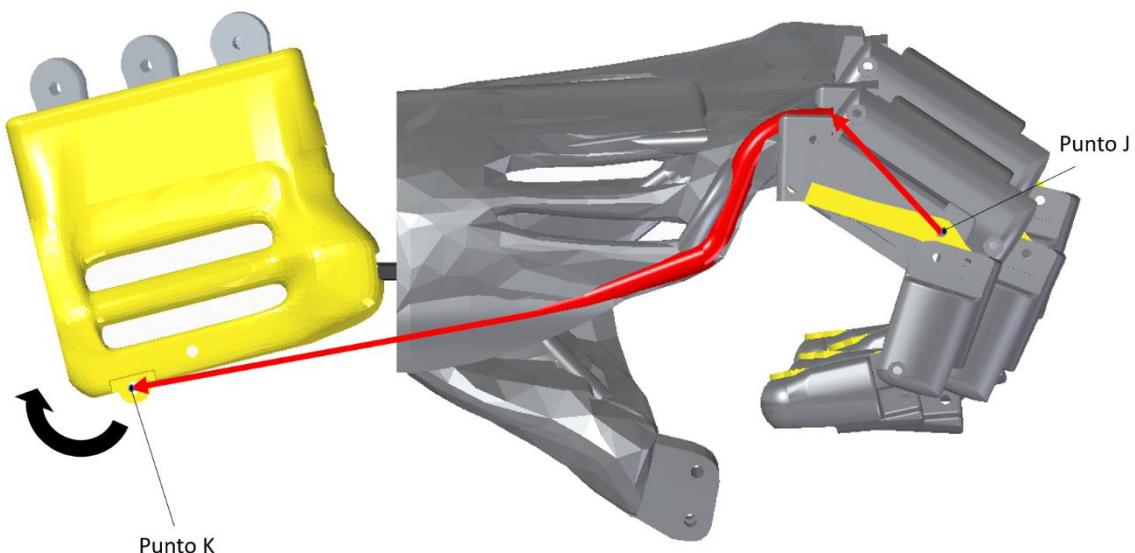


Figura 5.27. Esquema explicativo de la extensión del dedo de la prótesis. Fuente: elaboración propia.

El hilo o cable que produce la extensión de los dedos se une por un extremo al elemento Barra1\_unión en el punto J, y por el otro extremo, al punto K del elemento Wrist. El hilo se guiará desde el elemento Palma al elemento Wrist por la parte inferior del punto de articulación entre ambos, como se muestra en la anterior figura, de modo que al producirse la flexión de la muñeca, el cable dejará de estar tensado para permitir la flexión del dedo. Cuando se produce la extensión de la palma, el citado cable se tensará y tirará del elemento Barra1\_unión, provocando la extensión del dedo.

## 5 METODOLOGÍA

La prótesis con todos sus elementos ensamblados se muestra en la siguiente figura.



Figura 5.28. Prótesis de mano ensamblada con todos sus elementos. A la izquierda se muestra la prótesis con los dedos extendidos y a la derecha con los dedos flexionados. Fuente: elaboración propia

Los elementos que conforman los dedos de la prótesis son unidos mediante clavos de acero de 2,2 mm de diámetro. Estos clavos son cortados con la longitud adecuada para cada articulación y son fijados fundiendo en ambos extremos PLA con un soldador eléctrico de estaño.

La unión entre la palma de la prótesis y el elemento Wrist se realiza por medio de dos finas piezas de material flexible Smart Fil Flex. Este elemento de unión se muestra en la Figura 5.29.

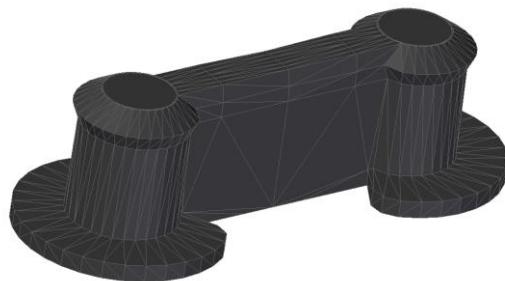


Figura 5.29. Elemento Joint de unión entre la palma de la prótesis y el elemento Wrist. Fuente: elaboración propia.

## 5.5 Modelado y simulación mecánica con Matlab

### 5.5.1 Introducción

Una vez se tiene el diseño de los dedos protésicos, se procede a su modelizado para realizar una simulación de movimiento usando Matlab, que es una herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado con un lenguaje de programación propio (lenguaje M).

La simulación se realiza únicamente para el modelo del dedo meñique, ya que cuenta con los elementos de menores secciones y en él actuarán las mismas fuerzas que en el resto de dedos de la prótesis.

Con estas simulaciones se pretende analizar y verificar el funcionamiento del mecanismo diseñado para los dedos índice, medio anular y meñique, así como obtener las fuerzas que aparecerán en las diferentes articulaciones para posteriormente poder ser analizadas y simuladas en los elementos más críticos del mecanismo.

Las diferentes partes o elementos a modelizar son las siguientes:

- 1. Falange 1
- 2. Falange 2
- 3. Falange 3
- 4. Barra1\_unión
- 5. Barra2\_unión

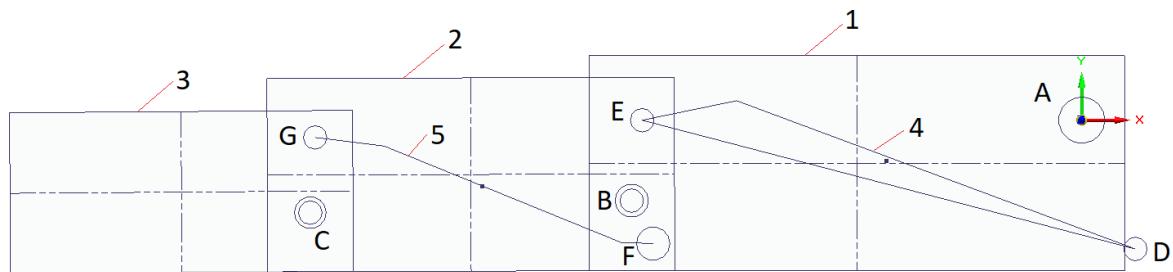


Figura 5.30 Representación del mecanismo del dedo de la prótesis de mano. Fuente: Elaboración propia

El origen de coordenadas globales se encuentra en el punto A. Dicho punto permanece inmóvil y se define como  $(x_0 = 0, y_0 = 0)$ .

Para calcular las propiedades físicas necesarias para realizar la simulación en Matlab, se recurre a la herramienta CAD Solid Edge, donde previamente se han diseñado y construido todas y cada una de estas piezas. Las propiedades físicas necesarias son masas, momento

## 5 METODOLOGÍA

de inercia del eje perpendicular al plano que pasa por el centro de masas<sup>18</sup> y longitudes de cada uno de los diferentes elementos.

Para el cálculo de estas propiedades, se debe introducir en Solid Edge la densidad del material con el que se fabricará la prótesis. En este caso, la prótesis de mano se fabricará con ácido poliláctico o poliácido láctico (PLA). Este material posee una densidad  $\rho=1250 \text{ kg/m}^3$ .

El volumen es obtenido de forma automática a través de Solid Edge una vez que la pieza está dibujada. Conocida la densidad  $\rho$  del material y el volumen de la pieza, se calcula su masa por medio de la siguiente relación:

$$\rho \left[ \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \right] = \frac{m[\text{kg}]}{v[\text{m}^3]} \quad (5-2)$$

Respecto al momento de inercia, para un sistema de partículas y un eje arbitrario, este se define como la suma de los productos de las masas de las partículas por el cuadrado de la distancia  $r$  de cada partícula a dicho eje. Para un cuerpo de masa continua o medio continuo, se generaliza y se define matemáticamente como:

$$\int_m r^2 dm = \int_V \rho * r^2 dV \quad (5-3)$$

Se debe integrar sobre todo el volumen del cuerpo. Los ejes principales de inercia son aquellos respecto de los cuales los momentos de inercia son máximos o mínimos. Estos ejes son además perpendiculares entre sí. Los momentos principales de inercia son aquellos momentos de valor máximo y valor mínimo obtenidos a partir de los ejes principales de inercia.

Con la ayuda de Solid Edge, se obtienen de una manera rápida los momentos y los ejes principales de inercia, así como el centro de masas de todos y cada uno de los elementos que forman el dedo.

A continuación se muestra la ventana a través de la cual se obtienen las propiedades físicas en Solid Edge.

---

<sup>18</sup> Centro de masas: El centro de masas de un sistema discreto o continuo es el punto geométrico que dinámicamente se comporta como si en él estuviera aplicada la resultante de las fuerzas externas al sistema. Fuente especificada no válida.

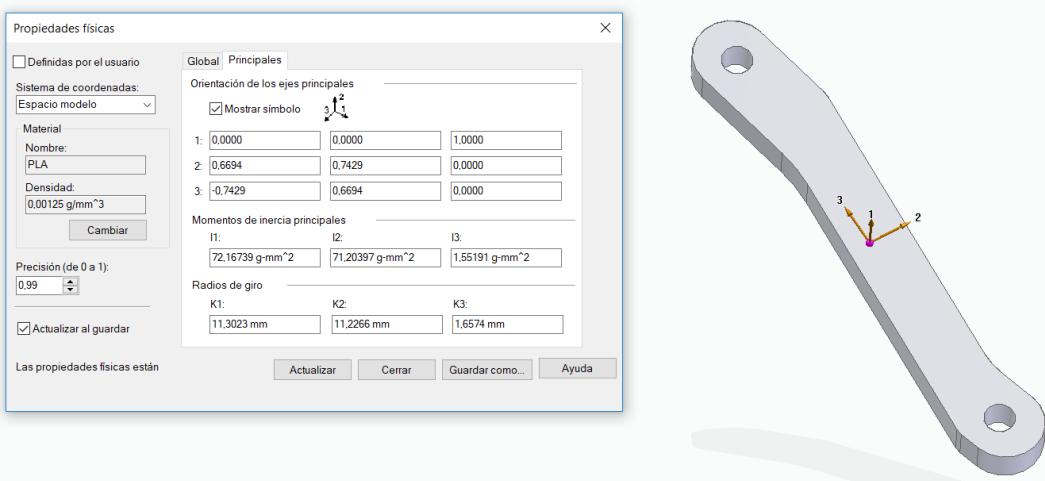


Figura 5.31 Propiedades físicas obtenidas a través de Solid Edge del elemento Barra2\_unión. Fuente: Elaboración propia

Las propiedades físicas necesarias para la simulación en Matlab son las siguientes:

<b>Elemento</b>	<b>Masa (Kg)</b>	<b>Momento de Inercia (Kg/m³)</b>
Falange 1	$11,57 * 10^{-3}$	$2,3429 * 10^{-6}$
Falange 2	$9,398 * 10^{-3}$	$1,2165 * 10^{-6}$
Falange 3	$10,56 * 10^{-3}$	$1,2180 * 10^{-6}$
Barra1_unión	$0,932 * 10^{-3}$	$2,0347 * 10^{-7}$
Barra2_unión	$0,565 * 10^{-3}$	$7,2170 * 10^{-8}$

Tabla 5.3 Propiedades físicas de los elementos del dedo de la prótesis. Fuente: Elaboración propia

El mecanismo del dedo consta de 5 elementos como ya se ha visto anteriormente. Estos 5 elementos cuentan con 3 g.d.l. cada uno, que representan los posibles movimientos de cada uno de los elementos en el plano (dos translaciones y una rotación). Por tanto los grados de libertad del sistema son:

$$(3 \text{ g.d.l.}) * (5 \text{ elementos}) = 15 \text{ g.d.l.} \quad (5-4)$$

Además, el mecanismo consta de 7 pares de rotación, representados en la Figura 5.1 por letras mayúsculas, los cuales introducen cada uno de ellos 2 restricciones en nuestro sistema, ya que nos limita el movimiento en horizontal y vertical del elemento, y solo posibilita su rotación, por tanto:

$$\text{g.d.l.} = 15 \text{ g.d.l.} - (2 \text{ restricciones} * 7 \text{ pares de rotación}) = 1 \text{ g.d.l.} \quad (5-5)$$

Se concluye que el sistema cuenta con 1 g.d.l. y se puede clasificar como mecanismo, ya que  $\text{g.d.l.} > 0$ .

### 5.5.2 Sistema mecánico

Una vez obtenidos los grados de libertad se procede a obtener las ecuaciones de restricción en cada punto. En las siguientes ecuaciones,  $x_n$  y  $y_n$  representan las coordenadas locales  $x$  y del elemento n, tal y como se muestra en la Figura 5.33. A su vez,  $\varphi_n$  representa el ángulo de giro de la coordenada  $x$  del elemento n con respecto al eje  $x_0$  positivo.

- Punto A: Par de rotación

$$\emptyset_1: x_1 + L1 * \cos\varphi_1 - L2 * \sin\varphi_1 \quad (5-6)$$

$$\emptyset_2: y_1 + L1 * \sin\varphi_1 + L2 * \cos\varphi_1 \quad (5-7)$$

- Punto B: Par de rotación

$$\emptyset_3: x_1 - L3 * \cos\varphi_1 + L4 * \sin\varphi_1 - x_2 - L5 * \cos\varphi_2 - L6 * \sin\varphi_2 \quad (5-8)$$

$$\emptyset_4: y_1 - L3 * \sin\varphi_1 - L4 * \cos\varphi_1 - y_2 - L5 * \sin\varphi_2 + L6 * \cos\varphi_2 \quad (5-9)$$

- Punto C: Par de rotación

$$\emptyset_5: x_2 - L7 * \cos\varphi_2 + L8 * \sin\varphi_2 - x_3 - L9 * \cos\varphi_3 - L10 * \sin\varphi_3 \quad (5-10)$$

$$\emptyset_6: y_2 - L7 * \sin\varphi_2 - L8 * \cos\varphi_2 - y_3 - L9 * \sin\varphi_3 + L10 * \cos\varphi_3 \quad (5-11)$$

- Punto D: Par de rotación

$$\emptyset_7: x_4 + L13 * \cos\varphi_4 - L11 \quad (5-12)$$

$$\emptyset_8: y_4 + L13 * \sin\varphi_4 + L12 \quad (5-13)$$

- Punto E: Par de rotación

$$\emptyset_9: x_4 - L15 * \cos\varphi_4 + L16 * \sin\varphi_4 - x_2 - L17 * \cos\varphi_2 + L18 * \sin\varphi_2 \quad (5-14)$$

$$\emptyset_{10}: y_4 - L15 * \sin\varphi_4 - L16 * \cos\varphi_4 - y_2 - L17 * \sin\varphi_2 - L18 * \cos\varphi_2 \quad (5-15)$$

- Punto F: Par de rotación

$$\phi_{11}: x_5 + L19 * \cos\varphi_5 - L20 * \sin\varphi_5 - x_1 + L21 * \cos\varphi_1 - L22 * \sin\varphi_1 \quad (5-16)$$

$$\phi_{12}: y_5 + L19 * \sin\varphi_5 + L20 * \cos\varphi_5 - y_1 + L21 * \sin\varphi_1 + L22 * \cos\varphi_1 \quad (5-17)$$

- Punto G: Par de rotación

$$\phi_{13}: x_5 - L23 * \cos\varphi_5 + L24 * \sin\varphi_5 - x_3 - L25 * \cos\varphi_3 + L26 * \sin\varphi_3 \quad (5-18)$$

$$\phi_{14}: y_5 - L23 * \sin\varphi_5 - L24 * \cos\varphi_5 - y_3 - L25 * \sin\varphi_3 - L26 * \cos\varphi_3 \quad (5-19)$$

Las longitudes L usadas en las ecuaciones anteriores se muestran en la figura siguiente:

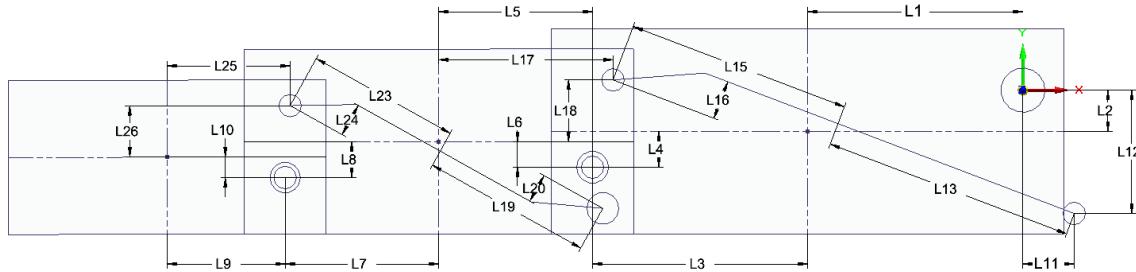


Figura 5.32. Longitudes principales de la modelización del dedo. Fuente: Elaboración propia

En el código introducido en Matlab para insertar las ecuaciones de restricción calculadas, se usa el vector  $\vec{q}$ , donde cada uno de los valores de este vector representa la posición en x, y o ángulo  $\phi$  de cada uno de los elementos del sistema respecto de su centro de masas. Las coordenadas locales de cada elemento son situadas en su centro de masas. Las coordenadas globales se representan por  $(X_0Y_0)$ .

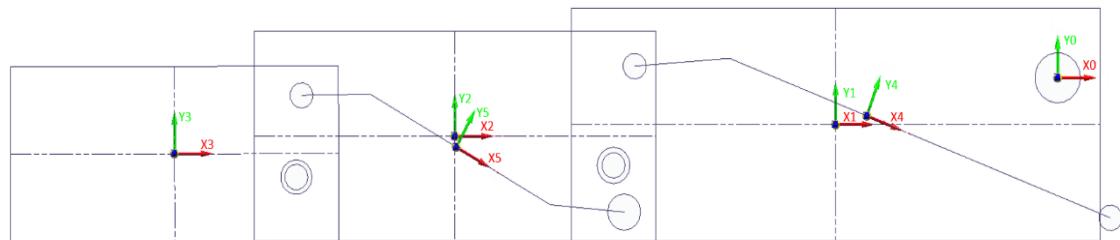


Figura 5.33. Posicionamiento coordenadas locales y coordenadas globales del mecanismo del dedo. Fuente: Elaboración propia

La correspondencia de las componentes del vector  $q(i)$  con las componentes de la posición de cada uno de los elementos se muestra en la siguiente tabla.

<b>Elemento:</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
X	1	4	7	10	13
Y	2	5	8	11	14
$\phi$	3	6	9	12	15

Tabla 5.4. Correspondencia de la componente  $q(i)$  con las componentes x,y, $\phi$  de cada uno de los elementos.  
Fuente: Elaboración propia

Una vez obtenidas las ecuaciones de restricción del sistema podemos hallar la matriz Jacobiana de las mismas, siendo esta matriz la derivada de las ecuaciones de restricción respecto de todas las variables del sistema. De nuevo, en el código de Matlab son introducidas dichas matrices. La fila  $i$  de la matriz Jacobiana  $J(i,j)$  determina la ecuación de restricción mientras que la columna  $j$  indica cual es la variable respecto de la cual derivamos. Aquellos espacios de la matriz que no aparezcan definidos serán ceros.

Con la Jacobiana ya calculada, se procede a obtener las ecuaciones dinámicas. Para ello, se necesita conocer las fuerzas exteriores. Estas fuerzas serán diferentes en cada una de las simulaciones que se realizarán y se explican en los apartados siguientes.

### 5.5.3 Simulación

Se realizarán dos simulaciones. En la primera de ellas se simulará la caída libre del mecanismo. En la segunda se simula el agarre del mecanismo con la fuerza máxima que actuará sobre el mismo, obteniéndose así las fuerzas de reacción máximas que aparecen en los distintos puntos de articulación.

#### 5.5.3.1 Simulación en caída libre

En primer lugar, se procederá a realizar la simulación del mecanismo del dedo y comprobar su comportamiento en caída libre. En física, se denomina caída libre al movimiento de un cuerpo bajo la acción exclusiva de un campo gravitatorio. Por tanto, actuará únicamente el peso propio de cada uno de los elementos que componen el sistema. Las fuerzas del peso propio de acuerdo a la segunda ley de Newton son el resultado del producto de la gravedad por la masa de cada elemento, ya que:

$$P_i = m_i * g \quad (5-20)$$

Donde  $P_i$  representa el peso del elemento  $i$ ,  $m_i$  la masa del elemento  $i$ , y  $g$  la aceleración de la gravedad, que se tomará como  $9.8m/s^2$ . En esta simulación de peso propio no se ha tenido en cuenta la fuerza del rozamiento aerodinámico en sentido contrario al peso por su despreciable acción en esta simulación.

En Matlab, estas fuerzas externas se introducen en el vector  $\vec{U}$ . Este vector  $\vec{U}$  tiene la misma dimensión que el anterior vector  $\vec{q}$  e idéntica correlación con las componentes x y  $\phi$  de cada

elemento, pero en lugar de representar posiciones, representa las fuerzas externas aplicadas sobre cada elemento en la direcciones x y, y los momentos externos aplicados en sentido de giro  $\phi$ . Estas fuerzas se introducen en coordenadas globales, por tanto el peso propio de cada elemento se debe introducir tomando un valor negativo en la dirección  $Y_0$ .

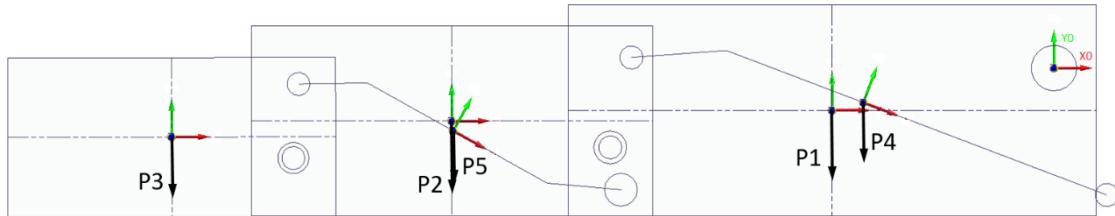


Figura 5.34. Introducción de los pesos propios de los elementos  $P_i$  en el sistema. Fuente: Elaboración propia

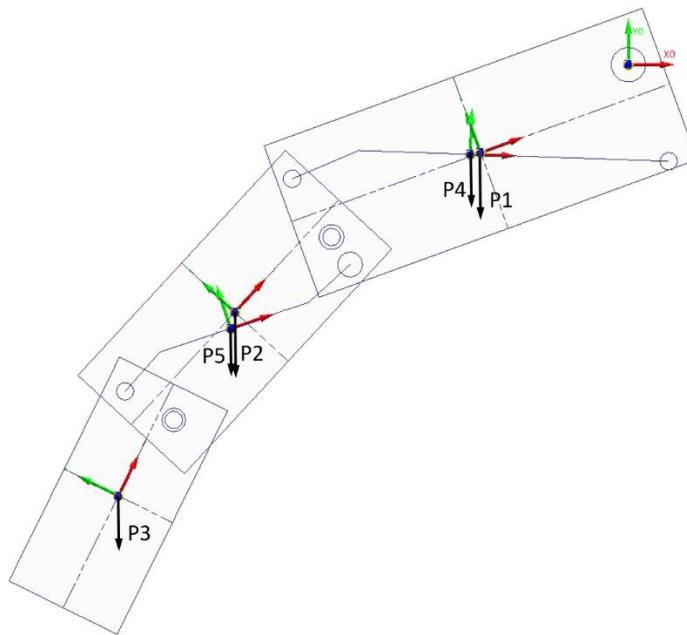


Figura 5.35. Introducción de los pesos propios de los elementos  $P_i$  en el sistema. Fuente: Elaboración propia

Este sistema de fuerzas se implementa en el código de Matlab mediante el vector de fuerzas siguiente:

$$U(2) = -M1 * g; \quad (5-21)$$

$$U(5) = -M2 * g; \quad (5-22)$$

$$U(8) = -M3 * g; \quad (5-23)$$

$$U(11) = -M4 * g; \quad (5-24)$$

$$U(14) = -M5 * g; \quad (5-25)$$

## 5 METODOLOGÍA

El problema llegado este punto se basa en resolver el sistema siguiente:

$$M_{(15 \times 15)} \ddot{\vec{q}}_{(15 \times 1)} + J_{(15 \times 14)}^t R_{(14 \times 1)} = U_{(15 \times 1)} \quad (5-26)$$

$M_{(15 \times 15)}$  es la matriz de masas e inercias. Esta matriz es diagonal<sup>19</sup> y se construye con las masas e inercias de cada uno de los elementos. El vector  $\ddot{\vec{q}}_{(15 \times 1)}$  se construye con la segunda derivada de cada elemento del vector  $\vec{q}$  respecto del tiempo, y representa la aceleración en cada componente x y  $\phi$  de cada elemento.  $J_{(15 \times 14)}^t$  representa la matriz traspuesta<sup>20</sup> de la matriz Jacobiana  $J$ .  $R_{(14 \times 1)}$  representa el vector de reacciones internas, las cuales se producen en las uniones de los elementos o pares de rotación. En cada par de rotación existe un par de fuerzas de reacción<sup>21</sup>  $R_x R_y$ , y al contar el sistema con siete pares de rotación, es por esto que el vector  $\vec{R}$  tiene una dimensión de  $(14 \times 1)$ .

Este sistema es resuelto por Matlab mediante el método de Newton Raphson<sup>22</sup> y obtenemos la simulación en movimiento del dedo y algunos datos como velocidades angulares de elementos y posiciones en el tiempo.

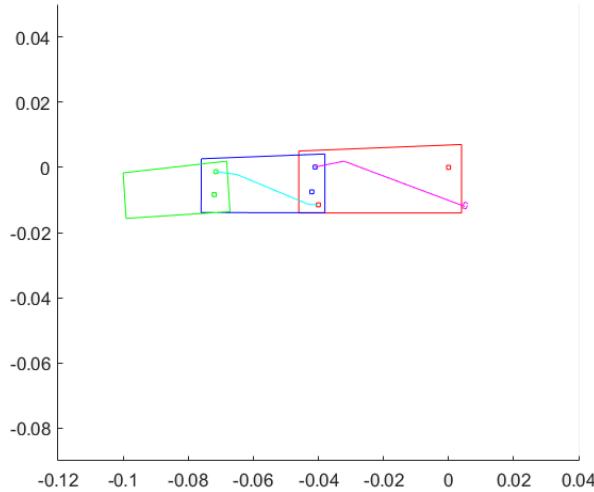


Figura 5.36. Salida en Matlab de la simulación de caída libre del dedo (Parte 1). Fuente: Elaboración propia

<sup>19</sup> Matriz diagonal: En álgebra lineal, una matriz diagonal es una matriz cuadrada en que las entradas son todas nulas salvo en la diagonal principal, y éstas pueden ser nulas o no. Fuente: Elaboración propia.

<sup>20</sup> Matriz traspuesta: Se trata de una nueva matriz donde el elemento  $a_{ji}$  de la matriz original  $A$  se convertirá en el elemento  $a_{ij}$  de la matriz traspuesta  $A^t$ . Fuente: Elaboración propia.

<sup>21</sup> Fuerza de reacción: Se corresponde con una fuerza igual y opuesta ejercida por un segundo cuerpo sobre el primero en respuesta a una fuerza aplicada por el primero sobre el segundo. Fuente: Online Education Center.

<sup>22</sup> Método de Newton Raphson: Este método se utiliza para encontrar aproximaciones que converjan hacia la raíz que se busca, por medio de iteraciones, es decir, comenzar con un valor cercano a cero, y después hallar las rectas tangentes a la función dada, hasta que se encuentre uno que se aproxime lo suficiente a la raíz. Fuente: La guía matemática.

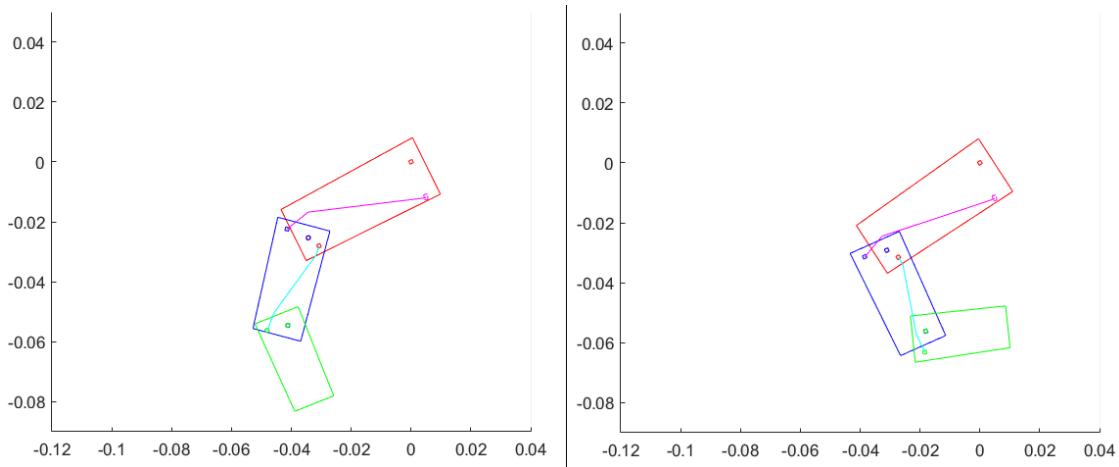


Figura 5.37. Salida en Matlab de la simulación de caída libre del dedo (Parte 2). Fuente: Elaboración propia

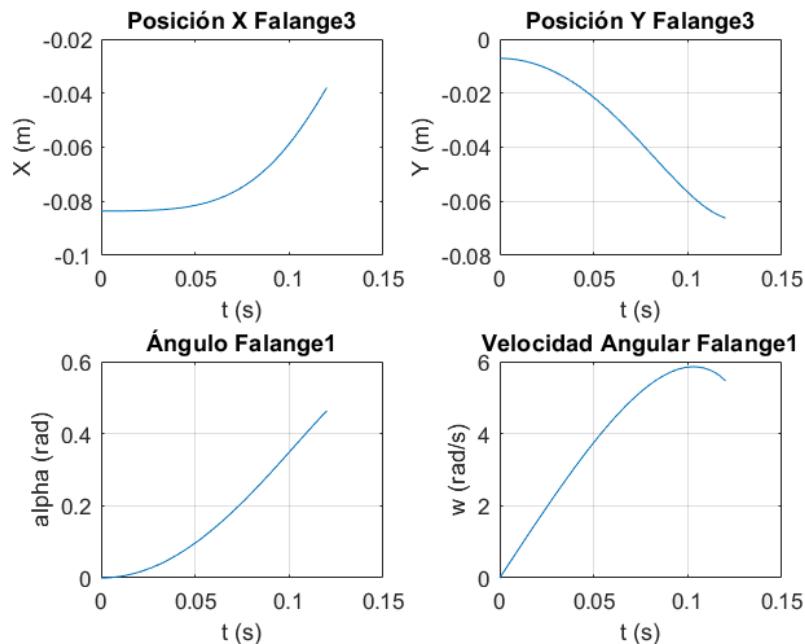


Figura 5.38. Gráficas obtenidas en Matlab de la simulación de caída libre del dedo. Fuente: Elaboración propia

Como puede observarse en la Figura 5.38, el movimiento del dedo es el correcto. La posición en X (horizontal) del elemento Falange 3 va disminuyendo, al igual que su posición en Y (vertical). El ángulo del elemento Falange 1 va aumentando hasta que el dedo se cierra completamente. Por último, se comprueba como la velocidad angular del elemento Falange 1 crece a medida que la simulación avanza, debido a que el movimiento que se está produciendo en la simulación es un movimiento uniformemente acelerado, donde la velocidad crece de manera constante de acuerdo a la aceleración de la gravedad  $g$ .

#### 5.5.3.2 Simulación con fuerza de agarre en flexión del dedo

Se procede a continuación a realizar la primera parte de esta segunda simulación, en la que además de aparecer las fuerzas producidas por el peso de los elementos, se introduce como

## 5 METODOLOGÍA

fuerza externa la realizada en el dedo de la prótesis de mano para que se produzca el cierre del mismo.

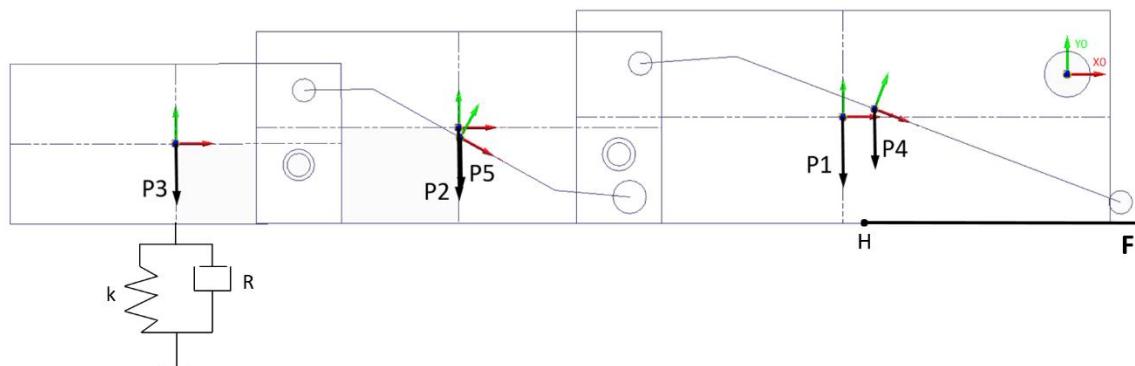


Figura 5.39. Simulación con Fuerza externa en el punto H y Muelle-Amortiguador Vertical en Falange 3. Fuente: Elaboración Propia

Además, se introduce un muelle y amortiguador vertical en paralelo en el elemento Falange 3, que simulará la oposición a la flexión del dedo debido al agarre de un objeto. El valor de la constante k del muelle se toma en 450 N/m, y la C del amortiguador en 250N\*s/m, ya que son valores que permiten al dedo flexionarse de un modo lento, sin llegar a provocar su detención inmediata. En la segunda parte de esta simulación se introducirá el muelle-amortiguador en dirección horizontal, cuando el dedo protésico se encuentra con la Falange 3 con un ángulo de 90 grados con respecto al eje  $x_0$  negativo.

La fuerza F que produce la flexión del dedo se aplica en el punto H y su dirección siempre mantiene el mismo ángulo que el elemento Falange 1 con el eje horizontal, es decir,  $\phi_3$ . Esta fuerza F será calculada de acuerdo al estudio de (Yuichi, Yuine, Kazuki, Tung, & Ishii, 2015) para el par máximo ejercido con la muñeca, debido a que como ya se ha explicado anteriormente, la flexión de los dedos es producida por la flexión de la muñeca. De este modo, se asegura que la fuerza ejercida para la flexión del dedo producida por la flexión de la muñeca siempre tendrá un valor menor que el usado en esta simulación, y por tanto se darán siempre reacciones de menor valor en las articulaciones.

El par máximo ejercido por la muñeca según el estudio mencionado es de 14,8Nm, y teniendo en cuenta que este par ejerce la fuerza necesaria para la tensión de los cables y que estos se encuentran a 0,035m del eje de giro de la muñeca, se pudo calcular la fuerza que ejerce dicho par aplicando equilibrio de momentos:

$$M_m = 20Nm = F * \text{brazo de la fuerza} \rightarrow F = \frac{14,8Nm}{0,035m} = 422,85N \quad (5-27)$$

Esta fuerza acciona los dedos índice, medio, anular y meñique y pulgar, y por tanto, cuando el tipo de agarre con la mano es cilíndrico o de gancho, cada dedo recibe una fuerza de 84,5N para realizar la flexión.

Esta fuerza F y el muelle-amortiguador se implementan en Matlab mediante el vector de fuerzas  $\vec{U}$ . Las componentes de este vector como se ha visto en la anterior simulación se deben introducir en coordenadas globales. Por ello, para proyectar la fuerza F en el eje horizontal, esta fuerza debe ser multiplicada por el coseno del ángulo que forma el elemento Falange 3 con el eje horizontal ( $\phi_3 = x(18)$ ). Lo mismo ocurre en la proyección de la fuerza F

en el eje horizontal, en a que se ha de multiplicar por el seno del mismo ángulo. El vector  $\vec{x}$  consta de 44 componentes, de las cuales de la 1 a la 15 inclusive representan las velocidades lineales y angulares de cada elemento, de la componente 16 a la 30 sus posiciones, y de la 31 a la 44 las reacciones en cada par de rotación.

La componente U(3) representa el par generado en el elemento Falange 3 por la aplicación de fuerzas externas sobre este elemento. El par o momento generado en la Falange 3 se calcula como la fuerza F aplicada, multiplicada por la distancia de esta fuerza al centro de masas de la Falange 3 ( $U(3) = F * d$ ) siendo d la distancia de 0.01m.

$$K = 450; C = 250; \quad (5-28)$$

$$U(1) = 84.5 * \cos(x(18)); \quad (5-29)$$

$$U(2) = -M1 * g + 84.5 * \sin(x(18)) \quad (5-30)$$

$$U(3) = 0.01 * 84.5; \quad (5-31)$$

$$U(5) = -M2 * g; \quad (5-32)$$

$$U(8) = -M3 * g - K * (-x(23) - 6.7E - 3) - C * (x(8)); \quad (5-33)$$

$$U(11) = -M4 * g; \quad (5-34)$$

$$U(14) = -M5 * g; \quad (5-35)$$

El muelle-amortiguador se introduce en la componente U(8) del vector de fuerzas externas, que representa la fuerza aplicada en el elemento Falange 3 en dirección vertical.

La ley de Hooke establece que el alargamiento de un muelle es directamente proporcional al módulo de la fuerza que se le aplique, siempre y cuando no se deforme permanentemente dicho muelle. Por tanto, la fuerza aplicada por el muelle es:

$$F_m = k(x - x_0) \quad (5-36)$$

Donde  $F_m$  es el módulo de la fuerza que se aplica sobre el muelle,  $k$  es la constante elástica del muelle, que relaciona fuerza y alargamiento. Cuanto mayor es su valor más trabajo costará estirar el muelle. Por último,  $x_0$  es la longitud del muelle sin aplicar la fuerza y  $x$  es la longitud del muelle con la fuerza aplicada. En este caso, el valor de  $x_0$  es  $-6,7 * 10^{-3}$  y  $x(23)$  es la posición vertical de la Falange 3.

En cuanto al amortiguador se define como el cociente de proporcionalidad C entre la fuerza de amortiguamiento y la velocidad relativa entre los extremos del elemento amortiguador.

## 5 METODOLOGÍA

La fuerza que ejerce el amortiguador viene dada por la siguiente expresión.

$$F_a = -C * v \quad (5-37)$$

Donde  $F_a$  es la fuerza ejercida por el amortiguador, C es el coeficiente de amortiguamiento y v es la velocidad. Aplicando esto al sistema amortiguador del dedo, C toma un valor de  $250\text{N}*\text{s/m}$  y v es igual a  $x(8)$ , componente del vector  $\vec{x}$  que representa la velocidad vertical del elemento Falange 3 en coordenadas globales.

De nuevo, se resuelve la ecuación (5-26).

Se obtienen las posiciones de la Falange 3 así como el ángulo de giro y velocidades angulares de la Falange 1.

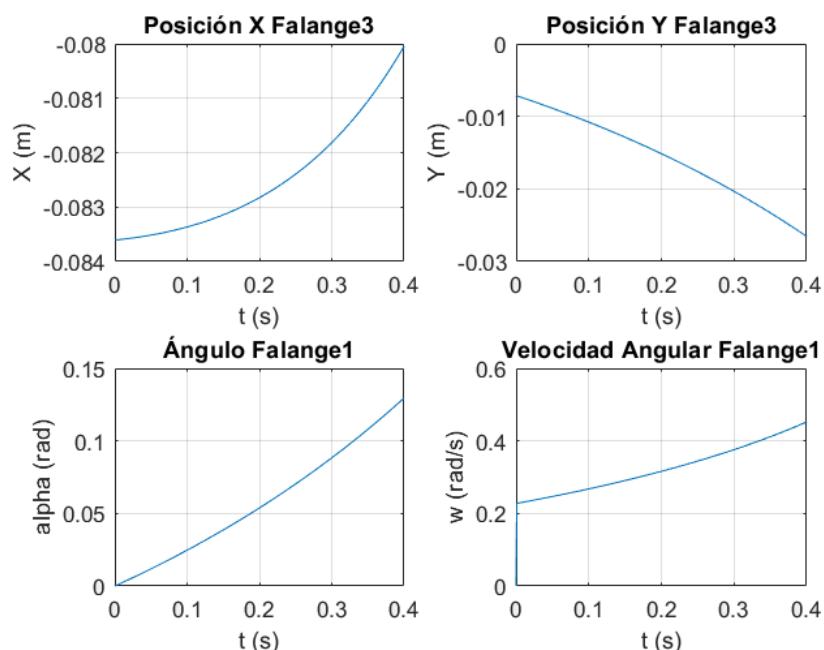
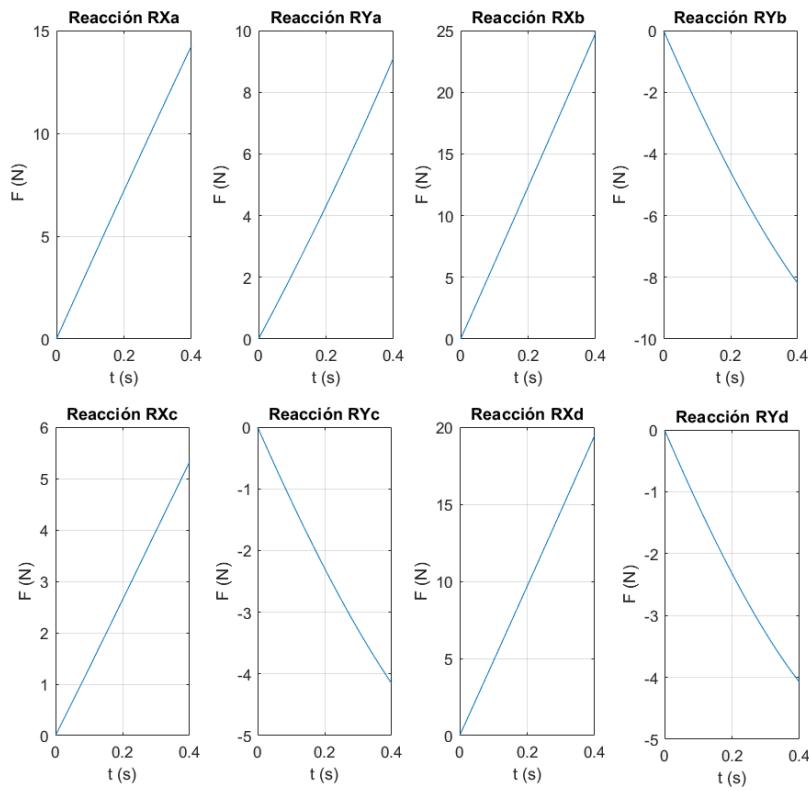


Figura 5.40. Posición Falange 3 y ángulos de giro y velocidad angular de la Falange 1 en simulación con fuerza de flexión y muelle-amortiguador vertical. Fuente: Elaboración Propia

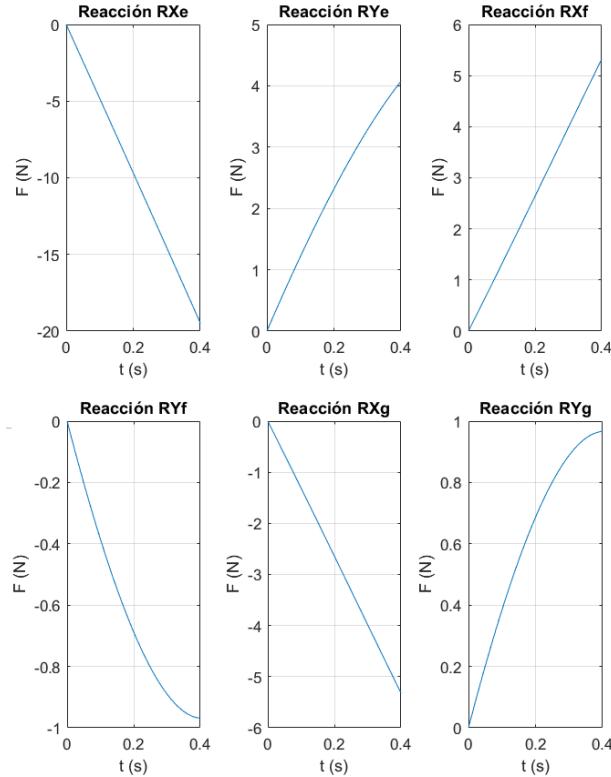
También se extraen las reacciones verticales y horizontales en todos los pares de rotación del sistema mecánico, las cuales permitirán conocer que elementos están más solicitados mecánicamente, y posteriormente realizar un estudio detallado que permita saber si los elementos soportan satisfactoriamente dichas reacciones.

El tiempo de la simulación es de 0.4 segundos, instante de tiempo en el que el dedo se frena completamente y se obtienen las mayores reacciones.

## ANÁLISIS Y MEJORA DEL DISEÑO DE UNA MANO PROTÉSICA



*Figura 5.41. Reacciones en los puntos A, B, C y D en la simulación con fuerza externa para producir flexión del dedo protésico y muelle-amortiguador vertical. Fuente: Elaboración Propia*



*Figura 5.42. Reacciones en los puntos E, F y G en la simulación con fuerza externa para producir flexión del dedo protésico y muelle-amortiguador vertical. Fuente: Elaboración Propia*

## 5 METODOLOGÍA

Se observa que las reacciones horizontales en los puntos B, D y E son las más elevadas. El punto B se corresponde con el par de rotación existente entre los elementos Falange 1 y Falange 2. La sección de ambos elementos en este punto es bastante gruesa, por lo que reacciones de esta magnitud no parece que puedan suponer un problema. Sin embargo, la sección en los puntos D y E del elemento Barra1\_unión es más delgada y por tanto está más sujeta a sufrir deformaciones e incluso rotura. Por tanto, mediante una simulación posterior por elementos finitos se comprobará si estas reacciones ocasionan una gran deformación y tensiones en dicho elemento.

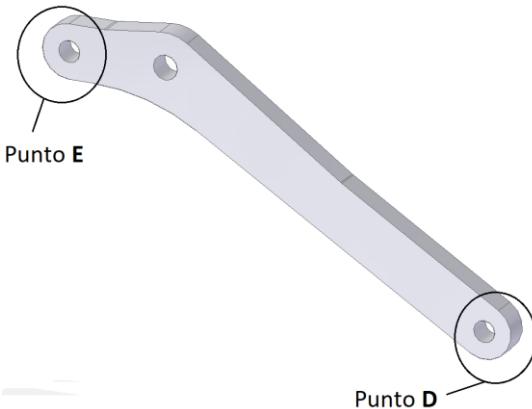


Figura 5.43. Puntos D y E en Barra1\_unión. Fuente: Elaboración propia

El punto F perteneciente al elemento Falange 1 es uno de los más críticos por su escasa sección y por el hecho de estar en voladizo, sin embargo, gracias a la simulación con Matlab se observa que las reacciones en este punto no son muy elevadas.

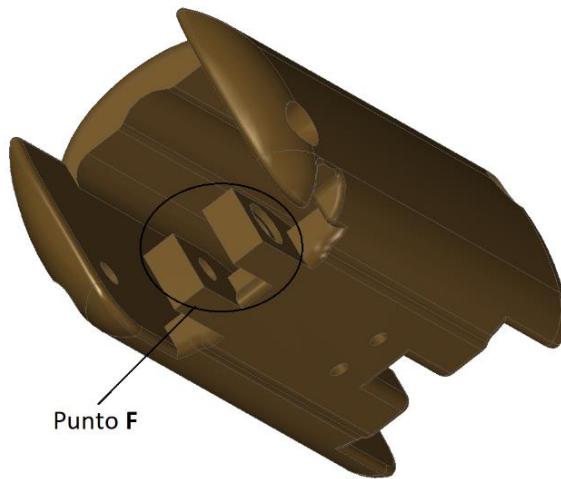


Figura 5.44. Punto F en el elemento Falange 1. Fuente: Elaboración propia

A continuación se procede a realizar la segunda parte de esta simulación, que como ya se ha comentado anteriormente, se iniciará con el dedo en posición de media flexión, formando la Falange 3 un ángulo de giro de 90 grados con respecto a su posición en extensión. En este caso, el muelle-amortiguador se sitúa en dirección horizontal tal y como se muestra en la siguiente figura.

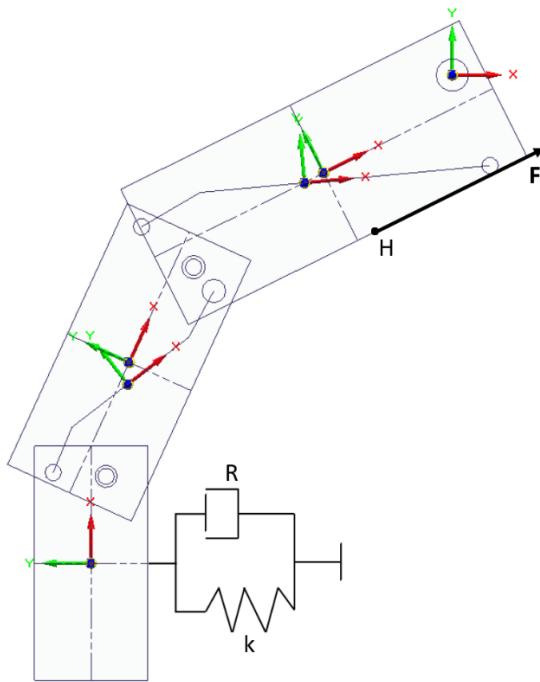


Figura 5.45. Simulación con Fuerza externa en el punto H y Muelle-Amortiguador horizontal en la Falange 3.  
Fuente: Elaboración Propia

En este caso, el vector de fuerzas  $\vec{U}$  tiene las siguientes componentes:

$$K = 170; C = 85; \quad (5-38)$$

$$U(1) = 84.5 * \cos(x(18)); \quad (5-39)$$

$$U(2) = -M1 * g + 84.5 * \sin(x(18)); \quad (5-40)$$

$$U(3) = 0.01 * 84.5; \quad (5-41)$$

$$U(5) = -M2 * g; \quad (5-42)$$

$$U(7) = -K * (47.82E - 3 + x(22)) - C * (x(7)); \quad (5-43)$$

$$U(8) = -M3 * g; \quad (5-44)$$

$$U(11) = -M4 * g; \quad (5-45)$$

$$U(14) = -M5 * g; \quad (5-46)$$

Además, se han variado las constantes K y C del muelle y amortiguador respectivamente, de manera que se permita un movimiento lento del dedo.

Se obtienen las siguientes gráficas mostradas en las siguientes figuras para un tiempo de simulación de 0.4 segundos, nuevamente el tiempo necesario para que cese el movimiento del mecanismo del dedo. De estas gráficas se extraen las mismas conclusiones que en el

## 5 METODOLOGÍA

caso anterior. Se observa también que las reacciones en los puntos B, D y E son ligeramente superiores que en la anterior simulación.

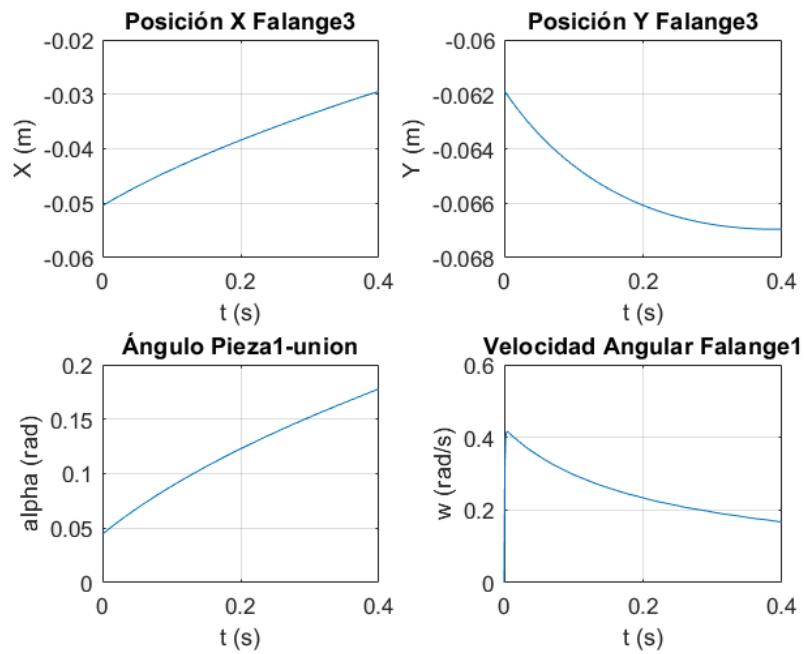


Figura 5.46. Posición Falange 3 y ángulos de giro y velocidad angular de la Falange 1 en simulación con fuerza de flexión y muelle-amortiguador horizontal. Pieza1\_unión se corresponde con la Barra1\_unión Fuente: Elaboración Propia

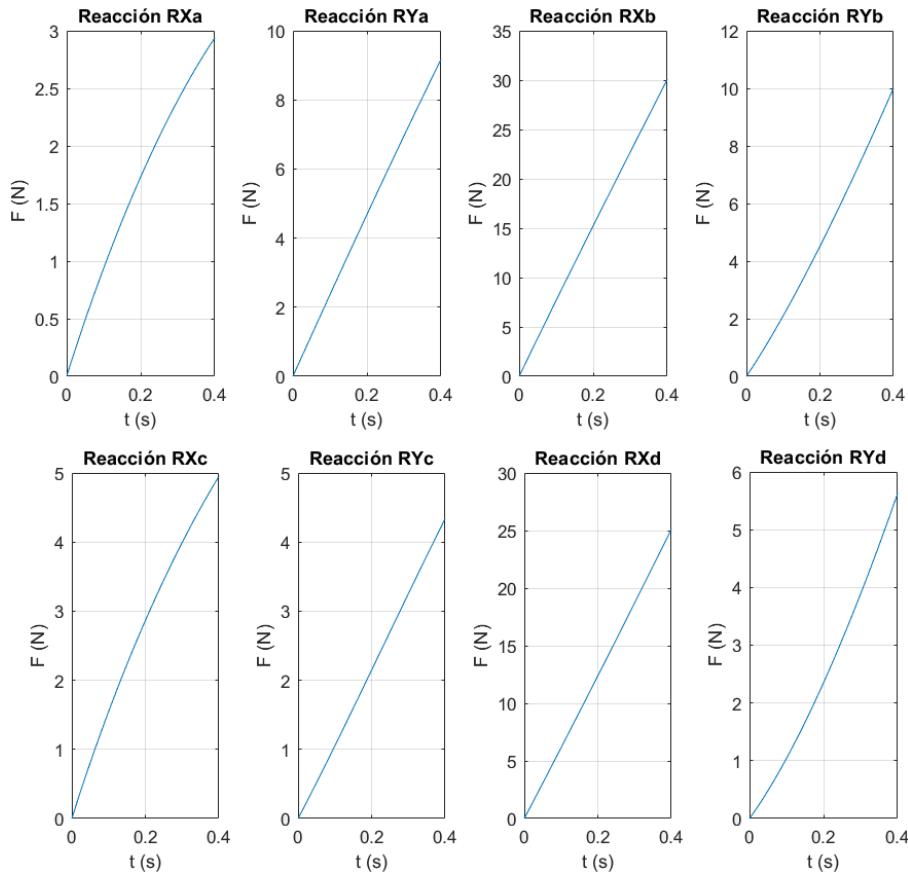


Figura 5.47. Reacciones en los puntos A, B, C y D en la simulación con fuerza externa para producir flexión del dedo protésico y muelle-amortiguador horizontal. Fuente: Elaboración Propia

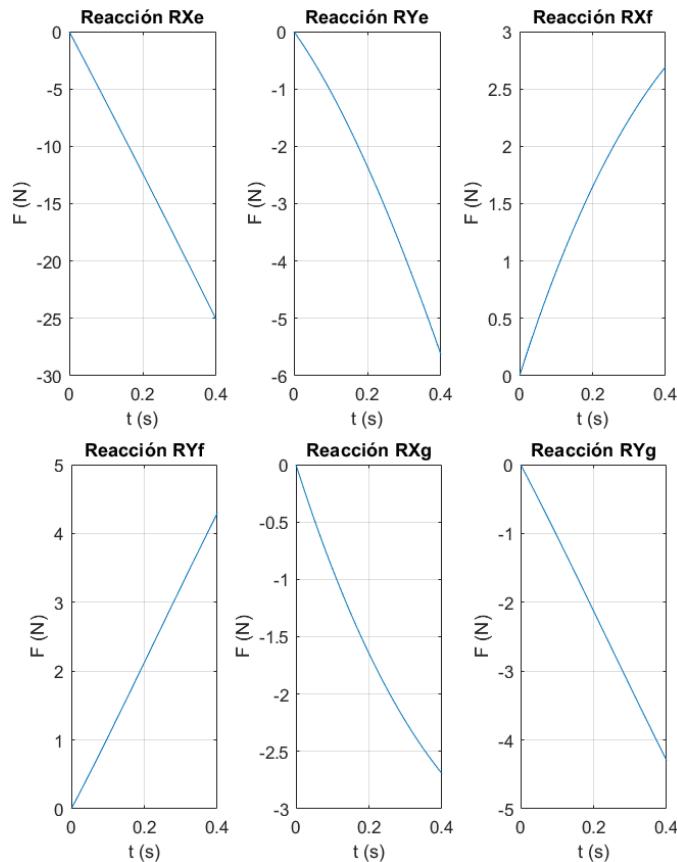


Figura 5.48. Reacciones en los puntos E, F y G en la simulación con fuerza externa para producir flexión del dedo protésico y muelle-amortiguador horizontal. Fuente: Elaboración Propia

De ambas simulaciones se concluye que las máximas reacciones que aparecerán en los puntos de articulación D y E son de 25N en horizontal y de 5,5N en dirección vertical cuando esta forma un ángulo de 0,17 radianes ( $9,7^\circ$ ) con el eje horizontal.

En el punto F del elemento Falange 1, en ambas simulaciones aparecen reacciones similares, cuyo módulo es aproximadamente de 5N. En concreto, en la segunda simulación estas reacciones toman un valor de 2,6 N en el eje X y 4,2 N en el eje Y, ambas en coordenadas globales.

Estas fuerzas halladas servirán para realizar las diferentes simulaciones en el apartado siguiente.

## 5.6 Simulaciones de la prótesis de mano

La mano protésica estará sometida a tensiones producidas por las fuerzas para llevar a cabo la flexión de los dedos y el consecuente agarre de los objetos con los mismos. En la simulación anterior con Matlab se ha considerado la fuerza máxima a la cual los dedos de la prótesis estarán sometidos. Esta fuerza máxima provoca la aparición de reacciones en los puntos de articulación.

Estas reacciones máximas serán más críticas en elementos del mecanismo más esbeltos y con menor sección, como es el caso del elemento Barra1\_unión del dedo meñique, que es el de menor dimensión y sección de entre todos los dedos. De este modo se realiza un ensayo más conservador de forma que al asegurar que dicho elemento del dedo meñique soporta de forma adecuada estas fuerzas, se asegura que el resto de elementos Barra1\_unión de mayor dimensión también se comportarán de forma satisfactoria.

Se realizará por tanto un ensayo utilizando el módulo de simulación de Solid Edge, en el cual se someterá al elemento Pieza1\_unión a unas fuerzas de 25N en horizontal y 5,5N en vertical en sentido contrario al de las reacciones.

También se realizará una simulación para comprobar que las fuerzas que aparecen en el punto F del elemento Falange 1 no son suficientemente grandes para causar elevadas tensiones en dicho elemento.

Como ya se ha comentado con anterioridad, se han realizado además otras simulaciones de manera simultánea al proceso de diseño, de manera que este último se realimentaba con la información extraída de las mismas, consiguiendo un diseño final óptimo de algunos elementos esbeltos o con poca sección de la prótesis. Uno de estos casos ha sido el del elemento fijador que regula el tensado de los cables o hilos, cuyas simulaciones también se incluyen en este apartado.

El material con el que se fabricarán la mayoría de los elementos de la prótesis será el PLA, por sus buenas propiedades mecánicas y su bajo impacto ambiental. En este apartado se pretende verificar la validez del uso de este material para la fabricación de la prótesis, asegurándose que su comportamiento es adecuado ante los esfuerzos que se esperan que aparezcan en ella.

### 5.6.1 Propiedades mecánicas de los polímeros

Los materiales, bajo esfuerzos de tracción o compresión, se deforman primero elásticamente (deformación recuperable) y luego plásticamente (deformación permanente). El límite elástico representa la tensión  $\sigma$  a partir de la cual se produce deformación permanente, y en el caso del ácido poliláctico o PLA es de 25 MPa. La zona de deformación elástica es la zona lineal en la cual se aplica la ley de Hooke ( $\sigma = E * \varepsilon$ ), donde E es el Módulo de Elasticidad o de Young (rigidez material o resistencia a la deformación elástica no permanente).

La tensión  $\sigma$  es el resultado de dividir la fuerza  $F$  aplicada entre la sección  $A$  donde dicha fuerza se aplica, es decir:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (5-47)$$

Los diferentes tipos de polímeros se comportan de diferente modo que el resto de materiales ante la acción de tensiones. Por esta razón, en el gráfico de la siguiente figura se comparan las curvas típicas tensión-deformación para diferentes clases de polímeros.

Puede verse en la curva (1), que plásticos rígidos como el poliestireno, el polimetilmetacrilato o los policarbonatos pueden soportar una gran tensión, pero no demasiada elongación antes de su ruptura ya que no hay casi área bajo la curva. Entonces se dice que estos materiales son resistentes, pero no muy tenaces (son frágiles). Además, la pendiente de la recta es muy pronunciada, lo que significa que debe ejercerse una considerable fuerza para deformar un plástico rígido y por tanto estos plásticos rígidos tienen módulos elevados.

Las fibras como el Kevlar, la fibra de carbono y el nylon tienden a exhibir curvas tensión-alargamiento como la curva (2). Al igual que los plásticos rígidos, son más resistentes que duras, y no se deforman demasiado bajo tensión. Son mucho más resistentes que los plásticos, aún los rígidos, y algunas fibras poliméricas como el Kevlar, la fibra de carbono y el polietileno de peso molecular ultra-alto poseen mejor resistencia a la tracción que el acero.

Los plásticos flexibles (3) o termoplásticos, como el polietileno, el polipropileno y el PLA, difieren de los plásticos rígidos en el sentido que no soportan tan bien la deformación, pero tampoco tienden a la ruptura. El módulo inicial es elevado, o sea que resisten por un tiempo la deformación, pero si se ejerce demasiada tensión sobre un plástico flexible, finalmente se deformará, es decir, los plásticos flexibles pueden no ser tan resistentes como los rígidos, pero son mucho más tenaces.

Los elastómeros (4) como el poliisopreno, el polibutadieno y el poliisobutileno muestran un comportamiento mecánico completamente diferente al de los otros tipos de materiales; los elastómeros tienen módulos muy bajos. Para que un polímero sea un elastómero, le hace falta algo más que tener módulo bajo, y es que recobran su forma tras la cesión en la aplicación de la fuerza. Por tanto, no sólo poseen una elevada elongación, sino una alta elongación reversible.

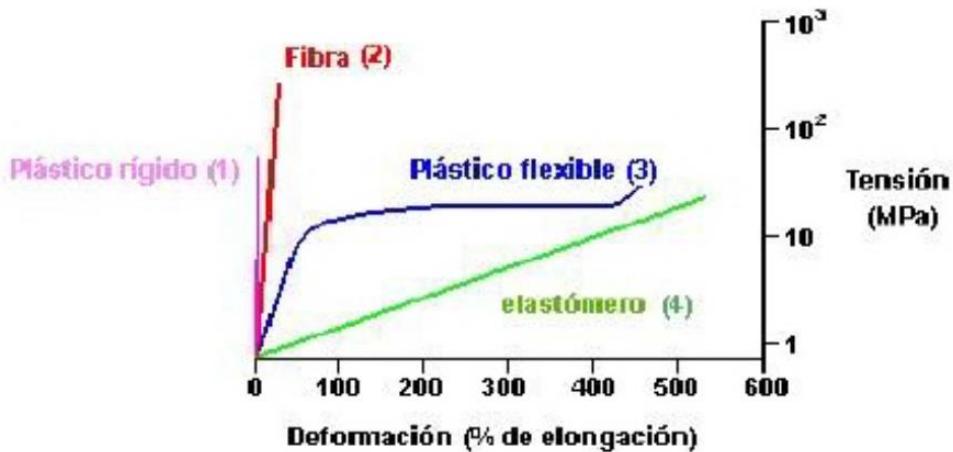


Figura 5.49. Curvas típicas tensión-deformación de varios polímeros. Fuente: (Andrade)

Los materiales termoplásticos son aquellos materiales que están formados por polímeros que se encuentran unidos mediante fuerzas intermoleculares o fuerzas de Van der Waals,

## 5 METODOLOGÍA

formando estructuras lineales o ramificados. Estos polímeros se convierten en un líquido homogéneo cuando se calientan a temperaturas relativamente altas y cuando se enfrián forman un material duro en un estado de transición vítrea.

Estos materiales termoplásticos como ya se ha visto se deforman bajo la acción de tensiones de un modo diferente a como lo hacen el resto de materiales. Una curva característica de un termoplástico aparece reflejada en la siguiente figura, que indica la forma en que las cadenas se mueven y que distingue a estos materiales, especialmente cuando se compara este gráfico con el de metales dúctiles como el aluminio en el cual la tensión disminuye rápidamente cuando comienza la zona de plasticidad.

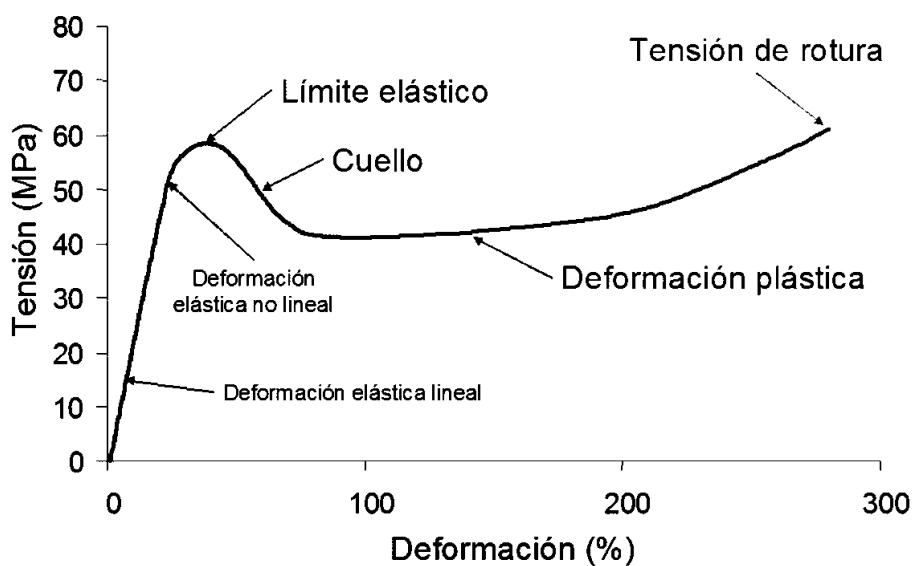


Figura 5.50. Curvas típica tensión-deformación de materiales termoplásticos. Fuente: (Universidad Politécnica de Valencia)

La mayoría de los polímeros por tanto son elásticos no lineales o poco lineales, ya que su tramo lineal en la curva tensión-deformación es muy reducida. Por esta razón, en polímeros muy comúnmente es utilizado el módulo de elasticidad secante, definido como el incremento de esfuerzo aplicado a un material y el cambio correspondiente a la deformación unitaria que experimenta en la dirección de aplicación del esfuerzo. Por tanto, la formulación para su cálculo es:

$$E_{sec} = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon} \quad (5-48)$$

Donde  $E_{sec}$  es el módulo de elasticidad secante,  $\Delta\sigma$  es la variación del esfuerzo aplicado y  $\Delta\varepsilon$  es la variación de la deformación unitaria.

En lo comentado hasta ahora de las propiedades mecánicas en los polímeros no se ha tenido en cuenta la influencia de la temperatura y el tiempo, y es que estos influyen de manera mucho más notable en sus propiedades mecánicas que en la del resto de materiales.

Por tanto, las propiedades mecánicas de los polímeros difieren mucho de unas familias a otras como ya se ha plasmado y además están enormemente influenciadas por las condiciones de ejecución de los ensayos: velocidad de aplicación de la carga (velocidad de deformación), temperatura, magnitud de la deformación impuesta, naturaleza química del medio (presencia de agua, oxígeno, disolventes orgánicos, etc.).

Además, el cambio de dimensiones, dependiente del tiempo, de un plástico cuando se somete a una tensión constante se denomina fluencia. Como consecuencia de este fenómeno el módulo de los plásticos no es constante.

En un material perfectamente elástico (Hookeano) la tensión uniaxial  $\sigma$  es directamente proporcional a la deformación  $\varepsilon$  como ya se ha comentado anteriormente para la zona de deformación lineal elástica de los materiales.

En un fluido absolutamente viscoso (Newtoniano) la tensión cortante,  $\tau$ , es directamente proporcional a la velocidad de deformación y la relación entre ellas es:

$$\tau = (\text{constante}) * \frac{d\gamma}{dt} \quad (5-49)$$

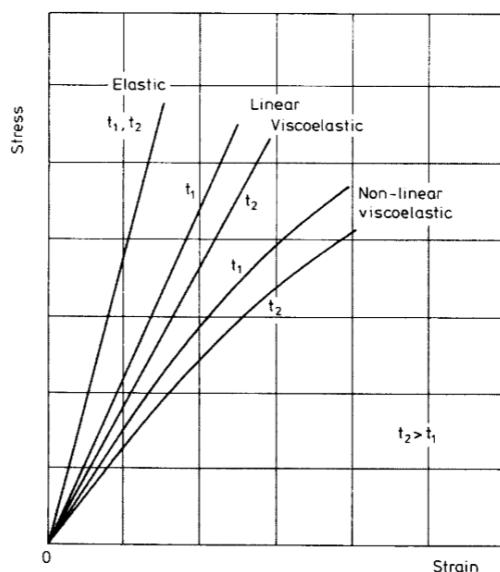
Los materiales poliméricos poseen unas propiedades mecánicas entre esos dos casos ideales y de ahí su denominación de materiales viscoelásticos. En un material viscoelástico la tensión es una función de la deformación y del tiempo, y puede ser descrita por una ecuación de la forma:

$$\sigma = f(\varepsilon, t) \quad (5-50)$$

Este tipo de respuesta se denomina como viscoelástica no lineal, pero como su análisis no es simple, a menudo, se reduce a la forma:

$$\sigma = \varepsilon f(t) \quad (5-51)$$

Esta ecuación es la base de la viscoelasticidad lineal e indica que, en un ensayo de tracción por ejemplo, para un valor fijo del tiempo transcurrido, la tensión será directamente proporcional a la deformación. Los tipos diferentes de respuesta descritas se muestran esquemáticamente en la siguiente figura.



5.1. Curvas tensión – deformación de materiales elásticos y viscoelásticos, para dos valores del tiempo transcurrido,  $t$ . Fuente: (Universidad de Oviedo)

## 5 METODOLOGÍA

El módulo en muchos polímeros depende de la velocidad del ensayo. Una velocidad lenta permite un mayor desenrollamiento de las cadenas moleculares, y de ahí un módulo inferior. Por su parte, para una velocidad rápida de ensayo, el tiempo es insuficiente para que las cadenas se desenrolle y desenmarañen.

La siguiente figura también ilustra un fenómeno interesante observado en algunos plásticos, como es el caso de los termoplásticos. Esto es el estirado en frío (cold drawing) y esto ocurre porque a bajas velocidades de deformación las cadenas moleculares del material plástico tienen tiempo para alinearse bajo la influencia de la tensión aplicada. Así el material es capaz de fluir a la misma velocidad que está siendo deformado (estirado). Este fenómeno también se observa cuando el ensayo se realiza a temperaturas superiores a la de transición vítrea.

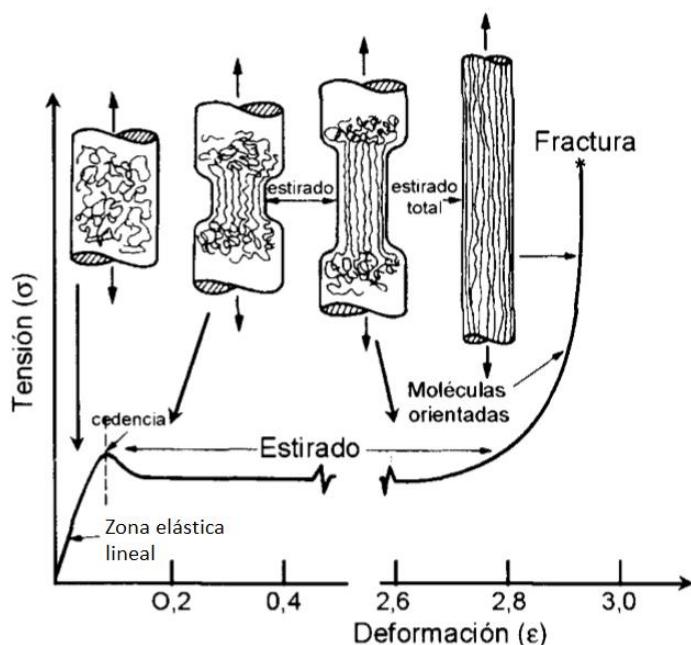


Figura 5.51. Estirado en frío de un polímero termoplástico. Fuente: (Universidad de Oviedo)

Para los plásticos se han desarrollado también los ensayos de fluencia para medir el comportamiento en deformación de los materiales poliméricos. En estos ensayos se aplica una carga constante al material y se mide la variación de la deformación con el tiempo obteniéndose una gráfica como la mostrada en la siguiente figura (a). Normalmente se usa escala de tiempo logarítmica y el aspecto de la curva pasa a ser el que se da en la figura (b), de modo que puede incluirse la dependencia con el tiempo después de períodos largos.

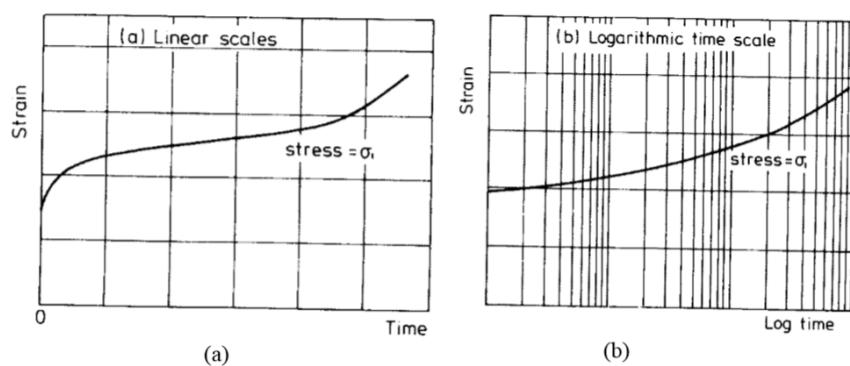


Figura 5.52. Curvas típicas de fluencia (a) Escala de tiempo lineal (b) Escala del tiempo logarítmica. Fuente: (Universidad de Oviedo)

Los termoplásticos, como es el caso del PLA, se deforman fundamentalmente por deformación elástica por debajo de su temperatura de transición vítrea ( $60^\circ$  para el PLA), aumentando su resistencia, y por encima de esta temperatura la deformación es de tipo plástico, disminuyendo la resistencia y aumentando las características dúctiles. La temperatura de transición vítrea ( $T_g$ ) se define como la temperatura a la cual las propiedades mecánicas de un termoplástico cambian radicalmente debido a los movimientos internos de las cadenas poliméricas que componen al mismo. El módulo elástico desciende de forma acusada en el entorno de la temperatura de transición vítrea, y posteriormente se mantiene constante, como se puede observar en la siguiente figura.

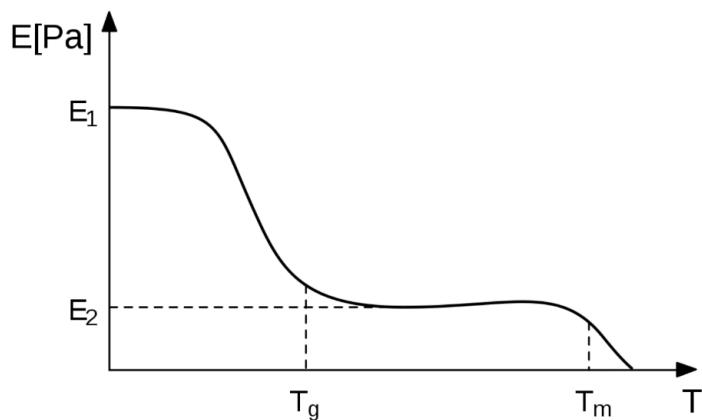


Figura 5.53. Influencia de la temperatura de transición vítrea en el módulo elástico de los polímeros termoplásticos. Fuente: Wikipedia

Los mecanismos que rigen el comportamiento de los polímeros termoplásticos vienen esquematizados en la siguiente figura, siendo básicamente el alargamiento de la cadena principal, su desenrollado y el deslizamiento de las mismas. En la siguiente figura se identifica:

- Deformación elástica por enfriamiento de los enlaces covalentes entre carbonos de la cadena principal.
- Deformación elástica o plástica por desenrollado de la cadena principal.
- Deformación plástica por deslizamientos.

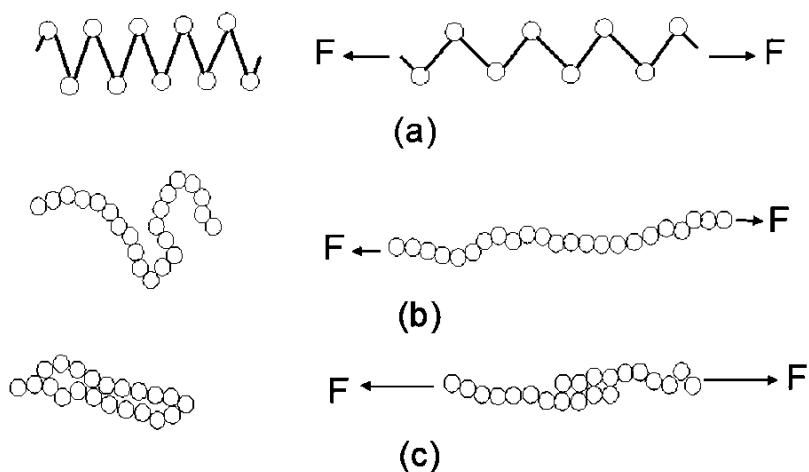


Figura 5.54. Mecanismos de deformación en polímeros. Fuente: (Universidad Politécnica de Valencia)

La deformación elástica que experimentan estos polímeros es debida a dos mecanismos. En el primero de ellos, los enlaces covalentes de los átomos de carbono de la cadena principal del polímero sufren deformación elástica produciendo el alargamiento de los mismos. En el

momento en que la tensión se elimina, la distorsión de la cadena puede desaparecer casi instantáneamente, por lo que una fracción inicial de la curva tensión-deformación puede ser lineal y calcular de este modo de la gráfica el módulo de elasticidad de manera similar al caso de metales y cerámicos.

El segundo mecanismo que tiene lugar es cuando fragmentos de la cadena del polímero que se deforman por aplicación de una tensión, estos vuelven a sus posiciones de origen pero por un periodo de tiempo variable de horas a meses después de suprimir la tensión aplicada. Esta dependencia con el tiempo en el comportamiento elástico puede contribuir a algo de comportamiento elástico no lineal.

Los materiales poliméricos también pueden sufrir deformación del tipo plástico cuando la tensión supera el límite elástico. Sin embargo, a diferencia de los metales esta deformación no es consecuencia del movimiento de dislocaciones, sino al deslizamiento de unas cadenas del polímero sobre otras rompiendo de esta manera los débiles enlaces de Van der Waals. Al retirar el esfuerzo las cadenas permanecen en sus nuevas posiciones y de este modo el material se deforma de manera permanente.

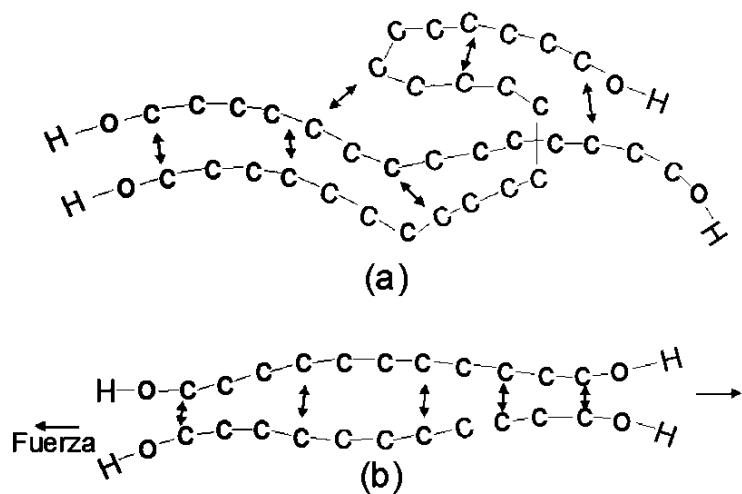


Figura 5.55. Mecanismo de deformación plástica. a) Las cadenas se mantienen unidas por fuerzas de Van der Waals. b) Cuando el polímero se estira, las cadenas se enderezan y deslizan unas sobre otras. Fuente: (Universidad Politécnica de Valencia)

La posibilidad de que la tensión cause el deslizamiento de las cadenas depende del tiempo. Si la tensión se aplica lentamente, unas cadenas pueden deslizar más rápidamente que otras, y si se aplica la tensión rápidamente el deslizamiento puede minimizarse y el polímero puede manifestar una tendencia acusada de comportamiento frágil.

### 5.6.2 Simulación estática lineal de elementos críticos del mecanismo

Una vez se conoce el comportamiento de los polímeros en tensión-deformación, y en especial de los termoplásticos, se procede a realizar un ensayo estático lineal en los elementos anteriormente mencionados.

En este caso, no se tendrán en cuenta factores que intervienen e influyen en las propiedades mecánicas de los polímeros, como son el tiempo y la temperatura, ya que la mano protésica

en condiciones normales de uso nunca se usará por encima de la temperatura de transición vítrea del PLA ( $60^{\circ}$ ), y por tanto como ya se ha visto, se deformará de manera elástica siempre que no se alcance su límite elástico.

El factor del tiempo tampoco se tendrá en cuenta (fluencia), ya que este tiene una influencia notoria cuando los materiales están sometidos a esfuerzos o tensiones continuadas durante un elevado periodo de tiempo. En el caso de los elementos del mecanismo de la mano protésica, en un uso normal no estarán expuestos a tensiones continuadas, ya que no se alcanzará un tiempo superior al necesario para coger un objeto y portarlo o llevarlo hacia otro lugar relativamente cercano.

La curva tensión deformación para el material PLA generado por FDM es la siguiente:

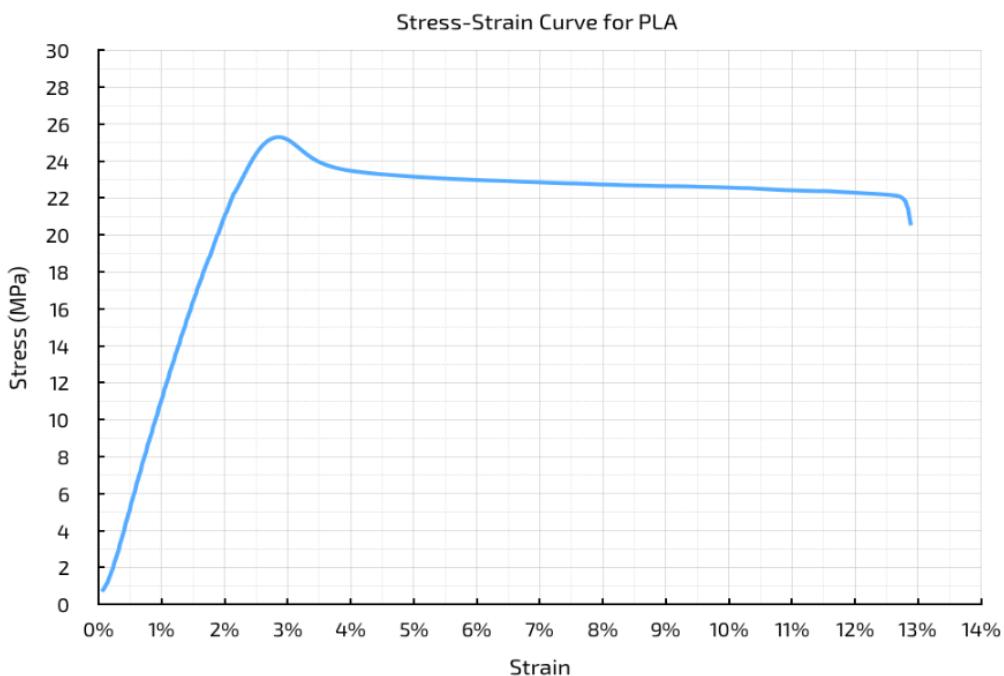


Figura 5.56. Curva tensión-deformación del PLA. Fuente: (Mc master 3D printing)

Se comprueba que el límite elástico es de 25 MPa y que en módulo elástico secante toma un valor de 3500 Mpa. Este módulo secante se podría tomar como el módulo de Young, ya que la pendiente de la curva inicial se mantiene aproximadamente constante hasta alcanzar el límite elástico.

#### 5.6.2.1 Simulación del elemento Barra1\_unión

Como ya se ha comentado anteriormente, se realiza la simulación del elemento Barra1\_unión del dedo meñique para asegurar que se comporta de un modo adecuado ante la acción de las fuerzas exteriores a las que se verá sometida la prótesis.

En la simulación del mecanismo con Matlab del apartado 5.5.3 se extraen las reacciones máximas que aparecerán en este elemento ante la acción de la fuerza máxima aplicada en la Falange 1. Las fuerzas que aparecen en este elemento se muestran en la siguiente figura.

## 5 METODOLOGÍA

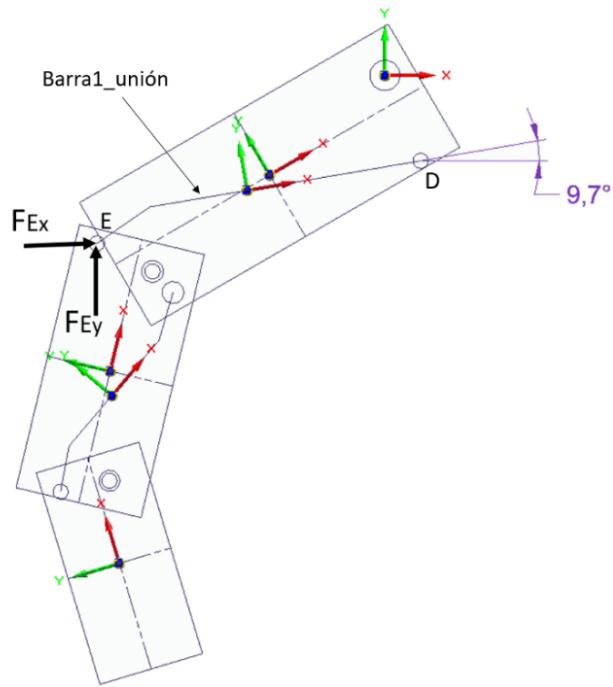


Figura 5.57. Fuerza aplicada en ensayo estático lineal del elemento Pieza1\_unión. Fuente: elaboración propia.

La fuerza aplicada en el punto E del elemento Barra1\_union es de 25 N en el eje X y de 5,5 N en el eje Y, ambas en coordenadas globales, cuando el eje x de la pieza forma un ángulo de 9,7° con el eje X global. En la simulación, el punto D se fija como una articulación.



Figura 5.58. Fuerza aplicada en ensayo estático lineal del elemento Barra1\_unión. Fuente: elaboración propia.

Las características del mallado formado para la simulación son las siguientes:

Tipo de mallado	Tetraédrico
Número total de cuerpos mallados	1
Número total de elementos	11.199
Número total de nodos	18.450
Tamaño subjetivo de malla (1-10)	6

Figura 5.59. Tipo de mallado usado en la simulación por elementos finitos en Solid Edge para el elemento Barra1\_unión. Fuente: elaboración propia.

En la simulación por elementos finitos se observa como las tensiones alcanzadas en el punto D del elemento y en su parte inferior alcanzan un valor de 12,6 MPa, no superando el límite elástico del material. Con este nivel de tensiones, se puede comprobar en la gráfica de la Figura 5.56 que la pieza aún se encuentra dentro de la zona elástica lineal y que los desplazamientos sufridos se aproximan al 1%. Se desprende de esta simulación por tanto que este elemento del mecanismo soportaría perfectamente unas cargas de la magnitud aplicada.

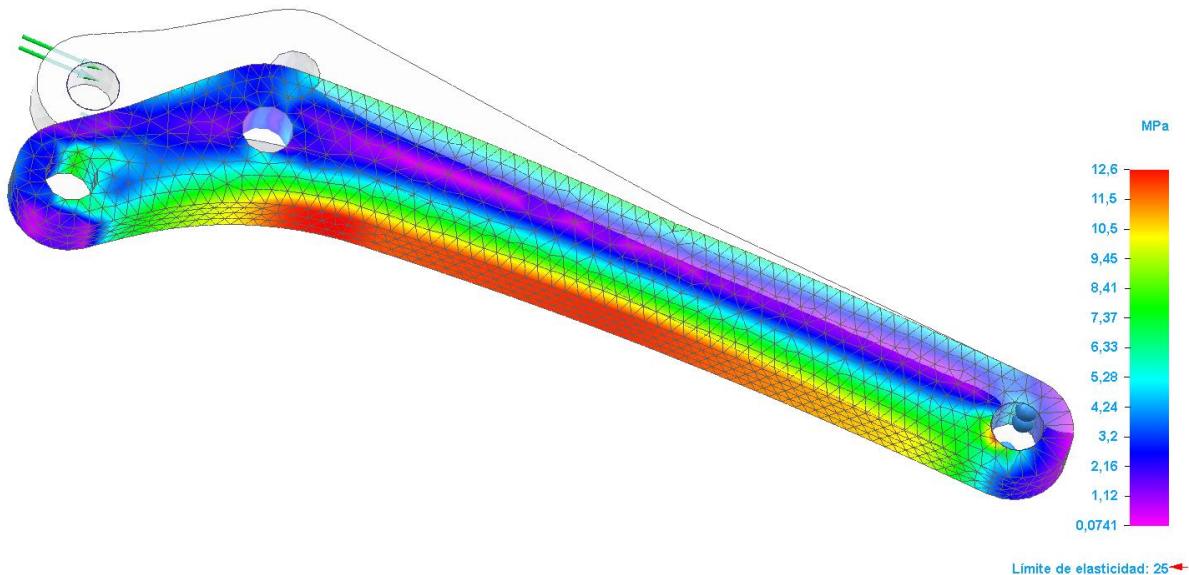


Figura 5.60. Tensiones simuladas por elementos finitos en el elemento Barra1\_unión generadas por la acción de la fuerza F. Fuente: elaboración propia

En la siguiente figura se observan los valores de tensión máxima y mínima, así como su localización en coordenadas locales del elemento.

Componente de resultados: Von Mises					
Extensión	Valor	X	Y	Z	
Mínima	0,0741 MPa	-0,787 mm	-0,894 mm	-0,461 mm	
Máxima	12,6 MPa	-32,257 mm	2,374 mm	-0,157 mm	

Figura 5.61. Tensiones máximas y mínimas en la simulación por elementos finitos en Solid Edge para el elemento Barra1\_unión. Fuente: elaboración propia.

Los desplazamientos que tienen lugar ante la acción de la Fuerza F no son muy elevados como ya se ha comentado, no alcanzando el milímetro de magnitud, por lo que el material es adecuado. Si se quisiese reducir esta deformación se debería de escoger un material con un módulo elástico mayor.

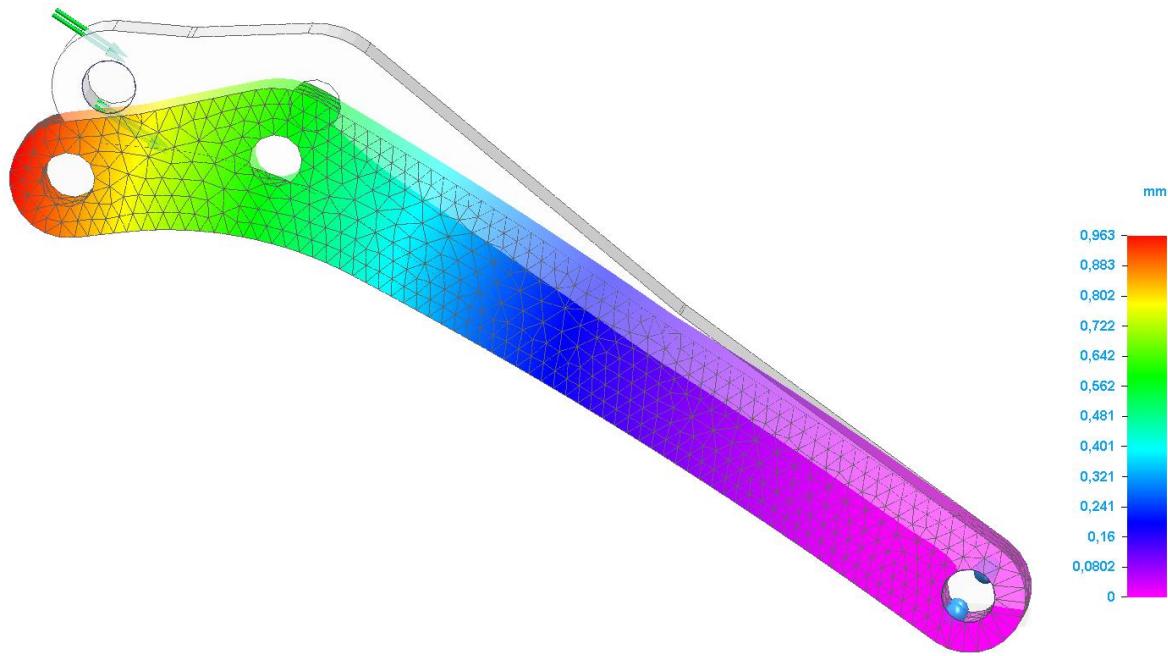


Figura 5.62. Desplazamientos simulados por elementos finitos producidos por la acción de la fuerza  $F$  en el elemento Barra1\_unión. Fuente: Elaboración propia

#### 5.6.2.2 Simulación del elemento Falange 1

En el caso del punto F del elemento Falange 1, las fuerzas que aparecen en la segunda parte de la segunda simulación realizada con Matlab sobre el mecanismo en el apartado 5.5.3 son de 2,6 N en el eje X y 4,2 N en el eje Y, ambas en coordenadas globales.

El ángulo que forma en ese instante el eje x de la Falange 1 con el eje X de las coordenadas globales es de 30º como se puede observar en dicha simulación. Por ello, en coordenadas locales del elemento Falange 1 se tendrán las siguientes fuerzas aplicadas en el punto F:

$$\text{eje } x_{local}: F_{Fx} * \cos 30 + F_{Fy} * \sin 30 = 2,6 * \cos 30 + 4,2 * \sin 30 = 4,35N \quad (5-52)$$

$$\text{eje } y_{local}: -F_{Fx} * \sin 30 + F_{Fy} * \cos 30 = -2,6 * \sin 30 + 4,2 * \cos 30 = 2,33N \quad (5-53)$$

Las fuerzas  $F_{Fx}$  y  $F_{Fy}$  en coordenadas globales aplicadas en el elemento Falange 1 se muestran en la siguiente figura.

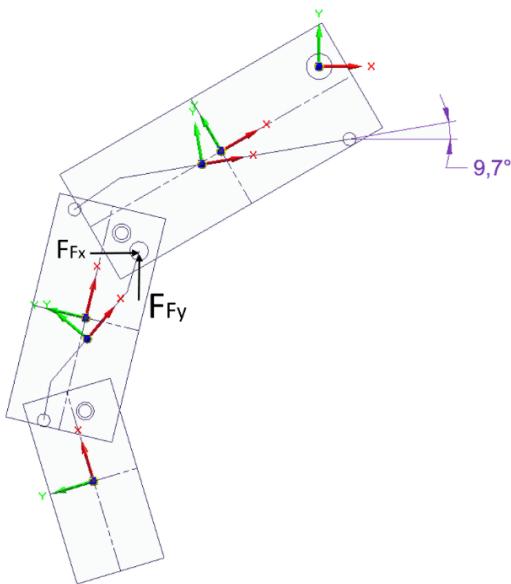


Figura 5.63. Fuerza aplicada en ensayo estático lineal del elemento Falange 1. Fuente: elaboración propia.

En el caso del ensayo estático lineal para la Falange 1, Solid Edge no admitía el mallado para este elemento, por tener elevados redondeos y formas complejas. Por ello, se lleva a cabo la simulación con SolidWorks, programa de CAD más potente.

En esta simulación, los puntos A y B del elemento se fijan, y se aplican las fuerzas en coordenadas locales calculadas en el punto F. Las características del mallado se muestran en la siguiente figura.

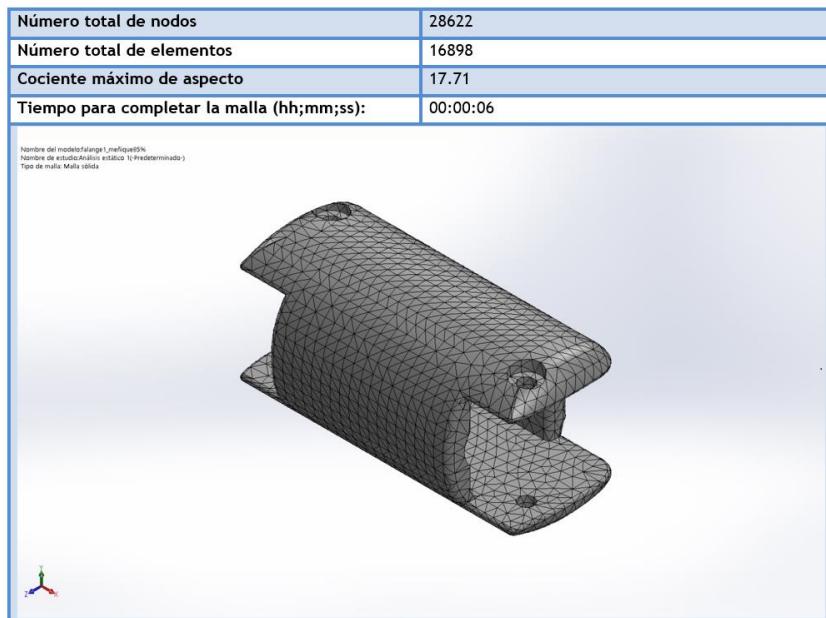


Figura 5.64. Mallado usado en la simulación por elementos finitos del elemento Falange 1 en SolidWorks.  
Fuente: Elaboración Propia

Las tensiones mínimas que aparecen son de 177.915 N/m<sup>2</sup> y las máximas de 3.6 Mpa. Por tanto se comprueba que estas fuerzas aplicadas no suponen ningún problema, ya que son mucho menores que el límite elástico del material.

## 5 METODOLOGÍA

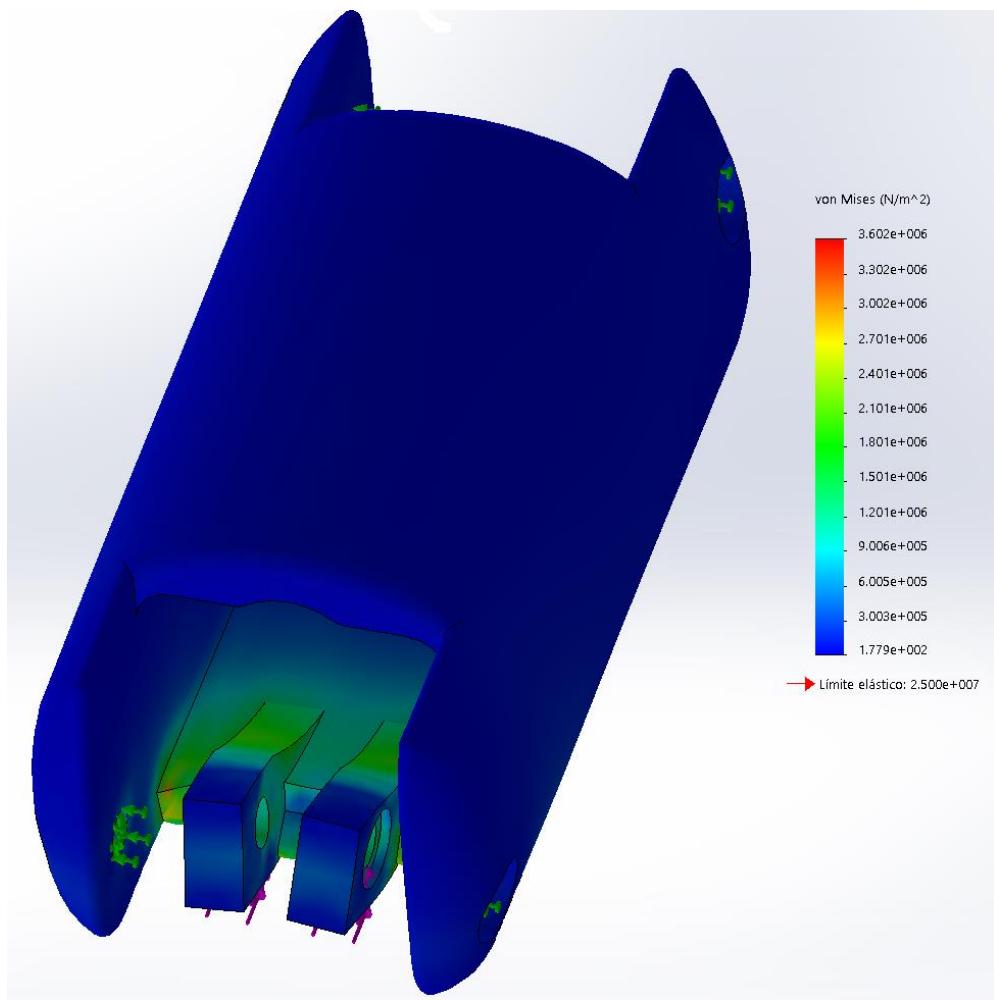


Figura 5.65. Simulación a través de SolidWorks. Representación de las tensiones que aparecen en el elemento Falange 1. Fuente: elaboración propia

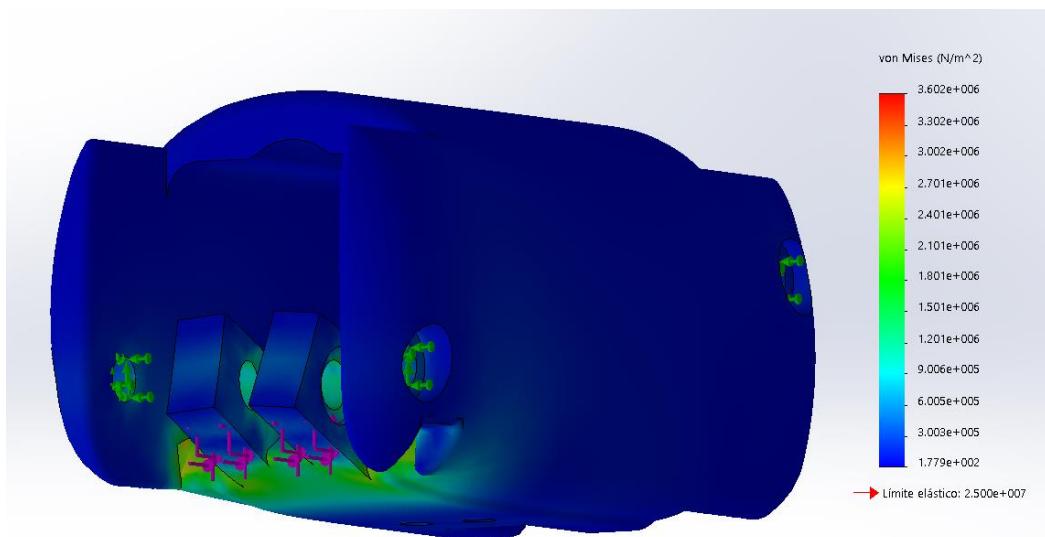


Figura 5.66. Simulación a través de SolidWorks. Representación de las tensiones que aparecen en el elemento Falange 1. Fuente: elaboración propia

Los desplazamientos que aparecen son también muy pequeños, ya que los máximos son de 0.02435 mm.

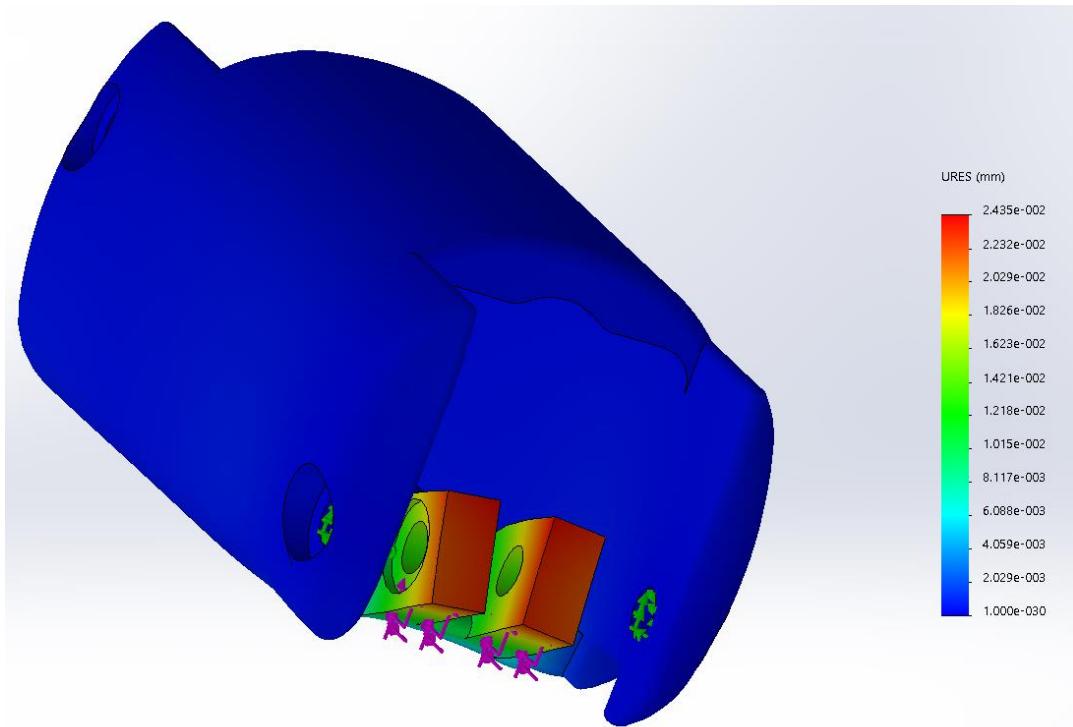


Figura 5.67. Simulación a través de SolidWorks. Representación de los desplazamientos que aparecen en el elemento Falange 1. Fuente: elaboración propia

Se concluye por tanto que ambos elementos soportan adecuadamente las fuerzas que aparecen cuando el torque o par de la muñeca es máximo, y por tanto el material es apto para ser usado en ambos elementos.

#### 5.6.2.3 Simulación del elemento Fijador

Para el diseño de esta pieza, al contar con una sección cilíndrica de pequeño diámetro, se ha recurrido también al uso de la simulación por elementos finitos en Solid Edge para comprobar las tensiones que aparecerán en la pieza cuando esta realice su función en la prótesis.

La función de este elemento es la de regular la tensión de los hilos o cables que se encargan de la flexión de los dedos. Esta regulación se consigue enrollando el hilo alrededor de este elemento en su zona cilíndrica.

Tal y como se ha visto en el apartado 5.5.3, la fuerza máxima de tracción que aparece en cada uno de estos hilos es de 84,5 N. Al estar el hilo enrollado en la periferia del cilindro de esta pieza, la fuerza de tracción existente en él creará un par o momento torsor en el elemento. Este par introduce unas tensiones en la pieza que tienen que ser soportadas, sin que se alcance el límite elástico de la pieza ni aparezcan unas deformaciones excesivas.

En la Figura 5.68 se muestran las condiciones de contorno introducidas en Solid Edge para realizar la simulación.

## 5 METODOLOGÍA

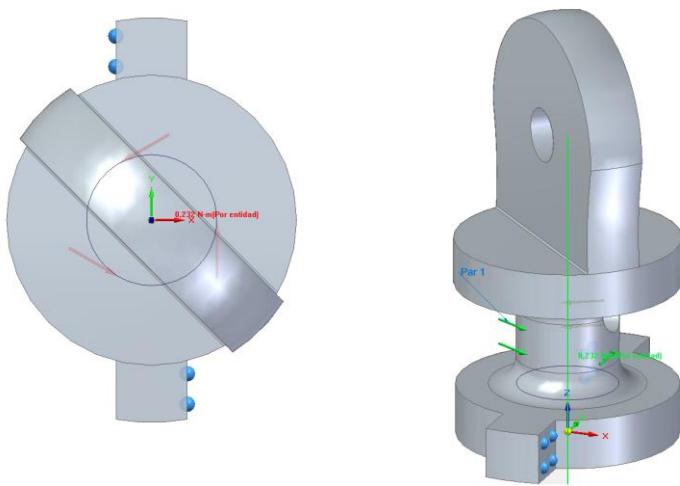


Figura 5.68. Par y fijaciones introducidos en el elemento Fijador para su simulación por elementos finitos en Solid Edge. Fuente: elaboración propia

El momento torsor se calcula como ya se ha visto anteriormente por la expresión  $M = F * l$ . En este caso la fuerza es de 84,5 N y el brazo de la fuerza respecto del eje del cilindro de la pieza es de 2,75 mm, ya que su diámetro  $\varphi=5,5$  mm. Por tanto, el momento torsor M que aparece es de 0,232 Nm en el eje Z de la pieza como se puede ver en la anterior figura.

La pieza se fija en una cara lateral de una de las lengüetas, y en la cara de la otra lengüeta que es paralela a la anterior. Ambas caras son las que se encontrarán en contacto con el elemento Wrist y las que restringirán en giro de la pieza. En la figura anterior se muestra el anclaje de ambas caras con esferas azules incrustadas en la superficie.

Los resultados de la simulación se muestran en la siguiente figura. Se puede observar que las tensiones máximas que se alcanzan en la pieza (izquierda de la Figura 5.69) son de 15,6 MPa quedando lejos de su límite elástico de 25 MPa. Además, los desplazamientos que aparecen en ella no son muy grandes ya que no superan los 0,05 mm en la zona superior de la misma (derecha de la Figura 5.69).

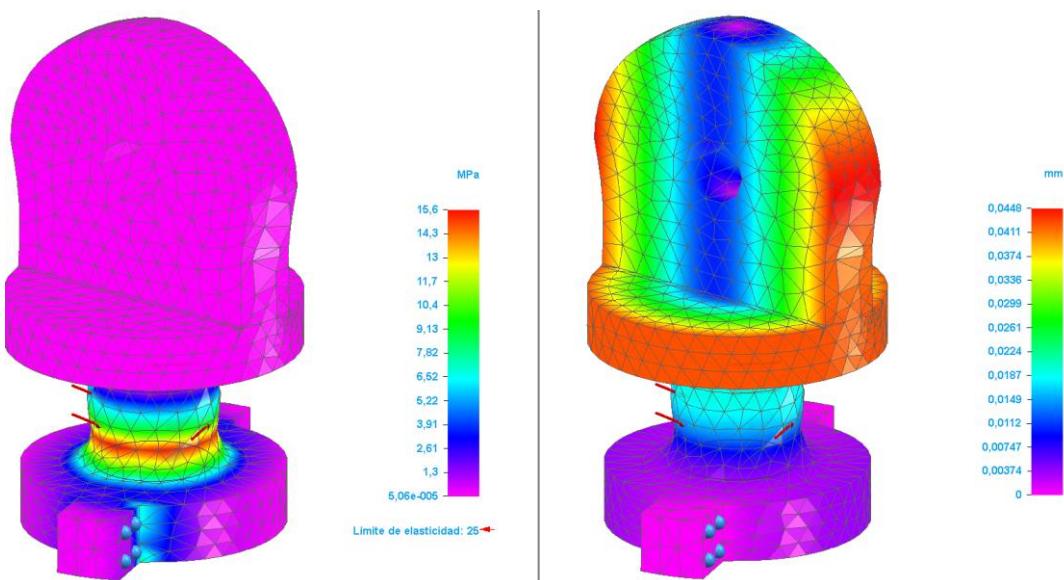


Figura 5.69. Resultados de la Simulación por elementos finitos del elemento Fijador en Solid Edge. A la izquierda se muestran las tensiones y a la derecha los desplazamientos que aparecen. Fuente: elaboración propia.

El diámetro de la zona cilíndrica donde el hilo es enrollado debe ser lo menor posible para asegurar una regulación fina del tensionado de los cables como ya se ha visto anteriormente. Este diámetro ha sido fijado en su menor valor posible sin comprometer su resistencia a las tensiones esperadas.

Como ejemplo de lo anterior, se puede comprobar que disminuyendo 1 mm el diámetro de dicha sección ( $\varphi=4,5$  mm), el comportamiento de esta pieza ante la acción de la fuerza de 84,5 N (introduciendo un par de 0,190 Nm en este caso) no es admisible, ya que el nivel de tensiones que aparecerían en la pieza estaría muy cerca de su límite elástico y las deformaciones existentes serían inadmisibles.

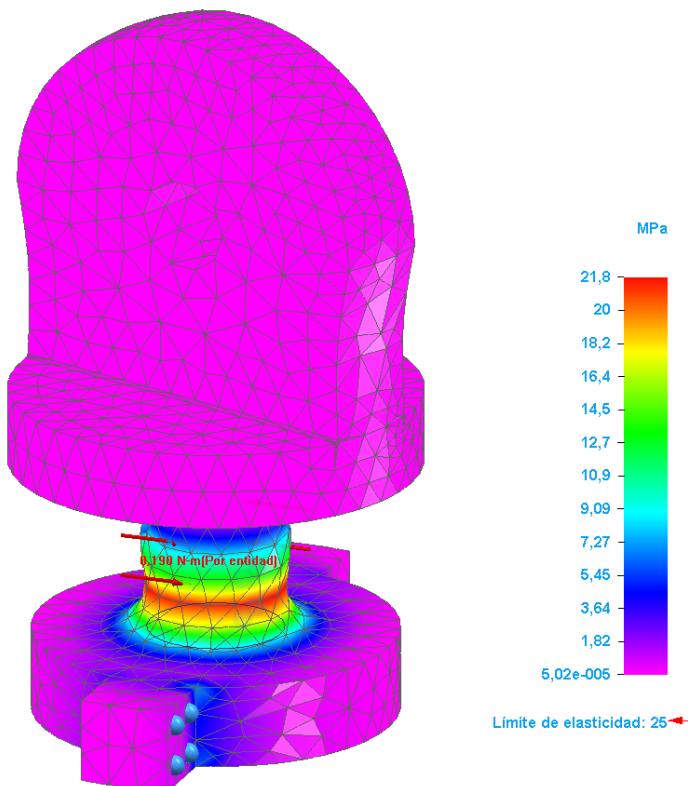


Figura 5.70. Simulación por elementos finitos. Tensiones que aparecen en el elemento Fijador modificado.  
Fuente: elaboración propia.

Podemos concluir después de estas simulaciones, que el PLA es un polímero adecuado para fabricar la prótesis de mano, y soportará de una manera adecuada las tensiones a las que se verá sometida la misma durante su uso.

## 5.7 Ensayo de la fuerza máxima de agarre de la prótesis

En este apartado se pretende hacer un estudio con el programa de CAD SolidWorks a modo de obtener una simulación con otros programas informáticos y de manera más visual. El objetivo de la simulación es obtener la fuerza de agarre de la prótesis diseñada. El tipo de agarre que se simulará será el de gancho o tipo hook y el agarre cilíndrico (añadiendo la fuerza realizada por el dedo pulgar). Estos tipos de agarre se han mostrado con anterioridad en la Figura 3.15.

Para ello, se ha construido una pieza soporte a la que se unirán los dedos objeto de ensayo. En el programa son atribuidos los materiales de cada elemento, a fin de obtener una simulación lo más realista posible. El elemento de soporte y los pasadores de todas y cada una de las articulaciones de los dedos protésicos serán de acero. El resto de elementos de ácido poliláctico o PLA.

Esta simulación se realiza de manera simultánea para los dedos índice, anular y meñique. El dedo medio de la prótesis no es incluido en la simulación ya que su resultado será análogo al del dedo anular por ser estos dos dedos idénticos.

Se realizan tres simulaciones con distintos grados de flexión de los dedos. En la primera de ellas, los dedos de la prótesis se encuentran alineados y con un grado de flexión menor que en la segunda simulación. En la tercera simulación, el ángulo de flexión de los dedos es aún mayor que en la segunda. En la última simulación no se incluye el pulgar debido a que con el grado de flexión que presentan el resto de dedos, el dedo pulgar no estaría en contacto con la pieza u objeto sostenido.

Para calcular la fuerza de agarre de la prótesis, se utilizan cuatro muelles-amortiguadores lineales. Estos muelles-amortiguadores se fijan en la superficie palmar de las falanges distales de cada dedo y se opondrán al movimiento de los mismos, y de acuerdo a la ecuación (5-36) de la ley de Hooke, conociendo el desplazamiento de cada muelle, podrá obtenerse la fuerza que realiza cada dedo de la prótesis y en consecuencia, la fuerza de agarre.

Los parámetros del Muelle y del amortiguador para los dedos índice, anular y meñique se muestran en la siguiente figura. La constante K del muelle es de 1 N/mm y la constante C del amortiguador 0,5 N/(mm/s). Ambos elementos se comportan de manera lineal.

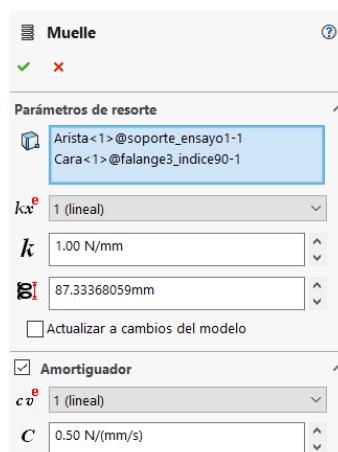


Figura 5.71. Parámetros del muelle-amortiguador de los dedos índice anular y meñique en la simulación con SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia

En el caso del pulgar, al contar solo con un cuadrilátero articulado en lugar de dos como el resto de dedos, la fuerza que realiza es mayor. Por tanto, los parámetros del muelle-amortiguador que se usa para este dedo se han modificado, aumentando la constante K del muelle a 3 N/mm y la del amortiguador a 1,5 N/(mm/s). Estos parámetros se muestran en la Figura 5.72.

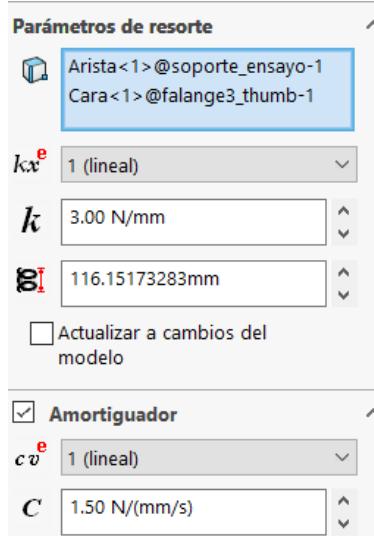


Figura 5.72. Parámetros del muelle-amortiguador usado en el dedo pulgar en la simulación con SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia

Una vez se tienen fijados los muelles y amortiguadores, se introducen las fuerzas que actuarán el mecanismo. La fuerza máxima que origina la flexión de cada dedo, de acuerdo a lo expuesto en el apartado 5.5.3.2, es de 84,5 N. Debido a que esta fuerza es realizada por un hilo anudado en dos agujeros en la parte inferior de la falange proximal, la fuerza introducida se divide en dos fuerzas iguales de 42,25 N aplicadas en cada uno de estos dos agujeros, de modo que la suma de las dos fuerzas sea de 84,5 N.



Figura 5.73. Fuerzas de 42,25N introducidas en la falange 1 de los dedos de la prótesis para la simulación de fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia

La simulación y posición de cada elemento en el primer ensayo se puede observar en la Figura 5.74, Figura 5.75 y Figura 5.76. En su posición inicial, las falanges tienen un ángulo de flexión resultado de un desplazamiento de 6 mm del hilo que produce la tracción del dedo (desplazamiento de 6 mm del punto de aplicación de las fuerzas desde una posición de los dedos completamente extendidos). En esta posición, las falanges proximales de los dedos índice, anular y meñique tienen un ángulo aproximado de 26 grados con respecto al eje vertical.

## 5 METODOLOGÍA

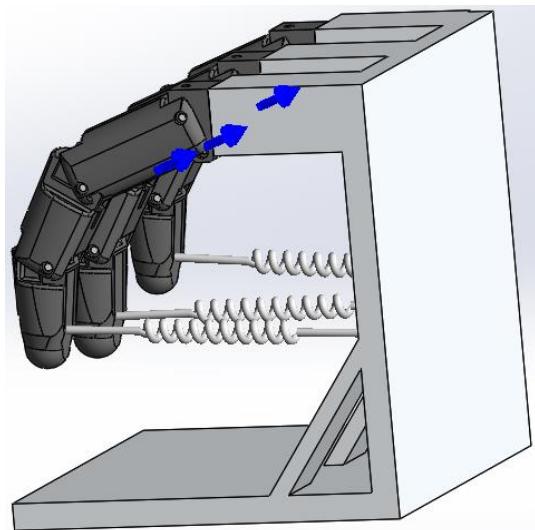


Figura 5.74. Simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición inicial del mecanismo. Fuente: elaboración propia.

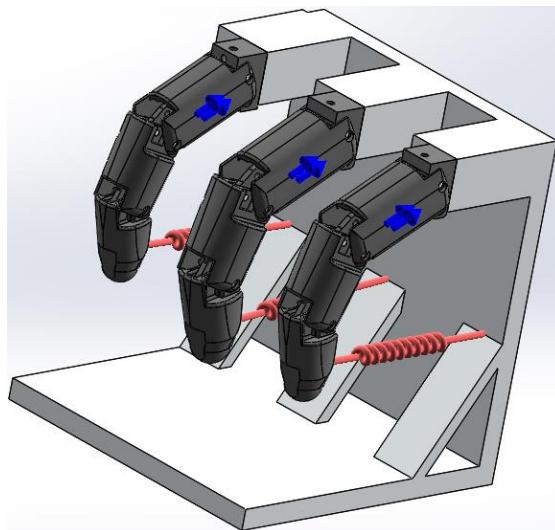


Figura 5.75. Simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición final del mecanismo. Fuente: elaboración propia.

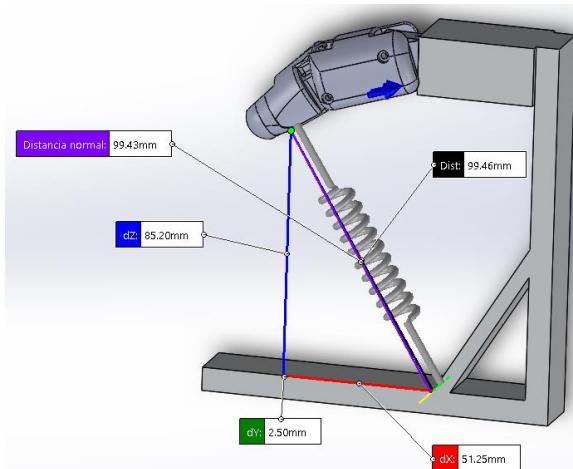


Figura 5.76. Simulación en SolidWorks del dedo pulgar para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición inicial del mecanismo. Fuente: elaboración propia.

El desplazamiento de contracción que experimenta cada muelle en esta primera simulación se muestra en la siguiente tabla:

Muelle	Desplazamiento (mm)
Dedo índice	4,51
Dedo anular/medio	4,49
Dedo meñique	4,46
Dedo pulgar	6,12

Tabla 5.5. Reducción de longitud que experimentan los tres muelles en la primera simulación con SolidWorks para obtener fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia.

Aplicando la ecuación (5-36) de la ley de Hooke, y dado que la constante K del muelle es de 1 N/mm para todos los dedos exceptuando el pulgar, se obtiene que la fuerza que realiza cada dedo es de 4,51 N, 4,49 N y 4,46 N para los dedos índice, anular y meñique respectivamente. Por contar el dedo pulgar con un muelle de 3 N/mm, la fuerza que realiza este es de 18,36 N. Teniendo en cuenta que el dedo medio realizaría una fuerza igual a la del dedo anular, sumando la fuerza que ejercen los cinco dedos, se obtiene una fuerza máxima de agarre cilíndrico de 36,31 N. Para hallar la fuerza de agarre tipo gancho, únicamente habría que eliminar la fuerza del dedo pulgar, obteniéndose una fuerza de agarre de 17,95 N.

La disposición inicial de los elementos en la segunda simulación se muestra en la Figura 5.77. En esta simulación, el ángulo de flexión del que parten los dedos índice, anular y meñique de la prótesis es mayor, de aproximadamente 33 grados con respecto al eje horizontal. El desplazamiento en este caso de los hilos que producen la tracción en el instante inicial es de 7 mm.

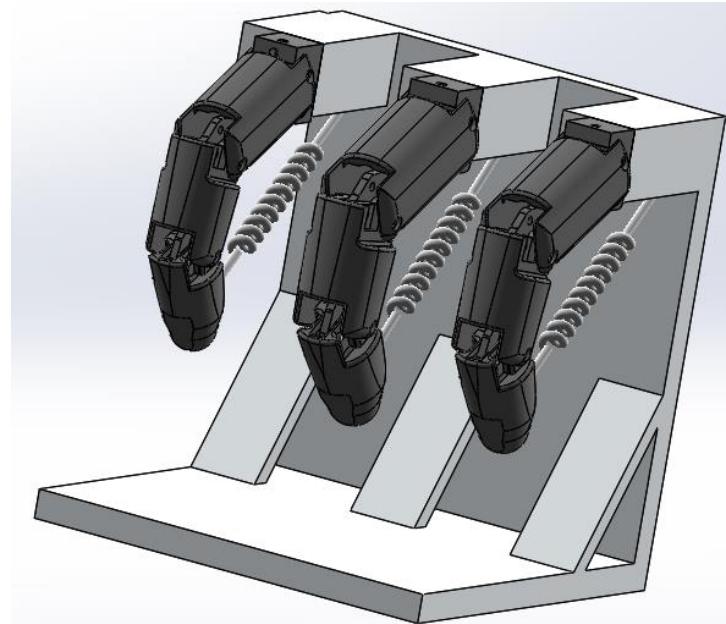


Figura 5.77. Segunda simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición inicial del mecanismo. Fuente: elaboración propia.

Las fuerzas y los muelles que se aplican en esta segunda simulación cuentan con los mismos parámetros que en la anterior simulación. Es modificado únicamente el grado de flexión de

## 5 METODOLOGÍA

los dedos y el punto de fijación del muelle a la estructura soporte, con el objetivo de que el desplazamiento del muelle sea mayoritariamente de acortamiento en su eje axial.

La posición final del mecanismo en esta segunda simulación se presenta en las siguientes figuras.

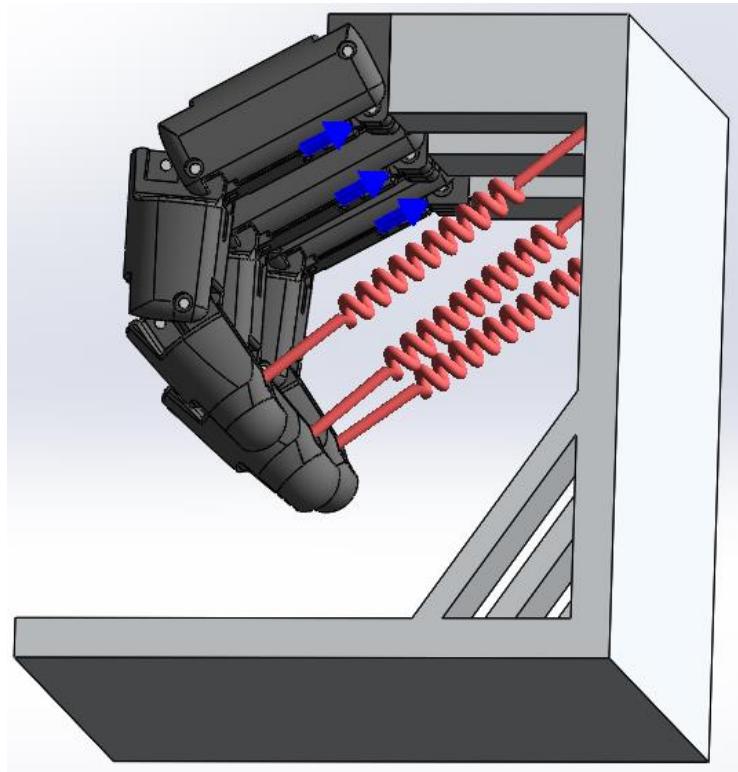


Figura 5.78. Segunda simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición inicial del mecanismo. Fuente: elaboración propia.

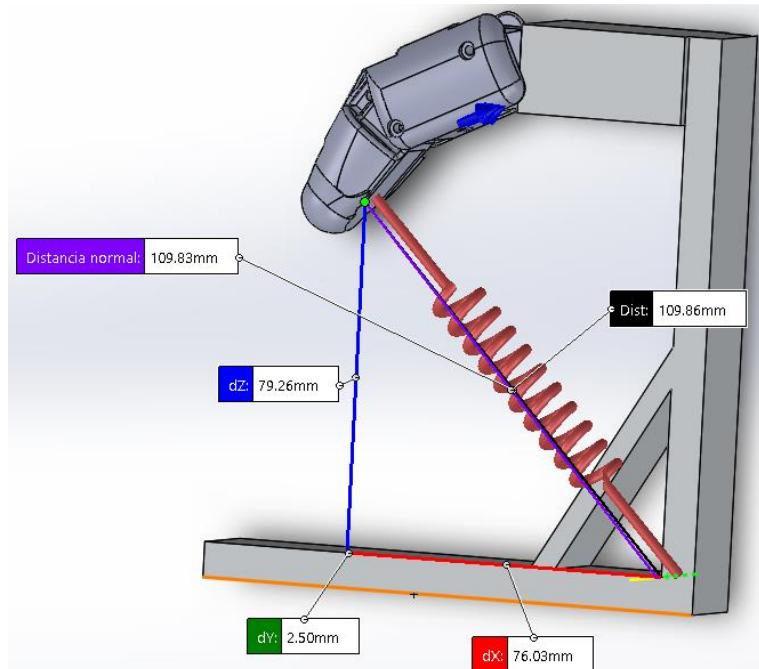


Figura 5.79. Segunda simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición final del mecanismo del dedo pulgar. Fuente: elaboración propia.

En este caso, el acortamiento o reducción de longitud de los muelles se presenta en la Tabla 5.6.

Muelle	Desplazamiento (mm)
Dedo índice	3,66
Dedo anular/medio	3,47
Dedo meñique	3,6
Dedo pulgar	5,66

Tabla 5.6. Reducción de longitud que experimentan los tres muelles en la segunda simulación con SolidWorks para obtener fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia.

Del mismo modo que en la simulación anterior, como resultado del ensayo se obtienen unas fuerzas de 3,83 N, 3,59 N y 3,84 N para los dedos índice, anular y meñique respectivamente. El dedo pulgar ejerce una fuerza de 17 N. Con estos valores y teniendo en cuenta el dedo medio, se obtiene una fuerza total de agarre tipo hook de 14,85 N. La fuerza máxima para el agarre cilíndrico sería de 31,2 N.

Por último, se obtiene la fuerza máxima de agarre cuando en el instante inicial de la simulación, el desplazamiento del hilo que produce la flexión de los dedos es de 8 mm. El ángulo que forman las falanges proximales en esta simulación es de 40 grados aproximadamente. El instante final de esta simulación se muestra en la siguiente figura.

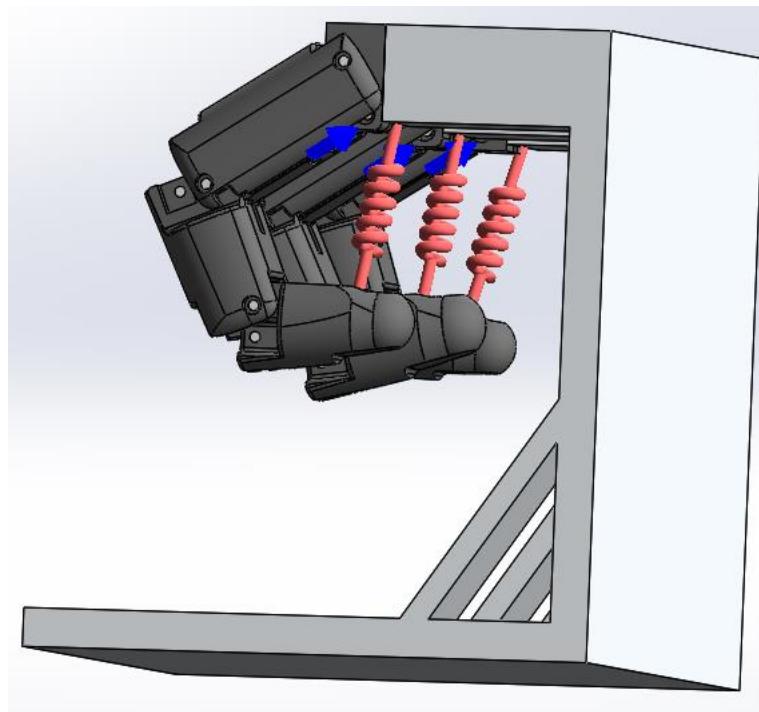


Figura 5.80. Tercera simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición final del mecanismo. Fuente: elaboración propia.

Cuando los dedos de la prótesis cuentan con este grado de flexión, la segunda falange del dedo pulgar ya no contribuye a la sustentación de los objetos. Por esta razón, en esta última simulación se ha omitido este dedo.

La reducción o acortamiento axial de los muelles en este caso se muestra en la Tabla 5.7.

Muelle	Desplazamiento (mm)
Dedo índice	1,43
Dedo anular/medio	0,96
Dedo meñique	2,04

Tabla 5.7. Reducción de longitud que experimentan los tres muelles en la tercera simulación con SolidWorks para obtener fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia.

La fuerza máxima de agarre tipo hook en esta última posición de los dedos es de 5,39 N.

### 5.7.1 Comparación de la fuerza de agarre

Para poder realizar de una manera más objetiva una comparación de la fuerza de agarre de la prótesis diseñada con otro tipo de prótesis similares, se realiza una simulación con la prótesis Prosthetic Hand, cuya fuerza de agarre es superior a la de otras existentes.

Se realizará únicamente la simulación en una única posición de flexión de los dedos de la prótesis Prosthetic Hand. A modo de servir de comparativa con la primera simulación realizada anteriormente, este grado de flexión de los dedos elegido es el mismo que el que presentaban los dedos de la prótesis diseñada en esa primera simulación. Este grado de flexión de los dedos es aproximadamente similar al grado de flexión con el que contarán los dedos de la prótesis al coger y sostener objetos de un tamaño considerable, los cuales están más predispuestos a tener un mayor peso.

Para la simulación se introduce una fuerza de igual valor que en los casos anteriores (84,5 N) para los cinco dedos. Los dedos índice, medio, anular y meñique en esta prótesis son similares, por lo que solo se simulará uno de ellos. Los parámetros del muelle-amortiguador que se opone a la flexión de este dedo mantienen también los mismos valores que en las simulaciones anteriores ( $K=1 \text{ N/mm}$  y  $C=0,5 \text{ N/(mm/s)}$  para los dedos índice medio anular y meñique;  $K=3 \text{ N/mm}$  y  $C=1,5 \text{ N/(mm/s)}$  para el dedo pulgar).

En la simulación se incluye un muelle adicional, que simula la fuerza de la goma elástica que produce la extensión de los dedos en esta prótesis y que se opone a la flexión de los dedos, tal y como se ha explicado en el apartado 5.2. Este muelle-amortiguador se configura con unos parámetros similares a los existentes en una goma elástica convencional. Se toma por tanto una  $K=0,35 \text{ N/mm}$  y  $C=0,15 \text{ N/(mm/s)}$ .

Se muestran a continuación dos figuras con imágenes de esta simulación, la primera de ellas muestra la simulación de los dedos índice, medio, anular y meñique. La segunda corresponde al dedo pulgar de esta prótesis.

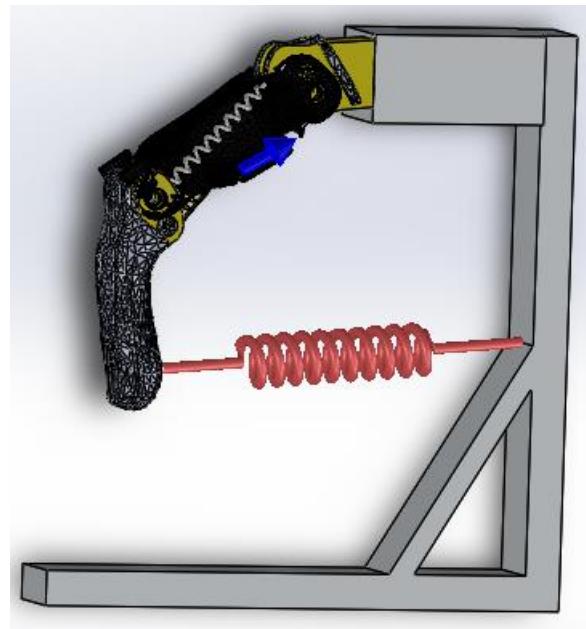


Figura 5.81. Simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis Prosthetic Hand. Posición final del mecanismo. Fuente: elaboración propia.

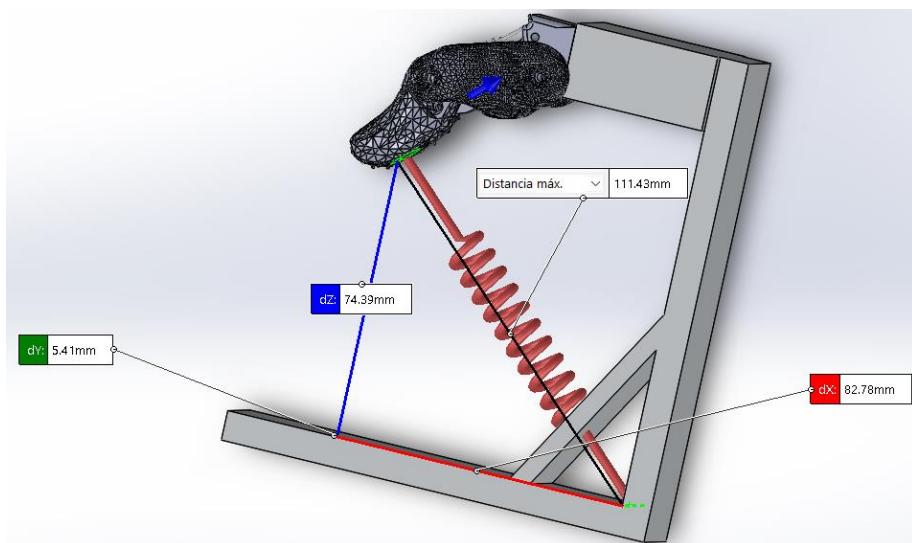


Figura 5.82. Simulación en SolidWorks del dedo pulgar para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis Prosthetic Hand. Posición final del mecanismo. Fuente: elaboración propia.

El desplazamiento de contracción que experimenta cada muelle en esta simulación se muestra en la siguiente tabla:

Muelle	Desplazamiento (mm)
Dedo índice/medio/anular/meñique	5,1
Dedo pulgar	1,54

Tabla 5.8. Reducción de longitud que experimentan los tres muelles en la primera simulación con SolidWorks para obtener fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia.

## 5 METODOLOGÍA

Se obtienen con estos desplazamientos de los muelles una fuerza de 5,1 N para los dedos índice, medio, anular y meñique y una fuerza de 4,62 N para el dedo pulgar. La fuerza de agarre cilíndrico para esta prótesis por tanto es de 25 N.

Se comprueba con esta simulación que se ha obtenido con la nueva prótesis diseñada un aumento de la fuerza de agarre en 11,31 N para la posición simulada.

Además, en las simulaciones de fuerza máxima de agarre realizadas en la nueva prótesis diseñada, se observa que la fuerza que realiza el dedo pulgar es aproximadamente igual a la suma de las fuerzas que realizan el resto de dedos. Esto tiene un efecto positivo cuando se produce un agarre de objetos grandes y por tanto no se genera una gran flexión de los dedos. En este agarre descrito, los dedos índice, medio, anular y meñique se encuentran enfrentados al dedo pulgar, y gracias a que este último ejerce una fuerza aproximadamente igual a la suma de la del resto de dedos, se produce un equilibrio de fuerzas que permite realizar un mejor agarre de la pieza u objeto sujeto.

Este equilibrio de fuerzas que aparece en la prótesis diseñada, no tiene lugar en la prótesis Prosthetic Hand simulada en este último apartado. La falta de este equilibrio de fuerzas provoca en esta prótesis la extensión del dedo pulgar cuando se realiza el agarre de un objeto de grandes dimensiones, dando lugar a un agarre inseguro e inestable.

## 6 IMPACTO SOCIOECONÓMICO Y AMBIENTAL

En la actualidad, los estudios de tipo social, económico y ambiental están tomando mucha importancia debido a las nuevas corrientes de pensamientos que se están extendiendo en la sociedad. Estos estudios tienen por objetivo encontrar la relación que tendrá el producto con toda la comunidad desde un aspecto mucho más amplio que la mera utilización del mismo. De este modo, se busca conocer el impacto que tendrá sobre la sociedad y el medio ambiente.

En lo que respecta al entorno socioeconómico de la prótesis del presente proyecto, hay que destacar el impacto positivo que causa debido al fin social que esta presenta. La prótesis está destinada a todo tipo de personas, sobre todo con pocos recursos, que necesitan asistencia para el miembro de la mano la cual perdieron debido a la guerra, enfermedad o desastre natural. También para pacientes que debido a enfermedades congénitas carecen de ella.



*Figura 6.1. Niños usando prótesis de la plataforma Enabling The Future. Fuente: (Enabling The Future, s.f.)*

El diseño de la prótesis será subido a plataformas web solidarias como Trucos Optimistas o Enabling The Future donde personas de todo el mundo pueden tener acceso. Los archivos de los elementos de la prótesis pueden ser descargados de estas plataformas de manera gratuita para ser producidos mediante fabricación aditiva. Además, estos diseños pueden ser obtenidos por otros diseñadores en su formato original para ser mejorados y adaptados a necesidades específicas.

Por tanto se trata de un proyecto solidario y creativo que busca facilitar el día a día de personas con diversidad funcional. Gracias a proyectos de este tipo y con ayuda de las plataformas web como las mencionadas, se consiguen despertar nuevas esperanzas y posibilidades en las personas más necesitadas.



*Figura 6.2. Uso de una prótesis de mano producida por fabricación aditiva. Fuente: (Enabling The Future, s.f.)*

Estas plataformas también permiten conectar a los fabricantes con las familias, respondiendo preguntas y correos electrónicos y brindando un lugar donde la comunidad puede continuar regalando estos archivos y diseños de manera abierta y libremente.

Por otro lado, dado que esta prótesis de mano se fabrica con la tecnología de impresión 3d, se realiza un análisis de la huella ecológica de esta tecnología (expresada como huella de carbono) basándose en tres puntos: la escala de producción, los materiales, y el ciclo de vida de los productos fabricados.

Desde el punto de vista de la escala de producción, un estudio de (Cuboyo, s.f.) publicado en septiembre de 2013, comparaba la producción convencional , considerando como tal la inyección en moldes, con la producción con distintas impresoras en 3D. La hipótesis que se manejaba era que la impresión 3D reduciría la utilidad de la producción en masa, ya que en esta la innovación estaría constreñida por las economías de escala, según las cuales los productos ven disminuir su precio al aumentar el número de unidades producidas.

Los resultados del estudio se muestran en la Figura 6.3. Se observa por un lado, que la manufactura clásica no está preparada para bajos volúmenes de producción, en términos de impacto ambiental; sin embargo, por otro lado, la técnica de impresión 3D no puede competir con la inyección en moldes para la producción de grandes volúmenes. Las tecnologías de impresión 3D serían, según este estudio, interesantes desde el punto de vista ecológico para la producción a pequeña escala (menos de 1000 piezas), en comparación con la tecnología tradicional de inyección en moldes. En cuanto al coste adicional del transporte en la fabricación centralizada, frente al ahorro derivado de construir de forma descentralizada, los estudios coinciden en el ahorro que supone en este aspecto la impresión 3D.

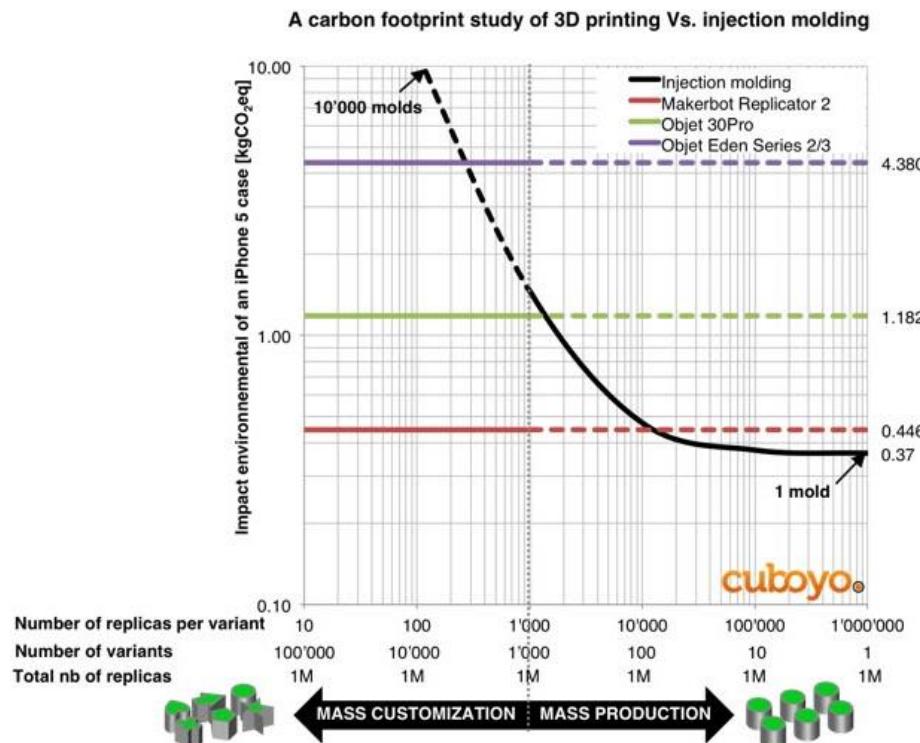


Figura 6.3 Huella de carbono producida por la fabricación de carcasa de iPhone 5, utilizando impresión 3D e inyección en moldes. Fuente: (Cuboyo, s.f.)

En lo que respecta a los materiales y el gasto energético, desde el punto de vista ambiental, el ahorro de recursos procede tanto de la selección de los materiales, como de la cantidad de

material utilizado en la producción. Además, la manufactura aditiva puede producir piezas un 50 por ciento más ligeras que otras técnicas de inyección en moldes, reduciéndose así el consumo de combustible y las emisiones generadas con ello. Los principales materiales que se utilizan para la fabricación de la presente prótesis son el PLA y Smart Fil Flex como ya se ha visto.

El ácido poliláctico o PLA es un polímero biodegradable derivado del ácido láctico. Se fabrica a partir de recursos renovables al 100%, ya que se produce a partir de la extracción de los azúcares del almidón del maíz, la remolacha, el trigo y otros productos ricos en almidón (Figura 6.4). Posteriormente ha de ser fermentado con ácido láctico. El hecho de que el PLA pueda ser derivado de diferentes tipos de cosechas, permite a este adaptarse a los climas específicos de cada región.

Este termoplástico tiene muchas características equivalentes, e incluso mejores, que muchos de los plásticos derivados del petróleo, lo que hace que sea eficaz para una gran variedad de usos.

Las principales ventajas, en clave de estrategia medioambiental, de los polímeros biodegradables con respecto a los plásticos convencionales, se resumen en la Tabla 6.1. En ella se puede ver una comparativa de impacto medioambiental en la fase de producción y en el tratamiento de residuos.

Plásticos convencionales	Plásticos biodegradables
Utilizan como materia prima recursos no renovables	Su producción es sostenible a partir de residuos de la agroindustria
Se acumulan en el ambiente	Se degradan fácilmente por la acción de microorganismos
Su reciclado puede generar sustancias tóxicas al medio ambiente	Su biodegradación produce $O_2$ y $H_2O$

Tabla 6.1. Comparativa entre los plásticos convencionales y los plásticos biodegradables. Fuente: (Estrany Coda, Oliver Pujol, & Aradilla Zapata, 2012)

Otro dato importante que hay que destacar con respecto al medio ambiente es que la utilización de polímeros biodegradables presenta menor consumo de energía no renovable con respecto a los plásticos convencionales.

Una de las características que ha suscitado gran interés en el PLA es su capacidad de biodegradarse bajo condiciones adecuadas a diferencia del resto de los polímeros. Lo que le confiere una gran ventaja desde el punto de vista ecológico. Una crítica importante del polímero ocurre durante su fase de interrupción biológica. El PLA lanza dióxido de carbono y metano durante este proceso, sustancias que participan al efecto invernadero. Siendo nulo el balance neto en dióxido de carbono, pues el CO<sub>2</sub> lanzado a la atmósfera es aquel que fue absorbido durante la fotosíntesis de la planta.

Otra crítica es que los combustibles fósiles todavía son necesarios para producir el PLA. Aunque los combustibles fósiles no se utilizan en el polímero en sí mismo, son necesarios en los procesos de cosechas y recogida de la planta así como en su producción química. Aun

así, su fabricación requiere entre un 20 y 50 por ciento menos de recursos fósiles que aquellos que provienen del petróleo.

En cuanto al polímero Smart fil Flex, es un filamento TPE (Termoplástico Elastómero) con base de poliuretano y ciertos aditivos. Para su obtención por tanto se necesita como componente principal poliuretano termoplástico. Este es un producto que no contiene ni plastificantes ni halógenos, lo que lo convierte en sostenible y no dañino para el medioambiente.

El TPU o poliuretano termoplástico se produce a partir de combustibles fósiles, y se puede fabricar también en bruto a partir de aceites vegetales que contengan materia biológica en un porcentaje de entre el 48 y el 75 por ciento. También es posible obtener TPU procedente de fuentes renovables y con prestaciones parecidas a los que provienen del petróleo. Estos últimos se muestran como Bio PU en la siguiente figura.

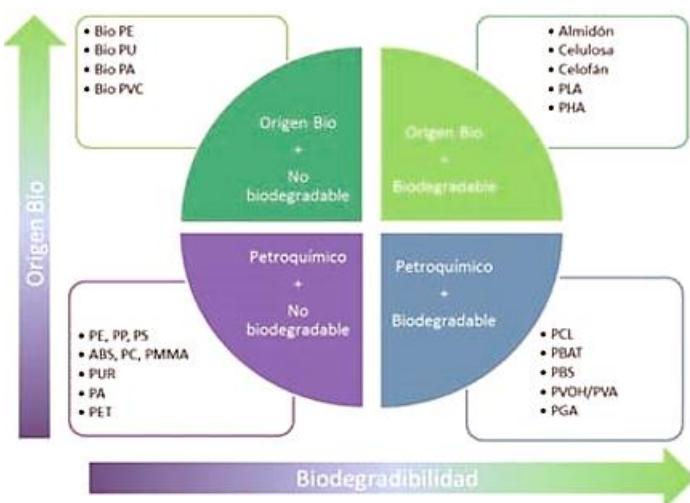


Figura 6.4. Clasificación de los plásticos según su origen y su capacidad para biodegradarse. Fuente: (Font & Espino, s.f.)

En cuanto al ciclo de vida del producto, en este caso de la prótesis de mano, su producción mediante fabricación aditiva ofrece la posibilidad de ampliar el ciclo de vida de la prótesis. Esto es así debido a la posibilidad de imprimir una pieza dañada de forma aislada, que no podríamos adquirir de otra forma o de poder, sería a un costo elevado, viéndonos obligados a comprar el producto completo otra vez.

La impresión 3D también está relacionada con el abaratamiento de los costes de producción ya que es posible crear un sólo artículo por el mismo coste unitario de crear miles de ellos. De este modo, podrían eliminarse las economías de los beneficios de escala de la producción en masa y producirse una descentralización de la manufactura. Este es un proceso centrado actualmente en fábricas situadas en medios urbanos, que crean objetos que luego son llevados a todos los rincones del planeta. Por tanto, la fabricación aditiva podría aumentar las opciones de vida en medios rurales y causaría la necesidad de deslocalizar las fábricas de países donde los costes de producción son menores.

Por tanto se puede concluir con este pequeño estudio que el impacto ambiental generado por esta prótesis diseñada es muy reducido y que gracias a su fin social y su bajo coste, el impacto socioeconómico es muy positivo.

## 7 FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO

El objetivo principal de este proyecto, como se ha definido anteriormente, era el desarrollo de mejoras del diseño y la mecánica de una prótesis de mano de bajo coste desarrollada con fabricación aditiva. Así como conocer su comportamiento, resistencia y características de agarre.

Sin embargo, en base al proyecto se abren una serie de líneas posibles futuras por donde se puede continuar el trabajo:

- Dotar al dedo pulgar de la prótesis de movimientos de antepulsión-retropulsión o aducción-abducción, con el objetivo de conseguir diferentes agarres. Esto implicaría dotar de dos o tres grados de libertad al mecanismo de este dedo.
- Adaptación de esta prótesis con el fin de posibilitar su uso a pacientes con amputaciones más severas como amputación del antebrazo, amputación del codo o amputación a nivel del brazo.
- Hacer uso de los movimientos de desviación radial y cubital de la muñeca para obtener diferentes movimientos o tipos de agarre en la prótesis.
- Aumentar la fuerza de agarre aún más en la prótesis mediante el uso de palancas o de poleas con radios distintos. De este modo es posible disminuir el par generado con la flexión de la muñeca. Con este tipo de mecanismos también se puede conseguir lo contrario, es decir, aumentar el grado de flexión del dedo sin aumentar el grado de giro de la muñeca respecto de la palma.

Este mecanismo nos permite realizar mayor fuerza en la flexión de los dedos con el mismo par generado por la flexión de la muñeca. Consistiría en tirar mediante un cable o cuerda del punto A de la figura siguiente con una fuerza  $F_1$  en la dirección y sentido de la misma provocada por el par o momento generado con la flexión de la muñeca. Entonces la polea giraría respecto a su eje de giro O y produciría una fuerza  $F_2$  en el punto B que produciría mediante otro cable su tracción y el movimiento de flexión en los dedos. Esta última fuerza  $F_2$  es mayor que la fuerza ejercida  $F_1$  debido a que el punto B se encuentra en un radio menor que el punto A y se puede calcular mediante un equilibrio de momentos del siguiente modo:

$$F_1 * R_2 = F_2 * R_1 \rightarrow F_2 = F_1 * \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \quad (7-1)$$

## 7 FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO

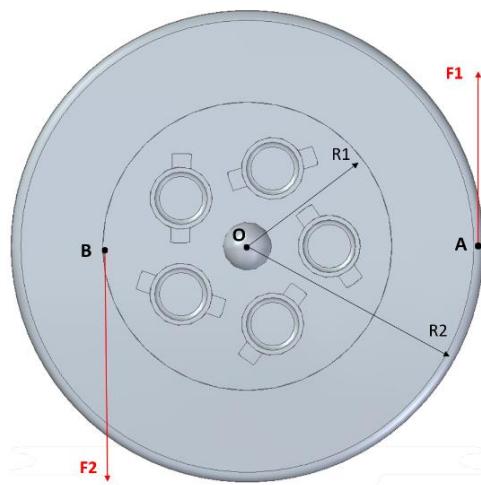


Figura 7.1. Mecanismo mediante polea para aumentar la fuerza en la flexión de los dedos. Fuente: Elaboración propia

## 8 CONCLUSIONES

Durante la realización del proyecto se han extraído una serie de conclusiones que se expondrán a continuación.

- Se ha seguido el proceso de diseño clásico. Se ha comenzado el proyecto por la planificación del mismo y un estudio básico de la situación del tema a tratar en la actualidad así como de la anatomía de la mano y sus amputaciones. En base a esto se ha llevado a cabo el diseño pasando por fases como la definición del producto y su lista de requisitos, selección de materiales, cálculo y simulación de los comportamientos, etc.
- Se ha simulado el comportamiento de los elementos más críticos de la prótesis con unas condiciones de contorno muy similares a las reales que sufriría la misma una vez acoplada al paciente. Con estas simulaciones se verifica el cumplimiento del objetivo de seguridad en la prótesis.
- Se ha llevado a cabo el montaje de la prótesis una vez producida por fabricación aditiva, asegurándose su fácil montaje y su correcta funcionalidad.
- Se ha llevado a cabo un estudio mediante simulación en programas CAD con el fin de obtener la fuerza de agarre de la prótesis diseñada y compararla con otra existente de la que se partía. Gracias a esta simulación se ha comprobado el aumento de la fuerza de agarre conseguido en la nueva prótesis diseñada.
- Se ha mejorado el sistema de regulación de los cables de tensión de los dedos, comprobando su correcto funcionamiento una vez impresa la prótesis.
- Se ha obtenido una prótesis de mayor parecido a la mano humana, contando con dedos de tres falanges (a excepción del pulgar) y de diferentes tamaños, alcanzando el objetivo fijado de apariencia de la prótesis.
- Se consigue un prótesis de bajo coste tal y como había sido fijado en uno de los objetivos. El precio de la prótesis es inferior a 25 € (en el caso de ser fabricada por una impresora 3D de escritorio en propiedad) tal y como se puede comprobar en el presupuesto del proyecto.
- Se ha llevado a cabo un proyecto solidario del cual se verán beneficiados pacientes de todo el mundo.
- Se ha realizado un breve estudio del impacto ambiental y socioeconómico de la prótesis, comprobando la baja huella ambiental causada en su fabricación y el satisfactorio impacto social y económico que crea.

## 8 CONCLUSIONES

A su vez la realización del proyecto ha supuesto un progreso a nivel personal en las siguientes áreas:

- Conocimientos sobre la anatomía de la mano, sus amputaciones, los tipos de prótesis existentes así como las tecnologías existentes de fabricación aditiva. Igualmente, se ha conseguido un conocimiento más amplio en la simulación de mecanismos y en las bases de la resistencia de los materiales.
- Se ha conseguido la superación de los distintos retos que han ido sucediendo a lo largo del proyecto. Se han tenido que obtener conocimientos en determinadas áreas de una manera independiente así como llevar a cabo una búsqueda de información.
- Satisfacción por haber llevado a cabo un proyecto con un fin social, del que se podrán ver beneficiadas personas con diversidad funcional de todo el mundo.
- Con la realización del proyecto se ha logrado una conexión entre las distintas disciplinas aprendidas en la escuela, ya que se han puesto en práctica conocimientos de muchas ramas distintas tratadas durante estos años.
- Se ha logrado un aprendizaje más profundo de programas de cálculo y simulación, como Matlab, y de CAD como Solid Edge. De igual modo se ha obtenido un aprendizaje de la utilización diversos módulos de simulación en SolidWorks.
- Conocimiento de Gantter, utilizado para la realización de la planificación del proyecto. También se ha aprendido la utilización del programa 3D Builder y Cura, usado para la impresión de la prótesis.

# 9 PLANIFICACIÓN PRESUPUESTO

## TEMPORAL Y

### 9.1 Planificación temporal

Para la realización de este proyecto se ha llevado a cabo una planificación del mismo con el objetivo de detallar la secuenciación de las distintas actividades relacionadas con el trabajo y el cumplimiento de los plazos previstos para su realización.

Una estructura de descomposición del trabajo (EDT) es una herramienta fundamental que consiste en la descomposición jerárquica del trabajo a ser ejecutado en el proyecto, para cumplir con los objetivos de éste, y donde cada nivel descendente de la EDT representa una definición con un detalle incrementado del trabajo del proyecto. La posterior programación así como la realización del presupuesto, el control y el seguimiento del proyecto se apoyan en ella.

Las distintas fases del proyecto se descomponen en bloques de tareas. Los cuales a su vez cuentan con una serie de sub-actividades, que se correlacionan entre sí. De tal forma que el principio y final de cada una de las actividades en la línea temporal del proyecto se debe representar en un diagrama. Pero en este punto se indica únicamente la estructura de las tareas a realizar.

El proyecto se inicia en Febrero de 2017 con vistas a presentar el trabajo final en la convocatoria de Febrero de 2018.

Nº	ACTIVIDAD
1	PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO
2	ESTUDIO DE LA MANO
2.1	Estudio de los huesos, las articulaciones y los músculos de la mano
2.2	Fuerza máxima de agarre de la mano y par máximo ejercido con la muñeca
2.3	Amputaciones del miembro superior
3	ESTADO DEL ARTE
3.1	Investigación sobre las diferentes tecnologías de fabricación aditiva existentes
3.2	Estudio acerca de los tipos de prótesis existentes
3.3	Redacción de la memoria
4	DISEÑO DE LA MANO PROTÉSICA EN SOLID EDGE
4.1	Ánalisis de las prótesis mecánicas desarrolladas por fabricación aditiva existentes

## 9 PLANIFICACIÓN TEMPORAL Y PRESUPUESTO

4.2	Reunión con el doctor Antonio Medina, director del servicio de rehabilitación de Ibermutuamur, y Eduardo Cortés, fisioterapeuta
4.3	Lista de requisitos u objetivos requeridos
4.4	Diseño del dedo medio y anular de la prótesis
4.5	Aprendizaje del uso del programa Cura para la impresión 3D
4.6	Impresión del prototipo y verificación de su funcionalidad
4.7	Diseño de los dedos índice y meñique
4.8	Diseño del dedo pulgar
4.9	Diseño del elemento Wrist de la prótesis
4.10	Conversión a sólido y modificación del elemento palma de la prótesis
5	<b>ANÁLISIS MECÁNICO Y SIMULACIÓN CON MATLAB</b>
5.1	Obtención de las ecuaciones del movimiento del dedo meñique
5.2	Cálculo de las fuerzas a aplicar en la simulación
5.3	Creación del código de Matlab para las distintas simulaciones
5.4	Validación y comprobación del correcto funcionamiento de las simulaciones
5.5	Extracción de datos del movimiento y de las reacciones que aparecen en la simulación
5.6	Redacción de la memoria
6	<b>SIMULACIÓN DE TENSIONES Y DEFORMACIONES EN ELEMENTOS CRÍTICOS</b>
6.1	Estudio del comportamiento de los polímeros ante esfuerzos y sus propiedades mecánicas
6.2	Obtención de las propiedades mecánicas del PLA
6.3	Determinación de los distintos estados de carga
6.4	Determinación de las condiciones de contorno en SolidEdge
6.5	Conclusiones obtenidas de la simulación y validación de los elementos simulados
6.5	Redacción de la memoria
7	<b>SIMULACIÓN DE LA FUERZA DE AGARRE DE LA PRÓTESIS CON SOLIDWORKS</b>
7.1	Diseño de un soporte para la realización de la simulación
7.2	Determinación de las condiciones de contorno para la simulación
7.3	Simulación del agarre en distintas posiciones
7.4	Mediciones y obtención de resultados de las simulaciones de agarre
7.5	Conversión a sólido de los dedos de otra prótesis para comparar la fuerza de agarre
7.6	Simulación de la fuerza de agarre de la prótesis existente

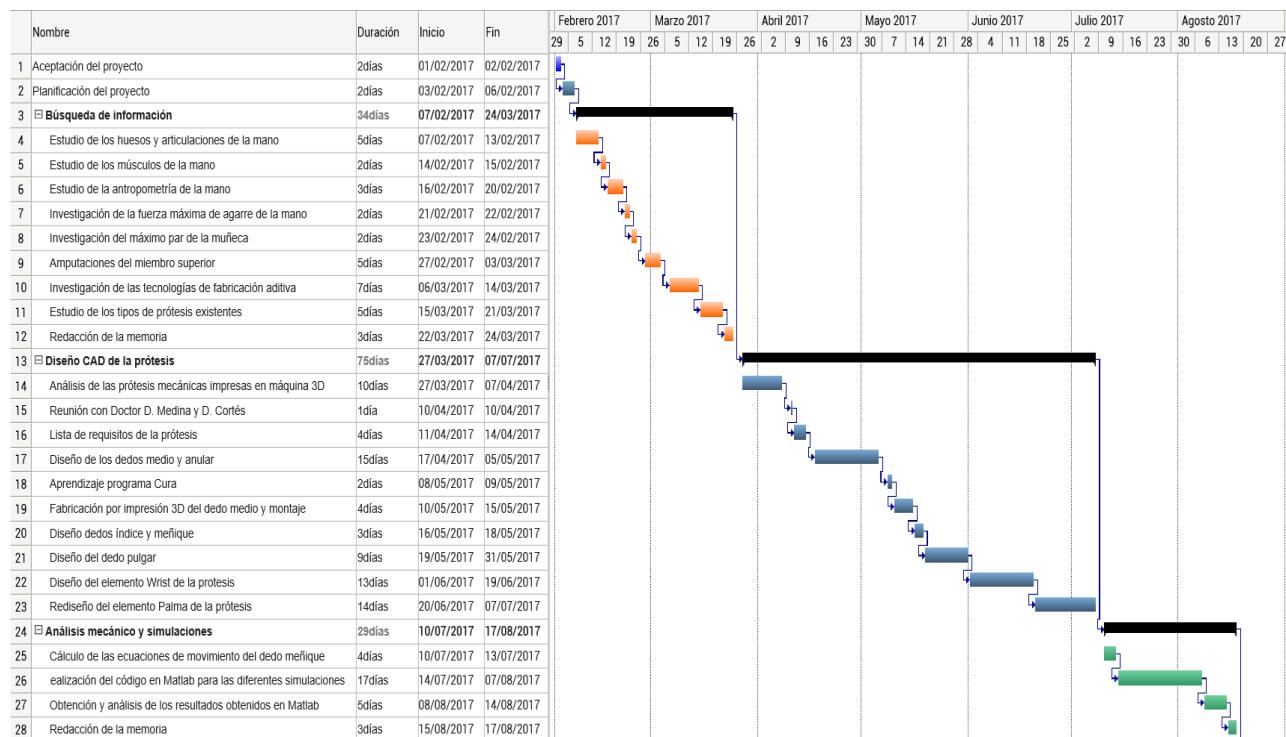
7.7	Comparación de la fuerza de agarre entre la prótesis diseñada y la ya existente
7.8	Redacción de la memoria
8	<b>IMPRESIÓN 3D DE LA PRÓTESIS</b>
8.1	Ensamblaje de la prótesis y verificación de su funcionalidad
8.2	Redacción de la memoria
9	<b>IMPACTO SOCIOECONÓMICO Y AMBIENTAL</b>
9.1	Estudio del impacto social y económico de la prótesis
9.2	Estudio y análisis del impacto económico y ambiental de la fabricación aditiva
9.3	Investigación del impacto ambiental de los materiales utilizados
9.4	Redacción de la memoria
10	<b>ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS</b>
10.1	Determinar las futuras líneas de trabajo
10.2	Extracción de las conclusiones en función de los resultados obtenidos
11	<b>EJECUCIÓN DE LOS PLANOS DE LOS ELEMENTOS DISEÑADOS</b>
12	<b>ELABORACIÓN DEL PRESUPUESTO DEL PROYECTO</b>
13	<b>CONCLUSIÓN DEL PROYECTO</b>
13.1	Validación del proyecto por parte de la tutora
13.2	Entrega del proyecto

### 9.1.1 Diagrama de Gant

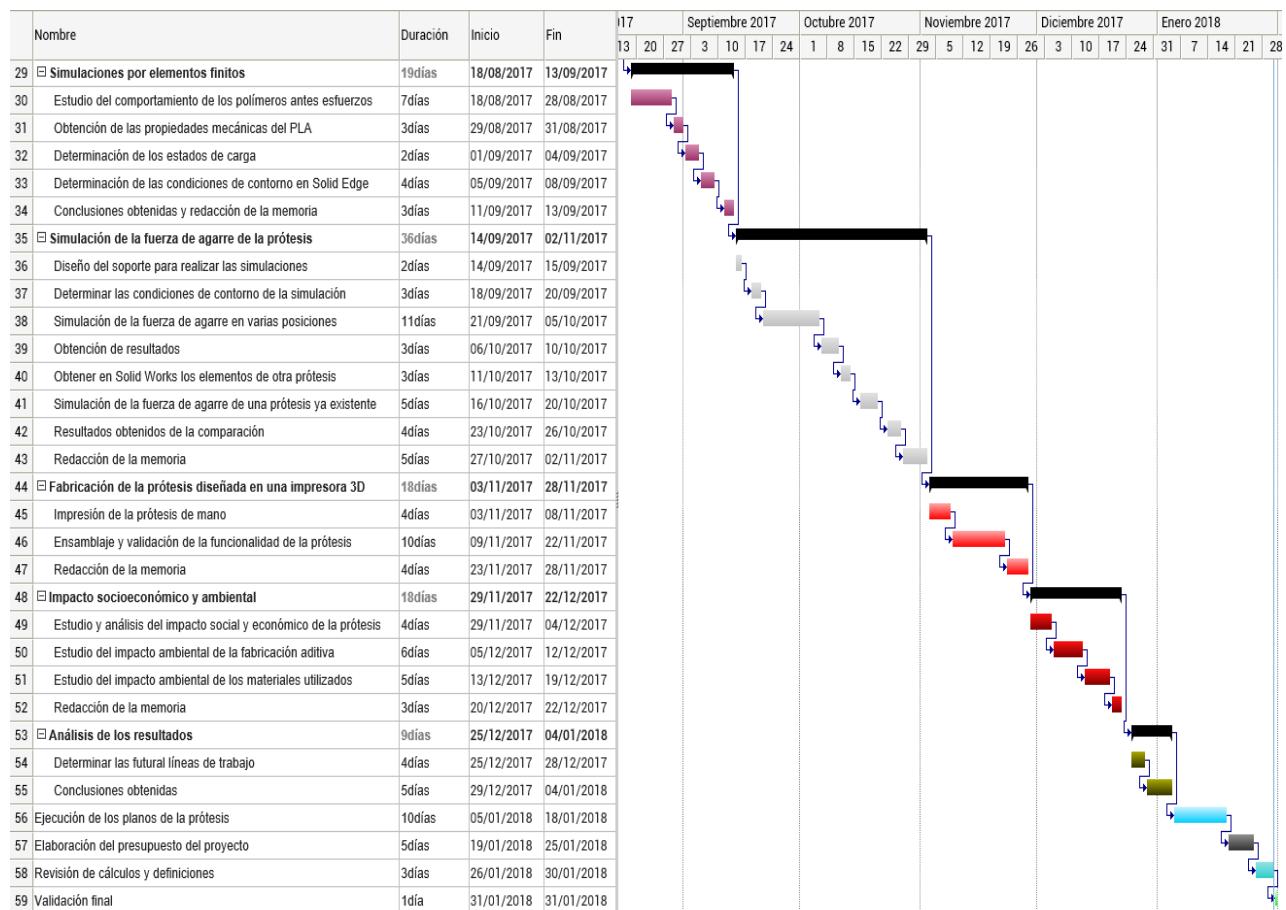
Para la planificación de las distintas actividades que se llevan a cabo para la realización del proyecto se ha realizado un diagrama de Gantt que representa como se ha repartido el trabajo en el tiempo de su realización.

Como ya se ha comentado anteriormente, el proyecto se inicia en Febrero de 2017 con vistas a presentarlo en la convocatoria de Febrero de 2018.

## 9 PLANIFICACIÓN TEMPORAL Y PRESUPUESTO



*Figura 9.1. Diagrama de Gantt (Parte 1). Fuente: elaboración propia.*



*Figura 9.2. Diagrama de Gantt (Parte 2). Fuente: elaboración propia.*

## 9.2 Presupuesto

Se lleva a cabo una valoración de los costes presentes a lo largo del desarrollo del proyecto, incluyendo los estudios realizados, el personal necesario y los recursos materiales que se han utilizado para su finalización.

Para la realización del presupuesto se han tenido en cuenta los siguientes costes:

- Coste por hora de un graduado en Ingeniería Industrial sin experiencia profesional y el de personal técnico profesional.
- Amortización de equipos y licencias. Se ha considerado como material informático un ordenador portátil valorado en 1.000 € amortizado en 4 años (I.V.A. incluido). Las licencias de Solid Edge y Matlab resultan gratuitas para estudiantes de la UPM. La licencia de SolidWorks se amortiza linealmente en cinco años y se aplica un uso del programa de medio año.
- Precio de impresión (material incluido) que ofrecen empresas dedicadas a la impresión de objetos 3D. Este precio es de 8 €/h para la primera hora de impresión, y de 6 €/h para las posteriores I.V.A. incluido. La suma total del tiempo de impresión de la prótesis son 32 horas y 15 minutos, siendo necesario dividirlo en tres impresiones separadas (la primera de ellas para la palma y el elemento wrist, la segunda para todos los dedos y los elementos fijadores, y la última para los elementos que utilizan material Smart Fil Flex)
- Se incluyen también los costes de utilización de la impresora 3D y de los materiales para la fabricación de pruebas y prototipos anteriores al modelo final.

CONCEPTOS	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO		IMPORTE	
Horas personales empleadas en la realización del proyecto	350 h	20	€/h	7.000	€
Horas de trabajo empleadas por personal técnico profesional	30 h	40	€/h	1.200	€
Licencia Solid Edge	1 ud.	0	€/ud.	0	€
Licencia Matlab	1 ud.	0	€/ud.	0	€
Licencia SolidWorks	1 ud.	521,4	€/ud.	521,4	€
Uso de equipo PC durante el proyecto	1 ud.	197,5	€/ud.	197,5	€
Puesta en marcha de la máquina de impresión 3D para la fabricación de la prótesis	3 h	6,61	€/h	19,83	€
Horas de uso de la máquina de impresión 3D (sin contabilizar las horas de puesta en marcha) para la fabricación de la prótesis	29,25 h	4,96	€/h	145,08	€

## 9 PLANIFICACIÓN TEMPORAL Y PRESUPUESTO

Puesta en marcha de la máquina de impresión 3D para la fabricación de prototipos y pruebas	4 h	6,61	€/h	26,44	€
Horas de uso de la máquina de impresión 3D (sin contabilizar las horas de puesta en marcha) para la fabricación de prototipos y pruebas	26 h	4,96	€/h	128,96	€
Hilo inextensible para el montaje de la prótesis de mano	2 m	0,05	€/m	0,1	€
Clavos de acero para el montaje de la prótesis	32 ud.	0,064	€/ud.	2,05	€
Muelles φ 5 mm para el montaje de la prótesis	5 ud.	0,1	€/ud.	0,5	€
Cinta de velcro para el montaje de la prótesis	1 ud.	0,62	€/ud.	0,62	€
SUBTOTAL				9.242,5 €	
COSTES INDIRECTOS (IVA 21%)				1.940,9 €	
<b>COSTE TOTAL</b>				11.183,4 €	

En el supuesto que la prótesis fuera fabricada en una máquina de impresión 3D de escritorio en propiedad del usuario, se usarían los siguientes valores para calcular el precio de la impresión:

- Amortización lineal de 2 años para la impresora Bq Witbox 2 cuyo precio es de 1.700€. Si se considera un uso de la impresora de 5 horas diarias, el coste del uso de la impresora es de 0,47 €/h. El coste eléctrico de la impresora de 0,06 €/hora de impresión suponiendo una tarifa de 0.13 céntimos por kwh. La suma total del tiempo de impresión de la prótesis son 32 horas y 15 minutos por lo que el coste de la impresión sin tener en cuenta los materiales es de 17 €. Todos costes anteriores son con I.V.A. incluido.
- Los gramos de PLA usados en la impresión 3D ascienden a 293 gramos (98 gramos para la palma, aproximadamente 22 gramos cada dedo y 85 gramos para el elemento wrist y 5 fijadores). Los gramos usados de material flexible Smart Fil Flex son 6. El precio del PLA es de 0,02452 €/gramo y el precio del Smart Fil Flex es de 0,0392 €/gramo I.V.A. incluido. El presupuesto para el material PLA usado asciende por tanto a 6,68 € y el de Smart Fil Flex a 0,23 € I.V.A incluido.

En este último supuesto, el precio de la fabricación de la prótesis de mano sería de menos de 25 €, incluido en este precio el hilo, clavos, muelles y velcro necesarios para el montaje de la prótesis.

## 10 BIBLIOGRAFÍA

(1985). En M. Vitali, K. P. Robinson, B. G. Andrews, & E. E. Harris, *Amputaciones y Prótesis* (págs. 107-144). Barcelona: JIMS.

Andrade, G. (s.f.). [academia.edu](http://www.academia.edu/9145953/Propiedades_de_los_polimeros_metodos_y_ensayos_terminado). Obtenido de [http://www.academia.edu/9145953/Propiedades\\_de\\_los\\_polimeros\\_metodos\\_y\\_ensayos\\_terminado](http://www.academia.edu/9145953/Propiedades_de_los_polimeros_metodos_y_ensayos_terminado)

Armstrong, T. (2002). *Biomechanics of Hand Work: Force*. . Michigan.

Cabacas, T. (16 de enero de 2014). *Historia de la medicina*. Obtenido de <http://tomascabacas.com/tag/ambroise-pare/>

Calzado, M. J., & Porras Galán, J. (22 de Noviembre de 2011). *Interempresas*. Obtenido de <http://www.interempresas.net/MetalMecanica/Articulos/116342-La-fabricacion-aditiva-La-evidencia-de-una-necesidad.html>

*Cuboyo*. (s.f.). Obtenido de <http://www.cuboyo.com/environmental>

Eduardo. (7 de Febrero de 2011). *La guía matemática*. Obtenido de <https://matematica.laguia2000.com/general/metodo-de-newton-raphson>

*Enabling The Future*. (s.f.). Obtenido de <http://enablingthefuture.org/>

*Enciclopedia Británica*. (2012).

Estrany Coda , F., Oliver Pujol, R., & Aradilla Zapata, D. (Marzo de 2012). *Técnica Industrial*. Obtenido de <http://www.tecnicaindustrial.es/TIFrontal/a-3871-polimeros-biodegradables--alternativa-futuro-sostenibilidad-medio-ambiente.aspx>

Felipe. (s.f.). *Universidad de valladolid*. Obtenido de <http://www.isa.cie.uva.es/~felipe/docencia/so4inf/tema2.pdf>

*Festo*. (s.f.). Obtenido de <https://www.festo.com/group/en/cms/10233.htm>

Font, D., & Espino, S. (s.f.).

G., C. A. (Enero de 2005). Obtenido de <http://www.arcesw.com/pms1.htm>

*Geocities, Anatomía humana*. (s.f.). Obtenido de <http://mx.geocities.com/bpsoriente/page8.html>

González, C. A. (29 de Marzo de 2017). *rehab-almenara*.

Hxx. (29 de Noviembre de 2014). Obtenido de <http://hxx.es/?s=tecnologias+impresion+3d>

*Impresión 3D*. (s.f.). Obtenido de <http://www.impresiontresde.com>

*Ingenieros Industriales de Cataluña*. (s.f.). Obtenido de <http://www.eic.cat/gfe/docs/10585.pdf>

L. Mackenzie, C., & Iberall, T. (1951). *The grasping hand*. Amsterdam: North-Holland.

## 10 BIBLIOGRAFÍA

- Lizana, P., Binvignat, O., Olave, E., & Almagià, A. (2012). *Universidad Autónoma de Chile*. Obtenido de [http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0717-95022012000200040](http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-95022012000200040)
- López-Para, P. R., & López Soto, J. (6 de Julio de 2011). *aeipro*. Obtenido de [http://www.aeipro.com/files/congresos/2011huesca/CIIP11\\_2133\\_2146.3403.pdf](http://www.aeipro.com/files/congresos/2011huesca/CIIP11_2133_2146.3403.pdf)
- makeitfrom*. (s.f.). Obtenido de <http://www.makeitfrom.com/material-properties/Polylactic-Acid-PLA-Polylactide/>
- Martín, B. L., & Pancorbo Hernández-Rico, M. (s.f.). *auladae*. Obtenido de [https://www.auladae.com/pdf/cursos/capitulo/enfermeria\\_trauma.pdf](https://www.auladae.com/pdf/cursos/capitulo/enfermeria_trauma.pdf)
- Mc master 3D printing*. (s.f.). Obtenido de <http://www.mcmaster3dprinting.com/pla.php>
- Melo, J. L. (s.f.). *Ergonomía aplicada a las herramientas*. Obtenido de <https://www.estrucplan.com.ar/Producciones/imprimir.asp?IdEntrega=64>
- Musculos*. (s.f.). Obtenido de <https://www.musculos.org/>
- NeilHopkinson. (s.f.). *Rapid Manufacturing And idustrial revolution for the digitalage (AMRG,Loughborugh.UK)*.
- Pineda, C. (16 de Mayo de 2013). *Prótesis Robotizadas*. Obtenido de <http://protesisrobotizadas.blogspot.com.es/2013/05/mano-mio-electrica-otto-bock-esta-mano.html>
- Plasticdreams*. (s.f.). Obtenido de <https://plasticdreams.es/shop/producto/smartfil-flex-filamento-flexible/>
- sociación Española de Tecnologías de Fabricación Aditiva y 3D* . (s.f.). Obtenido de <http://www.addimat.es/index-es.html>
- Sociedad Americana de Cirugía de la Mano. (s.f.). *“La mano. Examen y diagnóstico”*. Churchill Livingstone.
- Taylor, G., & Schwart, R. (1955). *The anatomy and mechanics of the human hand artificial. Attificial Limbs*. Obtenido de <http://www.oandplibrary.org/popup.asp?frmItemld=9E3358AC-9E14-475E-B3B0-D829C19CF103> HYPERLINK
- Trucos optimistas*. (18 de Octubre de 2017). Obtenido de <https://trucosoptimistas.org/descargas/protesis-de-mano/#tab-id-8>
- Universidad de Oviedo*. (s.f.). Obtenido de <http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/Leccion5.PLASTICOS.Rigidez.Dise%F1o.pdf>
- Universidad de Zaragoza. (s.f.). *El pulgar. Apuntes Cinesiología, Terapia ocupacional*. Obtenido de [http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Pulgar\\_Apuntes\\_2010.pdf](http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Pulgar_Apuntes_2010.pdf)
- Universidad Nacional Autónoma de México*. (s.f.). Obtenido de [www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01\\_enero.pdf](http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf)

## ANÁLISIS Y MEJORA DEL DISEÑO DE UNA MANO PROTÉSICA

*Universidad Nacional Autónoma de México. Arcos y ángulos de movimiento.* (s.f.). Obtenido de <https://es.slideshare.net/pedroespinosa106/52756563-angulosyarcosdemovimiento>

*Universidad Politécnica de Valencia.* (s.f.). Obtenido de [https://www.upv.es/materiales/Fcm/Fcm15/fcm15\\_3.html](https://www.upv.es/materiales/Fcm/Fcm15/fcm15_3.html)

*universidadisabelimiembrosuperior.* (9 de 12 de 2014). Obtenido de <https://universidadisabelimiembrosuperior.wordpress.com/2014/12/09/amputaciones-miembros-superiores/>

Yuichi, Y., Yuine, H., Kazuki, O., Tung, W.-I., & Ishii, T. (12 de Diciembre de 2015). *Biomedical Engineering Online.* Obtenido de <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12938-015-0110-9&prev=search>

# 11 ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 3.1. Anatomía superficial de la mano. Fuente: "La mano. Examen y diagnóstico" (p.7) por Sociedad Americana de Cirugía de la Mano. Churchill Livingstone .....	10
Figura 3.2. Arcos de la mano. Fuente: "La mano. Examen y diagnóstico" (p.52) por Sociedad Americana de Cirugía de la Mano. Churchill Livingstone.....	10
Figura 3.3. Dimensiones medias de las falanges de los dedos índice, medio, anular y meñique de la mano. Fuente: (Geocities, Anatomía humana).....	11
Figura 3.4. Medidas de las manos según la Norma DIN 33 402. Fuente: (Melo, s.f.) .....	11
Figura 3.5. Medidas de las manos según la Norma DIN 33 402. Fuente: (Melo, s.f.) .....	12
Figura 3.6. Terminología de los movimientos de la mano y dedos (Parte 1). Fuente: "La mano. Examen y diagnóstico" (p.11) por Sociedad Americana de Cirugía de la Mano. Churchill Livingstone.....	12
Figura 3.7. Terminología de los movimientos de la mano y dedos (Parte 2). Fuente: "La mano. Examen y diagnóstico" (p.11) por Sociedad Americana de Cirugía de la Mano. Churchill Livingstone.....	13
Figura 3.8. Esqueleto de la muñeca y mano. Fuente: (Sociedad Americana de Cirugía de la Mano, pág. 8) .....	14
Figura 3.9. Vista palmar de los ligamentos estabilizadores de la articulación radiocarpiana. Fuente: (Sociedad Americana de Cirugía de la Mano) .....	14
Figura 3.10. Ligamentos estabilizadores de la articulación cubitocarpiana (muñeca). Fuente: (Sociedad Americana de Cirugía de la Mano) .....	15
Figura 3.11. Ligamentos colaterales y lámina palmar de la articulación IFP .....	15
Figura 3.12.a (izquierda) y b (derecha).Movimientos de la articulación MCF del pulgar. Fuente: (Universidad de Zaragoza, s.f.) .....	16
Figura 3.13.a (izquierda); b (derecha). Amplitud de giro en las articulaciones del dedo pulgar. Fuente: (Universidad Nacional Autónoma de México. Arcos y ángulos de movimiento, s.f.)	17
Figura 3.14.a (izquierda); b (centro); c (derecha). Amplitud de movimiento de las tres articulaciones de los dedos. Fuente: (Universidad Nacional Autónoma de México. Arcos y ángulos de movimiento, s.f.).....	17
Figura 3.15. Tipos de agarre definidos por Schlesinger. Fuente: (Taylor & Schwart, 1955) ..	18
Figura 3.16. Músculos de la mano y antebrazo. A. Palmar mayor, B. Cubital anterior, C. Palmar menor, D. Flexores de los dedos, E. Abductor largo del pulgar, F. Flexor largo del pulgar. Fuente: (Musculos, s.f.) .....	19

Figura 3.17. Músculos de la mano y antebrazo. A. Extensor radial largo del carpo, B. Extensor radial corto del carpo, C. Extensores de los dedos (común, propio del meñique, propio del índice y, corto y largo del pulgar). Fuente: (Musculos, s.f.) .....	19
Figura 3.18. Músculos de los dedos. A. Interóseos dorsales, B. Interóseos ventrales. Fuente: (Musculos, s.f.) .....	20
Figura 3.19. Músculos lumbricales. Fuente: (Musculos, s.f.) .....	20
Figura 3.20. Músculos del pulgar. A. Abductor corto del pulgar, B. Flexor corto del pulgar, C. Aductor del pulgar, D. Oponente del pulgar. Fuente: (Musculos, s.f.) .....	21
Figura 3.21. Músculos del meñique. A. Flexor corto, B. Oponente, C. Extensor propio del meñique, D. Abductor. Fuente: (Musculos, s.f.) .....	21
Figura 3.22. Fuerza de agarre con la mano. Fuente: (Armstrong, 2002) .....	22
Figura 3.23. Configuración experimental. 1) Bloqueo para cambiar la dirección del mango, 2) asas, 3) sensores de par, 4) antebrazo. a) Posición de Pronación. b) Posición neutral. c) Posición de supinación. Fuente: (Yuichi, Yuine, Kazuki, Tung, & Ishii, 2015) .....	22
Figura 3.24. Resultados del torque de la muñeca. a) Resultados de los pares de flexión de la muñeca. b) Resultados de los pares de extensión de la muñeca. El asterisco muestra diferencias significativas entre las posiciones. Fuente: (Yuichi, Yuine, Kazuki, Tung, & Ishii, 2015) .....	23
Figura 3.25. Deficiencias congénitas de las extremidades. Fuente: Hospital Guillermo Almenara.....	25
Figura 3.26. Amputaciones de las extremidades. Fuente: Departamento de medicina de rehabilitación Hospital Base Guillermo Almenara Irigoyen .....	25
Figura 3.27. Amputaciones digitales. 1) Incisiones y 2) Relación del hueso con respecto a la incisión y aspecto final de la mano. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985) .....	26
Figura 3.28. Amputación a nivel de la muñeca. 1) Incisión de la piel. 2) Muñón de amputación. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985) .....	27
Figura 3.29. Amputación a nivel del tercio medio del antebrazo. 1) Incisión de la piel. 2) Muñón de amputación terminado. 3) Relación de la incisión de la piel con la línea de sección ósea. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985) .....	28
Figura 3.30. Desarticulación a nivel del codo. 1) Incisión de la piel. 2) Muñón de amputación terminado. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985) .....	28
Figura 3.31. Amputación a nivel del tercio inferior del brazo. 1) Incisión de la piel. 2) Muñón de amputación terminado. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985) .....	29
Figura 3.32. Desarticulación del hombro. 1) Incisión en raqueta. 2) Contorno del muñón de amputación una vez terminado. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985) .....	29
Figura 3.33. Amputación interescapulotorácica. 1) Aspecto posterior de la incisión cutánea y posición para el acceso posterior. 2) Aspecto anterior de la incisión cutánea y posición para el	

## 11 ÍNDICE DE FIGURAS

acceso anterior. 3) Contorno final y muñón terminado. Fuente: (Amputaciones y Prótesis, 1985) .....	30
Figura 4.1. Mano de alt-Ruppin construida con hierro en el año 1400. Fuente: (Universidad Nacional Autónoma de México, s.f.) .....	32
Figura 4.2. Prótesis de mano construida por el militar francés Ambroise Paré en el siglo XVI. Fuente: (Cabacas, 2014) .....	32
Figura 4.3. Prótesis de mano y dedo pasivas. Fuente especificada no válida. ....	33
Figura 4.4. Esquema prótesis mecánica (izquierda) y prótesis mecánica para amputación a nivel del antebrazo. Fuente: (Universidad Nacional Autónoma de México, s.f.) .....	34
Figura 4.5. Prótesis mecánica para amputación Transhumeral. Fuente: (G., 2005) .....	34
Figura 4.6. Prótesis mecánicas fabricadas por impresión 3D. Fuente: (Enabling The Future, s.f.) .....	35
Figura 4.7. Página principal de la web Enabling The Future. Fuente: (Enabling The Future, s.f.) .....	36
Figura 4.8. Prótesis de mano eléctrica MyoHand. Fuente: (Pineda, 2013) .....	36
Figura 4.9. Prótesis de mano neumática. Fuente: (Festo, s.f.).....	37
Figura 4.10. Partes de una prótesis mioeléctrica (derecha de la figura). Prótesis mioeléctrica be-Bionic. Fuente: (Enciclopedia Británica, 2012) .....	37
Figura 4.11. Evolución de la fabricación aditiva en los últimos 40 años. Fuente: (Andrés Diaz Lantada, Julio Muñoz Garcia, 2016) .....	40
Figura 4.12. Proceso de la estereolitografía. Fuente: Ingenieros industriales de Cataluña ...	42
Figura 4.13.Tecnología de fusión por haz de electrones. Fuente: researchgate .....	43
Figura 4.14.Tecnología sinterización selectiva por láser de fabricación aditiva. Fuente: Wikipedia.....	44
Figura 4.15. Fabricación por laminado. Fuente: Tecnología de los plásticos .....	45
Figura 4.16. Tecnología de deposición láser de metal. Fuente: Merlin-Proyect .....	45
Figura 4.17. Tecnología de fabricación aditiva Binder Jetting. Fuente: Tripodmaker .....	46
Figura 4.18. Tecnología Multijet Modeling. Fuente: kylestetzrp.wordpress .....	47
Figura 4.19. Viabilidad económica de algunas tecnologías de fabricación aditiva. Fuente: (NeilHopkinson).....	47
Figura 4.20. Tecnología de modelado por deposición fundida. Fuente: kylestetzrp.wordpress.com .....	48

Figura 4.21. Propiedades mecánicas de algunos materiales usados en la fabricación FDM. Fuente: 3DSystems.....	49
Figura 5.1. Prótesis de mano Raptor Reloaded. Fuente: (Enabling The Future, s.f.) .....	52
Figura 5.2. Prótesis de mano Flexy Hand. Fuente: (Enabling The Future, s.f.) .....	53
Figura 5.3. Articulaciones Flexibles de la prótesis Flexy Hand. Fuente: (Enabling The Future, s.f.) .....	53
Figura 5.4. Prótesis de mano Prosthetic Hand. Diseño previo a la izquierda y diseño mejorado a la derecha. Fuente: (Trucos optimistas, 2017) .....	54
Figura 5.5. Sistema de tensionado de los cables en la prótesis Prosthetic Hand. Fuente: (Trucos optimistas, 2017) .....	54
Figura 5.6. Árbol de objetivos de la prótesis de mano .....	56
Figura 5.7. Diseños iniciales para los dedos de la prótesis. Fuente: elaboración propia.....	57
Figura 5.8. Diseños iniciales de la palma de la mano protésica. Fuente: elaboración propia. ....	57
Figura 5.9. Cuadrilátero articulado. Fuente: no especificada .....	59
Figura 5.10. Diagrama vectorial del mecanismo de los dedos medio y anular. Fuente: elaboración propia.....	59
Figura 5.11. Diagrama vectorial del mecanismo del dedo pulgar. Fuente: elaboración propia. ....	60
Figura 5.12. Par o momento M producido en la Falange 1 como consecuencia de la fuerza aplicada en ella. Fuente: elaboración propia .....	61
Figura 5.13. Elementos que configuran el dedo medio y anular de la prótesis. Fuente: elaboración propia.....	62
Figura 5.14. Movimiento del mecanismo de los dedos índice, medio, anular y meñique. Se presentan 7 iteraciones que muestran el mecanismo que imita el movimiento de flexión de un dedo. Fuente: elaboración propia .....	62
Figura 5.15. Ángulos formados por las falanges del dedo cuando este se encuentra en flexión máxima. Fuente: (Sociedad Americana de Cirugía de la Mano) .....	63
Figura 5.16. Elementos que configuran el dedo pulgar de la prótesis. Fuente: elaboración propia.....	64
Figura 5.17. Movimiento del mecanismo del dedo pulgar. Se presentan 7 iteraciones que muestran el mecanismo que imita el movimiento de flexión de un dedo. Fuente: elaboración propia .....	64
Figura 5.18. Cuerda elástica para producir la extensión del dedo en la prótesis. Fuente: Elaboración propia.....	65

## 11 ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 5.19. Modificación marcada en azul de la zona de unión de la palma con los dedos de la prótesis. Fuente: elaboración propia.....	66
Figura 5.20. Nuevos conductos realizados en la palma de la prótesis. En rojo se muestran los conductos para la extensión de los dedos. En amarillo los destinados a la flexión de los dedos de la prótesis. Fuente: elaboración propia.....	67
Figura 5.21. Reducción del mallado de la palma de la mano con 3D Builder. Fuente: elaboración propia.....	67
Figura 5.22. Comando "Coser Superficies" en SolidWorks. Fuente: elaboración propia.....	68
Figura 5.23. Sección transversal del elemento Wrist y elemento fijador. Agujeros para fijación del elemento fijador de los cables. Fuente: Elaboración propia .....	69
Figura 5.24. Elemento Wrist y elemento fijador para el tensionado de los cables de os dedos. Fuente: Elaboración propia .....	69
Figura 5.25. Diseño de un tornillo para ser desarrollado por fabricación aditiva y realizar el tensado de los cables de la prótesis. Fuente: elaboración propia.....	70
Figura 5.26. Esquema explicativo de la flexión del dedo de la prótesis. Fuente: elaboración propia.....	71
Figura 5.27. Esquema explicativo de la extensión del dedo de la prótesis. Fuente: elaboración propia.....	71
Figura 5.28. Prótesis de mano ensamblada con todos sus elementos. A la izquierda se muestra la prótesis con los dedos extendidos y a la derecha con los dedos flexionados. Fuente: elaboración propia .....	72
Figura 5.29. Elemento Joint de unión entre la palma de la prótesis y el elemento Wrist. Fuente: elaboración propia.....	72
Figura 5.30 Representación del mecanismo del dedo de la prótesis de mano. Fuente: Elaboración propia .....	73
Figura 5.31 Propiedades físicas obtenidas a través de Solid Edge del elemento Barra2_unión. Fuente: Elaboración propia .....	75
Figura 5.32. Longitudes principales de la modelización del dedo. Fuente: Elaboración propia .....	77
Figura 5.33. Posicionamiento coordenadas locales y coordenadas globales del mecanismo del dedo. Fuente: Elaboración propia .....	77
Figura 5.34. Introducción de los pesos propios de los elementos Pi en el sistema. Fuente: Elaboración propia .....	79
Figura 5.35. Introducción de los pesos propios de los elementos Pi en el sistema. Fuente: Elaboración propia .....	79

## ANÁLISIS Y MEJORA DEL DISEÑO DE UNA MANO PROTÉSICA

Figura 5.36. Salida en Matlab de la simulación de caída libre del dedo (Parte 1). Fuente: Elaboración propia .....	80
Figura 5.37. Salida en Matlab de la simulación de caída libre del dedo (Parte 2). Fuente: Elaboración propia .....	81
Figura 5.38. Gráficas obtenidas en Matlab de la simulación de caída libre del dedo. Fuente: Elaboración propia .....	81
Figura 5.39. Simulación con Fuerza externa en el punto H y Muelle-Amortiguador Vertical en Falange 3. Fuente: Elaboración Propia .....	82
Figura 5.40. Posición Falange 3 y ángulos de giro y velocidad angular de la Falange 1 en simulación con fuerza de flexión y muelle-amortiguador vertical. Fuente: Elaboración Propia .....	84
Figura 5.41. Reacciones en los puntos A, B, C y D en la simulación con fuerza externa para producir flexión del dedo protésico y muelle-amortiguador vertical. Fuente: Elaboración Propia .....	85
Figura 5.42. Reacciones en los puntos E, F y G en la simulación con fuerza externa para producir flexión del dedo protésico y muelle-amortiguador vertical. Fuente: Elaboración Propia .....	85
Figura 5.43. Puntos D y E en Barra1_unión. Fuente: Elaboración propia .....	86
Figura 5.44. Punto F en el elemento Falange 1. Fuente: Elaboración propia.....	86
Figura 5.45. Simulación con Fuerza externa en el punto H y Muelle-Amortiguador horizontal en la Falange 3. Fuente: Elaboración Propia.....	87
Figura 5.46. Posición Falange 3 y ángulos de giro y velocidad angular de la Falange 1 en simulación con fuerza de flexión y muelle-amortiguador horizontal. Pieza1_unión se corresponde con la Barra1_unión. Fuente: Elaboración Propia .....	88
Figura 5.47. Reacciones en los puntos A, B, C y D en la simulación con fuerza externa para producir flexión del dedo protésico y muelle-amortiguador horizontal. Fuente: Elaboración Propia.....	88
Figura 5.48. Reacciones en los puntos E, F y G en la simulación con fuerza externa para producir flexión del dedo protésico y muelle-amortiguador horizontal. Fuente: Elaboración Propia.....	89
Figura 5.49. Curvas típicas tensión-deformación de varios polímeros. Fuente: (Andrade) ...	91
Figura 5.50. Curvas típica tensión-deformación de materiales termoplásticos. Fuente: (Universidad Politécnica de Valencia) .....	92
Figura 5.51. Estirado en frío de un polímero termoplástico. Fuente: (Universidad de Oviedo) .....	94
Figura 5.52. Curvas típicas de fluencia (a) Escala de tiempo lineal (b) Escala del tiempo logarítmica. Fuente: (Universidad de Oviedo).....	94

## 11 ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 5.53. Influencia de la temperatura de transición vítrea en el módulo elástico de los polímeros termoplásticos. Fuente: Wikipedia .....	95
Figura 5.54. Mecanismos de deformación en polímeros. Fuente: (Universidad Politécnica de Valencia) .....	95
Figura 5.55. Mecanismo de deformación plástica. a) Las cadenas se mantienen unidas por fuerzas de Van der Waals. b) Cuando el polímero se estira, las cadenas se enderezan y deslizan unas sobre otras. Fuente: (Universidad Politécnica de Valencia) .....	96
Figura 5.56. Curva tensión-deformación del PLA. Fuente: (Mc master 3D printing).....	97
Figura 5.57. Fuerza aplicada en ensayo estático lineal del elemento Pieza1_unión. Fuente: elaboración propia.....	98
Figura 5.58. Fuerza aplicada en ensayo estático lineal del elemento Barra1_unión. Fuente: elaboración propia.....	98
Figura 5.59. Tipo de mallado usado en la simulación por elementos finitos en Solid Edge para el elemento Barra1_unión. Fuente: elaboración propia.....	98
Figura 5.60. Tensiones simuladas por elementos finitos en el elemento Barra1_unión generadas por la acción de la fuerza F. Fuente: elaboración propia.....	99
Figura 5.61. Tensiones máximas y mínimas en la simulación por elementos finitos en Solid Edge para el elemento Barra1_unión. Fuente; elaboración propia. ....	99
Figura 5.62. Desplazamientos simulados por elementos finitos producidos por la acción de la fuerza F en el elemento Barra1_unión. Fuente: Elaboración propia .....	100
Figura 5.63. Fuerza aplicada en ensayo estático lineal del elemento Falange 1. Fuente: elaboración propia.....	101
Figura 5.64. Mallado usado en la simulación por elementos finitos del elemento Falange 1 en SolidWorks. Fuente: Elaboración Propia .....	101
Figura 5.65. Simulación a través de SolidWorks. Representación de las tensiones que aparecen en el elemento Falange 1. Fuente: elaboración propia .....	102
Figura 5.66.Simulación a través de SolidWorks. Representación de las tensiones que aparecen en el elemento Falange 1. Fuente: elaboración propia .....	102
Figura 5.67.Simulación a través de SolidWorks. Representación de los desplazamientos que aparecen en el elemento Falange 1. Fuente: elaboración propia .....	103
Figura 5.68. Par y fijaciones introducidos en el elemento Fijador para su simulación por elementos finitos en Solid Edge. Fuente: elaboración propia .....	104
Figura 5.69. Resultados de la Simulación por elementos finitos del elemento Fijador en Solid Edge. A la izquierda se muestran las tensiones y a la derecha los desplazamientos que aparecen. Fuente: elaboración propia. ....	104

## ANÁLISIS Y MEJORA DEL DISEÑO DE UNA MANO PROTÉSICA

Figura 5.70. Simulación por elementos finitos. Tensiones que aparecen en el elemento Fijador modificado. Fuente: elaboración propia .....	105
Figura 5.71. Parámetros del muelle-amortiguador de los dedos índice anular y meñique en la simulación con SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia .....	106
Figura 5.72. Parámetros del muelle-amortiguador usado en el dedo pulgar en la simulación con SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia .....	107
Figura 5.73. Fuerzas de 42,25N introducidas en la falange 1 de los dedos de la prótesis para la simulación de fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia .....	107
Figura 5.74. Simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición inicial del mecanismo. Fuente: elaboración propia .....	108
Figura 5.75. Simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición final del mecanismo. Fuente: elaboración propia .....	108
Figura 5.76. Simulación en SolidWorks del dedo pulgar para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición inicial del mecanismo. Fuente: elaboración propia .....	108
Figura 5.77. Segunda simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición inicial del mecanismo. Fuente: elaboración propia.....	109
Figura 5.78. Segunda simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición inicial del mecanismo. Fuente: elaboración propia.....	110
Figura 5.79. Segunda simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición final del mecanismo del dedo pulgar. Fuente: elaboración propia.....	110
Figura 5.80. Tercera simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis. Posición final del mecanismo. Fuente: elaboración propia .....	111
Figura 5.81. Simulación en SolidWorks para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis Prosthetic Hand. Posición final del mecanismo. Fuente: elaboración propia .....	113
Figura 5.82. Simulación en SolidWorks del dedo pulgar para hallar la fuerza máxima de agarre de la prótesis Prosthetic Hand. Posición final del mecanismo. Fuente: elaboración propia.113	
Figura 6.1. Niños usando prótesis de la plataforma Enabling The Future. Fuente: (Enabling The Future, s.f.).....	115
Figura 6.2. Uso de una prótesis de mano producida por fabricación aditiva. Fuente: (Enabling The Future, s.f.).....	115
Figura 6.3. Huella de carbono producida por la fabricación de carcasa de iPhone 5, utilizando impresión 3D e inyección en moldes. Fuente: (Cuboyo, s.f.) .....	116
Figura 6.4. Clasificación de los plásticos según su origen y su capacidad para biodegradarse. Fuente: (Font & Espino, s.f.).....	118

## 11 ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 7.1. Mecanismo mediante polea para aumentar la fuerza en la flexión de los dedos. Fuente: Elaboración propia .....	120
Figura 9.1. Diagrama de Gantt (Parte 1). Fuente: elaboración propia.....	126
Figura 9.2. Diagrama de Gantt (Parte 2). Fuente: elaboración propia.....	126

## 12 ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1. Medidas de las manos según la Norma DIN 33 402. Fuente: (Melo, s.f.).....	11
Tabla 3.2. Medidas de las manos según la Norma DIN 33 402. Fuente: (Melo, s.f.).....	12
Tabla 4.1. Tecnologías y procesos actuales de fabricación aditiva. Fuente: Propia.....	41
Tabla 4.2. Propiedades físicas y mecánicas del PLA. Fuente: (makeitfrom, s.f.) .....	50
Tabla 4.3. Propiedades físicas y mecánicas del Smart fil Flex. Fuente: (Plasticdreams, s.f.)	51
Tabla 5.1. Medida promedio de las falanges del dedo anular de la mano humana. Fuente: (Geocities, Anatomía humana) .....	61
Tabla 5.2. Medida promedio de las falanges del dedo pulgar de la mano humana. Fuente: (Lizana, Binvignat, Olave, & Almagià, 2012).....	61
Tabla 5.3 Propiedades físicas de los elementos del dedo de la prótesis. Fuente: Elaboración propia .....	75
Tabla 5.4. Correspondencia de la componente q(i) con las componentes x,y,φ de cada uno de los elementos. Fuente: Elaboración propia.....	78
Tabla 5.5. Reducción de longitud que experimentan los tres muelles en la primera simulación con SolidWorks para obtener fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia. ....	109
Tabla 5.6. Reducción de longitud que experimentan los tres muelles en la segunda simulación con SolidWorks para obtener fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia. ....	111
Tabla 5.7. Reducción de longitud que experimentan los tres muelles en la tercera simulación con SolidWorks para obtener fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia. ....	112
Tabla 5.8. Reducción de longitud que experimentan los tres muelles en la primera simulación con SolidWorks para obtener fuerza máxima de agarre. Fuente: elaboración propia. ....	113
Tabla 6.1. Comparativa entre los plásticos convencionales y los plásticos biodegradables. Fuente: (Estrany Coda , Oliver Pujol, & Aradilla Zapata, 2012) .....	117

# 13 ÍNDICE DE ECUACIONES

(5-1) .....	65
(5-2) .....	74
(5-3) .....	74
(5-4) .....	75
(5-5) .....	75
(5-6) .....	76
(5-7) .....	76
(5-8) .....	76
(5-9) .....	76
(5-10) .....	76
(5-11) .....	76
(5-12) .....	76
(5-13) .....	76
(5-14) .....	76
(5-15) .....	76
(5-16) .....	77
(5-17) .....	77
(5-18) .....	77
(5-19) .....	77
(5-20) .....	78
(5-21) .....	79
(5-22) .....	79
(5-23) .....	79
(5-24) .....	79
(5-25) .....	79

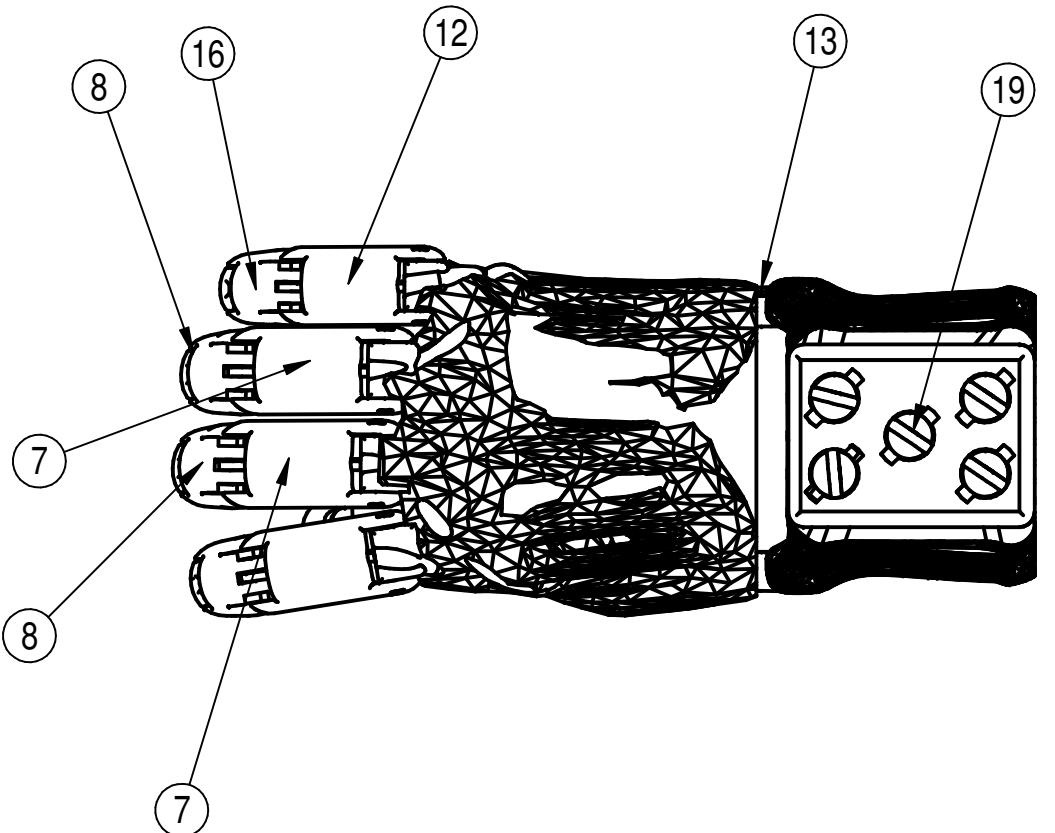
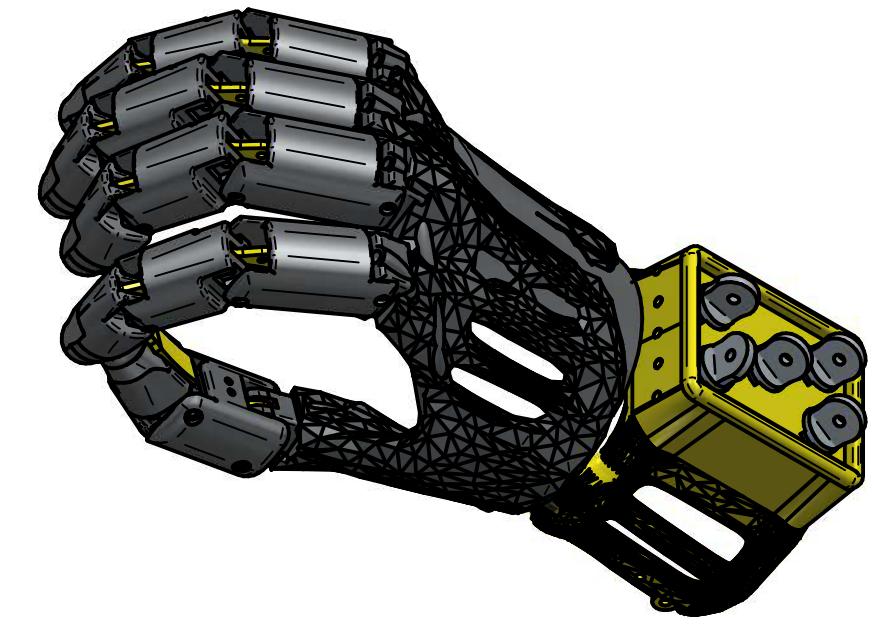
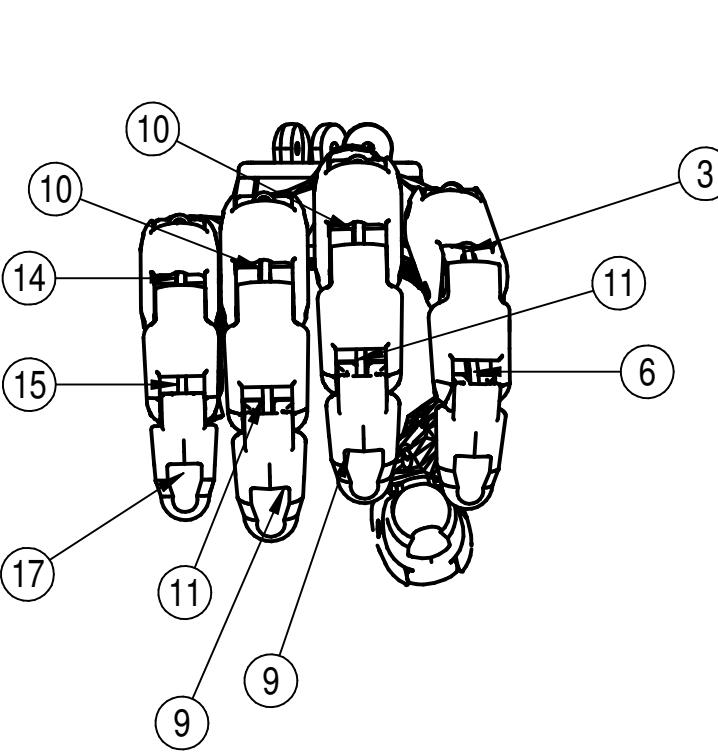
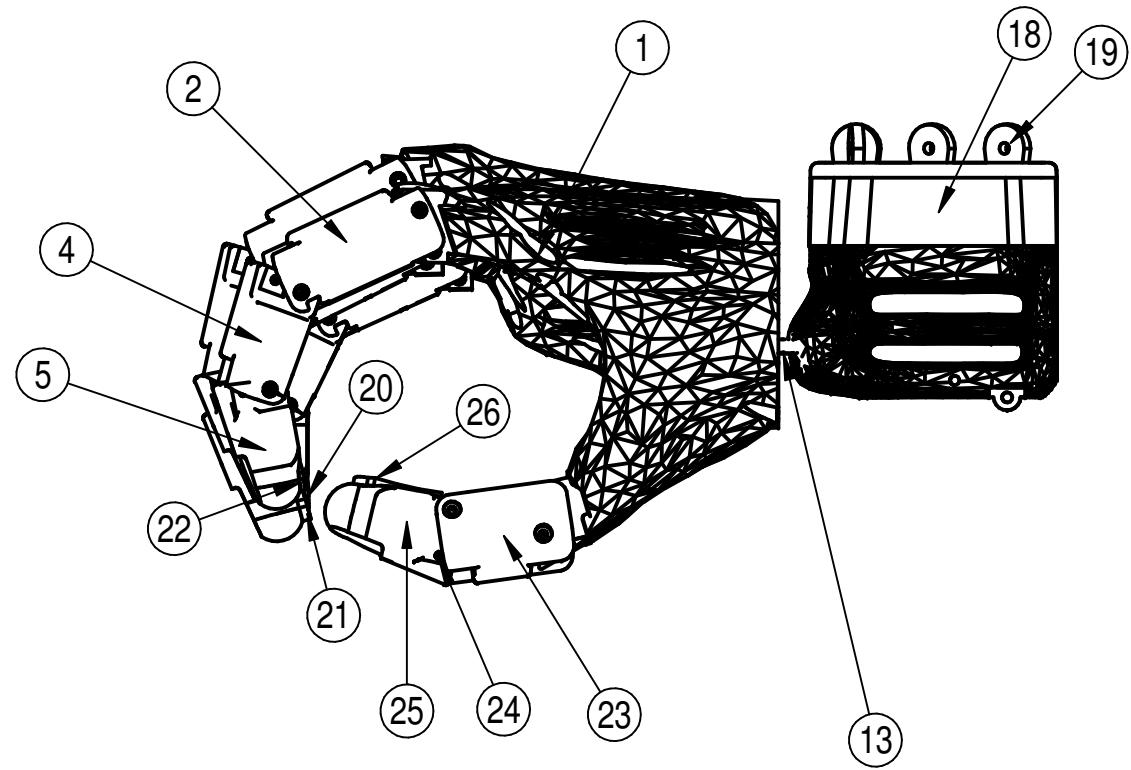
## ANÁLISIS Y MEJORA DEL DISEÑO DE UNA MANO PROTÉSICA

(5-26) .....	80
(5-27) .....	82
(5-28) .....	83
(5-29) .....	83
(5-30) .....	83
(5-31) .....	83
(5-32) .....	83
(5-33) .....	83
(5-34) .....	83
(5-35) .....	83
(5-36) .....	83
(5-37) .....	84
(5-38) .....	87
(5-39) .....	87
(5-40) .....	87
(5-41) .....	87
(5-42) .....	87
(5-43) .....	87
(5-44) .....	87
(5-45) .....	87
(5-46) .....	87
(5-47) .....	91
(5-48) .....	92
(5-49) .....	93
(5-50) .....	93
(5-51) .....	93
(5-52) .....	100

## 13 ÍNDICE DE ECUACIONES

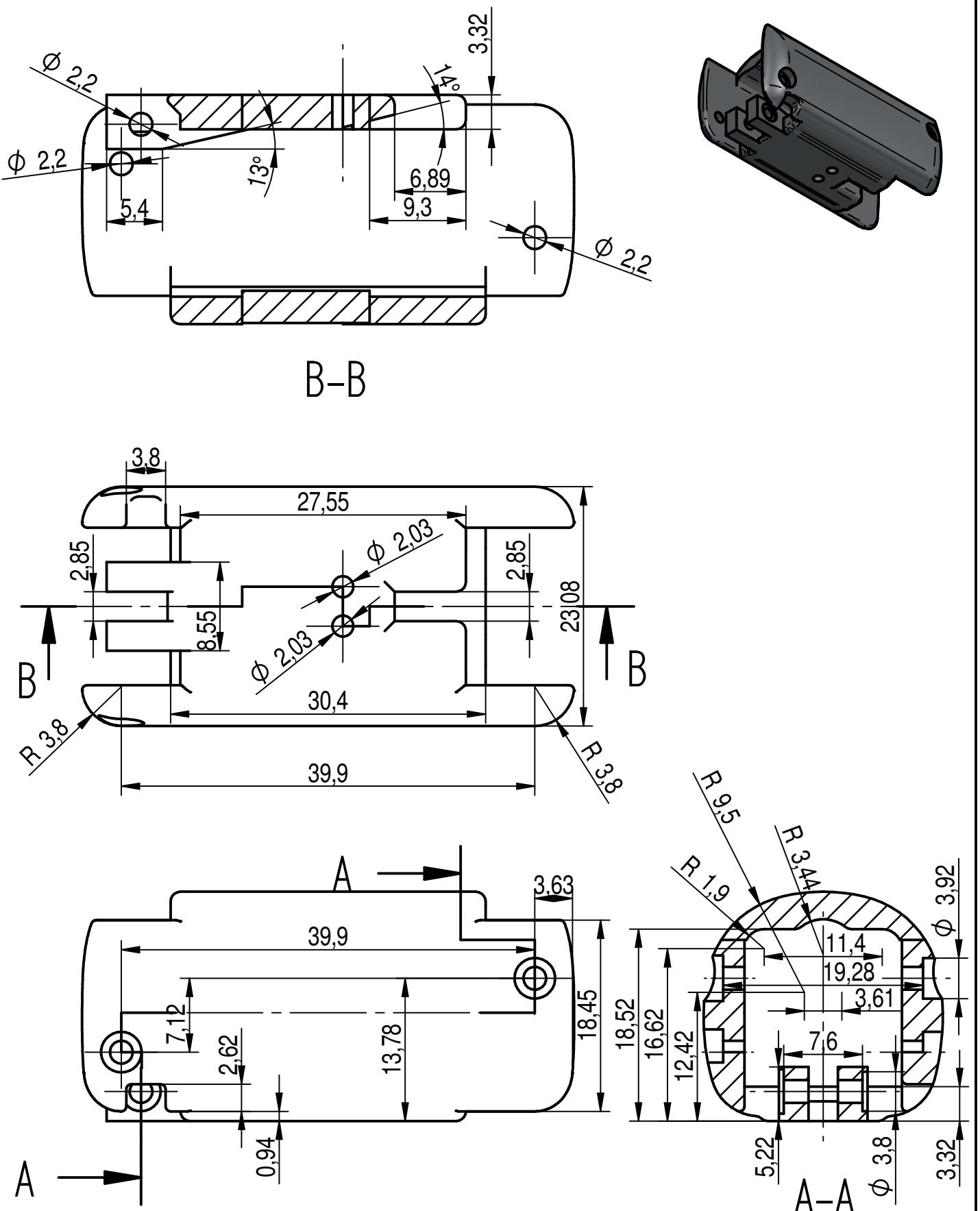
(5-53) .....	100
(7-1) .....	119

## ANEXO I



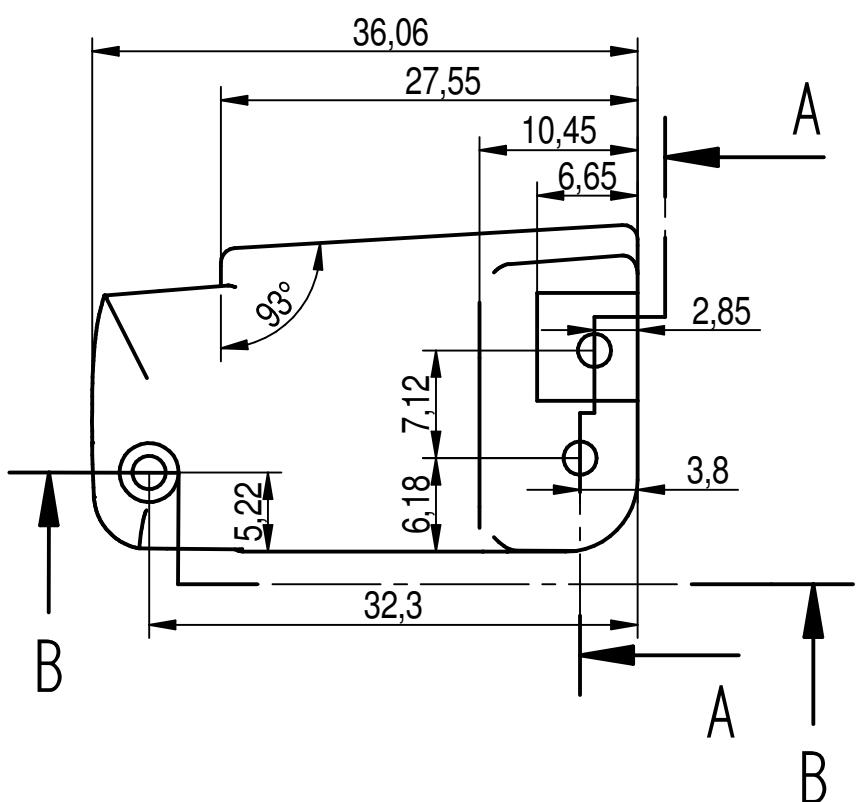
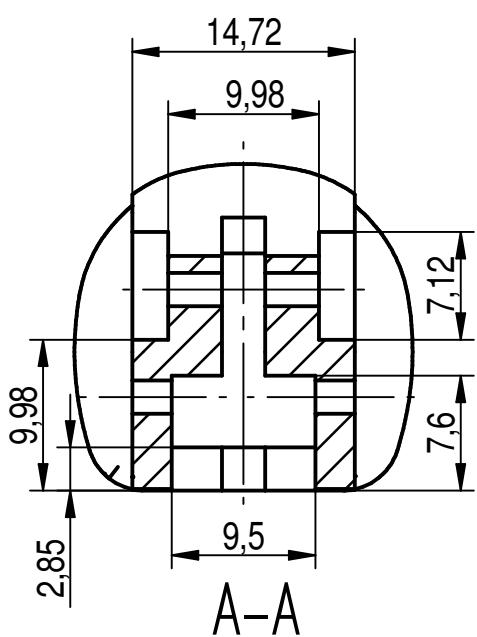
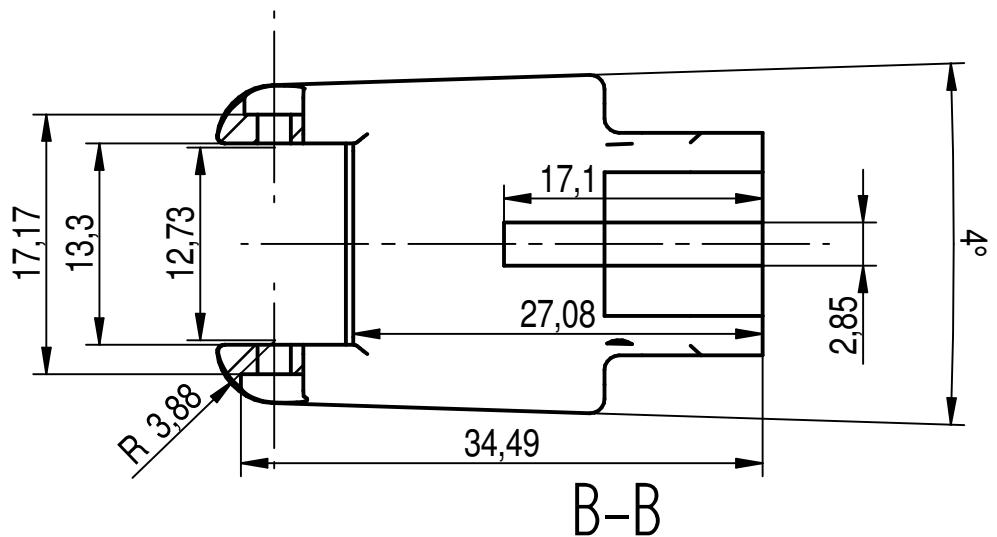
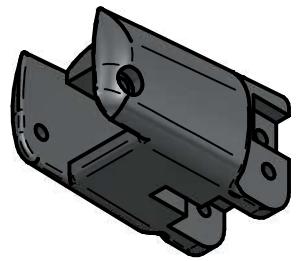
Número de elemento	Nombre archivo	Cantidad	Número de elemento	Nombre archivo	Cantidad
26*	yema_pulgar	1	13*	joint	2
25*	falange2_pulgar	1	12*	falange1_meñique90%	1
24*	barra1_pulgar	1	11*	barra2_union_medio_anular	2
23*	falange1_pulgar	1	10*	barra1_union_medio_anular	2
22*	yema_idx	1	9*	falange3_medio_anular	2
21*	yema_medio_anular	2	8*	falange2_medio_anular	2
20*	yema_meñique	1	7*	falange1_medio_anular	2
19*	fijador_wrist	5	6*	barra2_union_idx95%	1
18*	wrist	1	5*	falange3_idx95%	1
17*	falange3_meñique90%	1	4*	falange2_idx95%	1
16*	falange2_meñique90%	1	3*	barra1_union_idx95%	1
15*	barra2_union_meñique90%	1	2*	falange1_idx95%	1
14*	barra1_union_meñique90%	1	1*	palma	1

SIS. REP.	Escala:	FIRMA	Prótesis de mano	
	1:2		Conjunto_prótesis_mano	
Nombre:	Daniel	DNI		
Apellidos:	Lopesino Rivera			
Matrícula:	12212	GRADO GITI	Fecha: 15/01/2018	ETSII - UPM

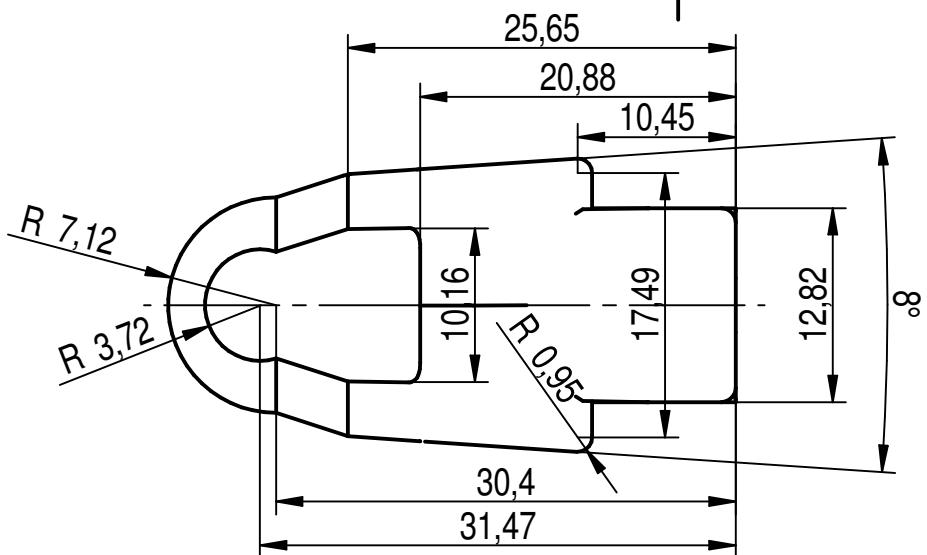
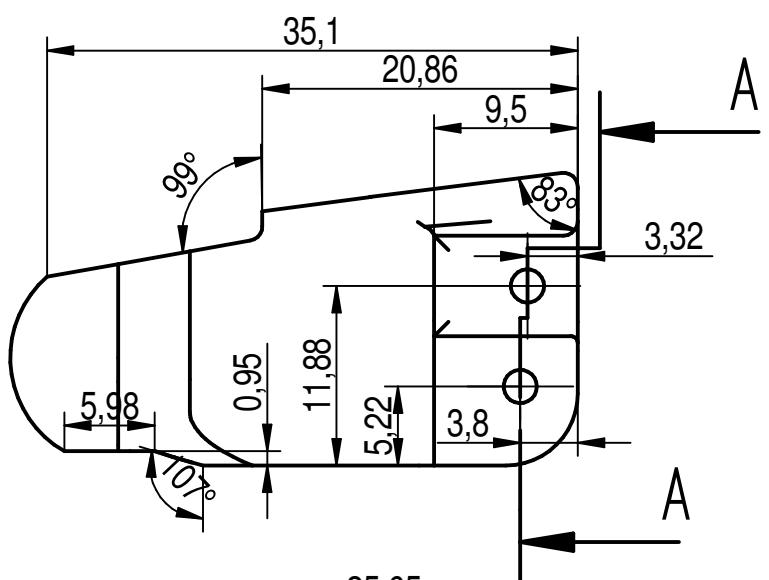
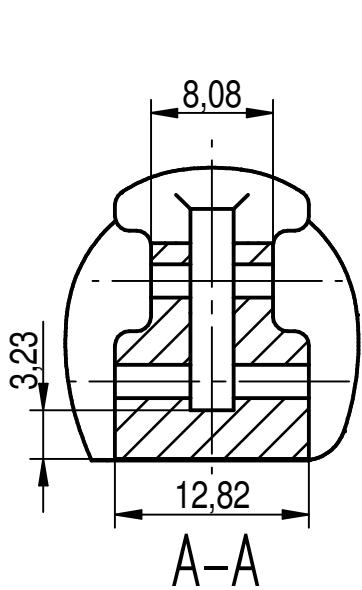
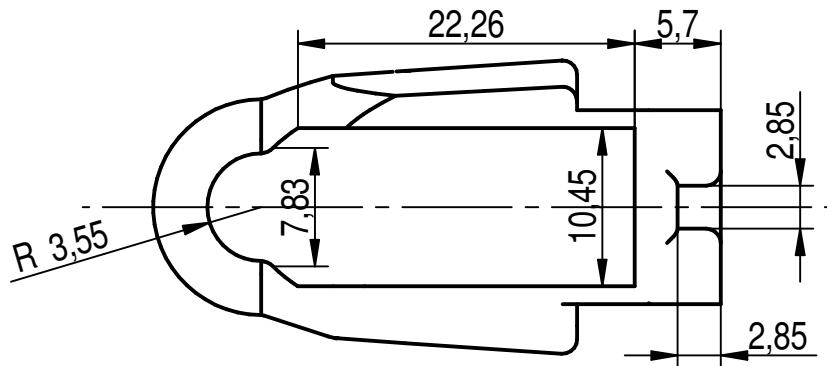


SIS. REP.	Escala:	FIRMA	Prótesis de mano	ETSII - UPM
	2:1		Falange1_medio-anular	
Nombre:	Daniel	DNI		
Apellidos:	Lopesino Rivera			
Matrícula:	12212	GRADO GII	Fecha: 15/01/2018	

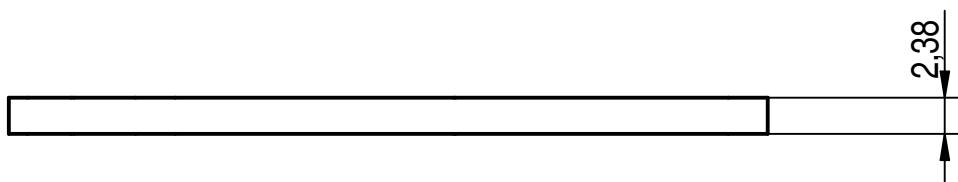
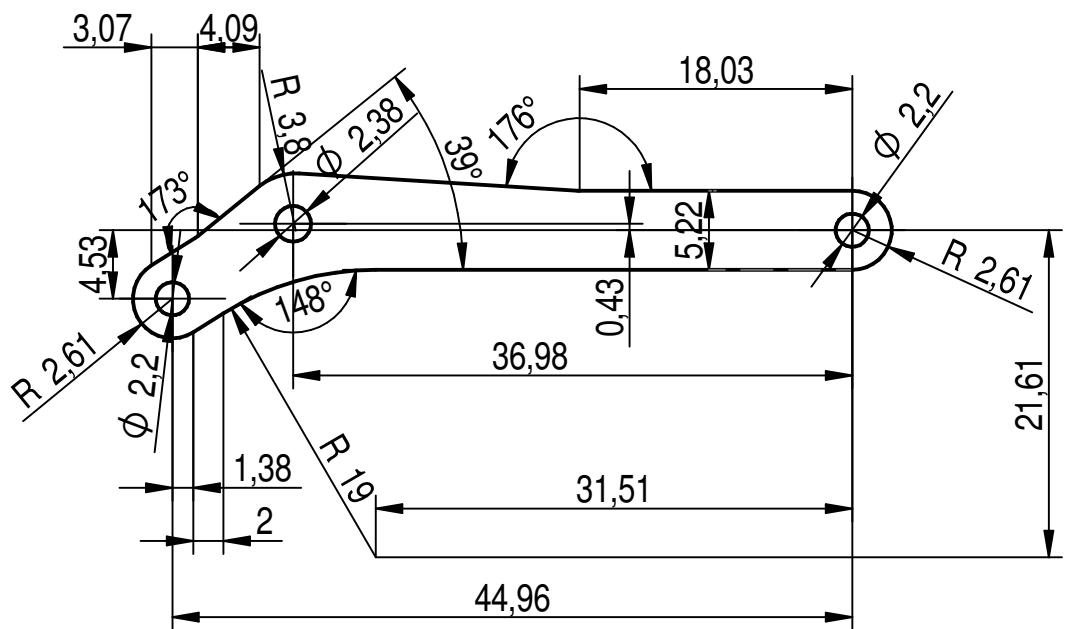
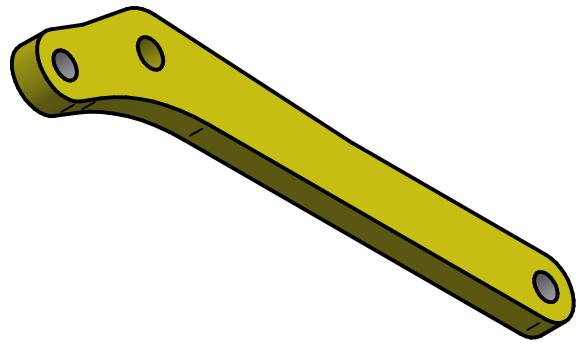




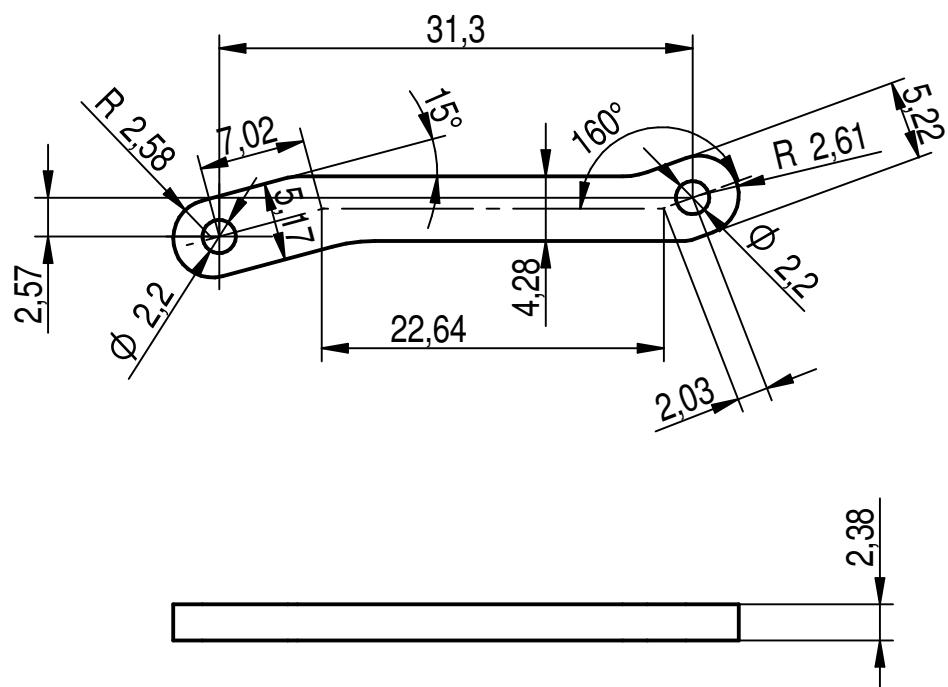
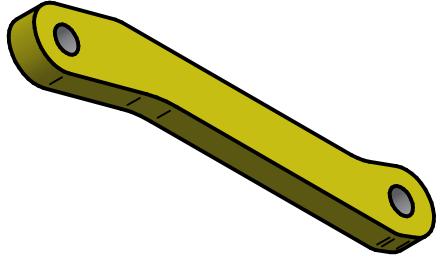
SIS. REP.	Escala:	FIRMA	Prótesis de mano	 <b>ETSI</b> <b>UPM</b>
	2:1		Falange2_medio-anular	
Nombre:	Daniel	DNI		
Apellidos:	Lopesino Rivera			
Matrícula:	12212	GRADO GITI	Fecha: 15/01/2018	ACADEMIC COPY



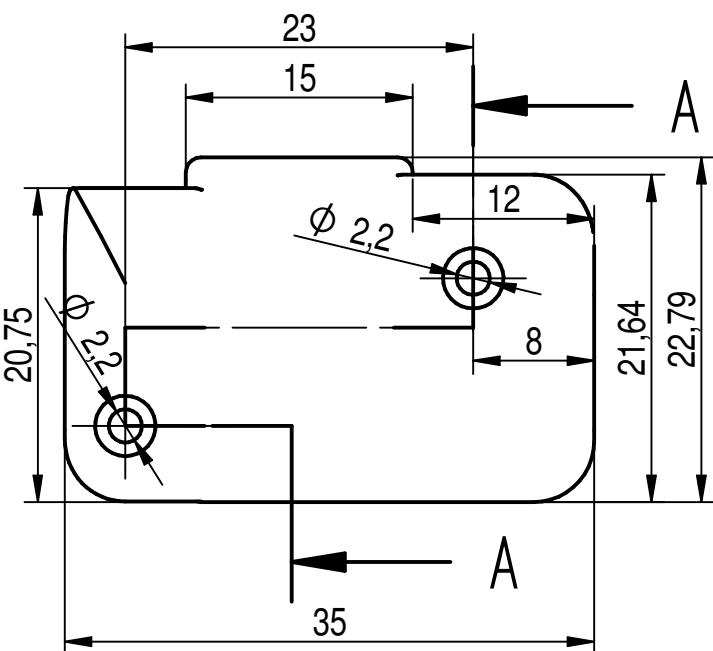
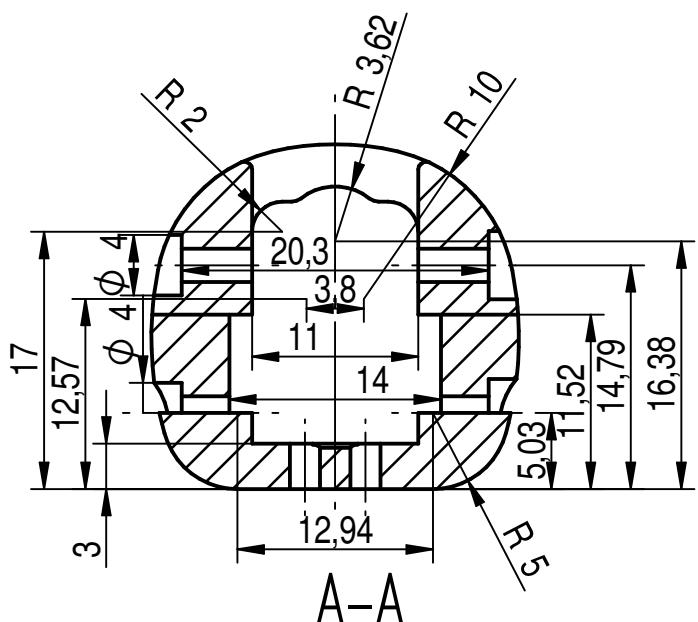
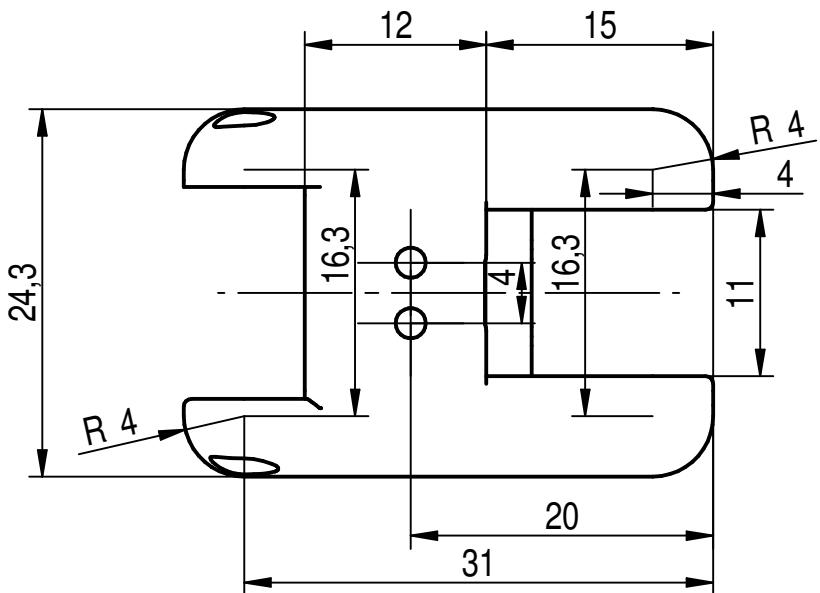
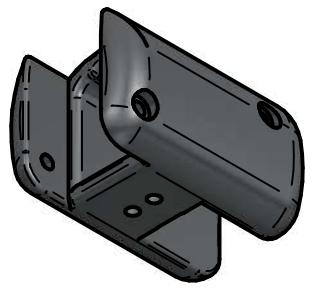
SIS. REP.	Escala:	FIRMA	Prótesis de mano	 ETSII   UPM
	2:1		Falange3_medio-anular	
Nombre:	Daniel	DNI		
Apellidos:	Lopesino Rivera			
Matrícula:	12212	GRADO GTI	Fecha: 15/01/2018	



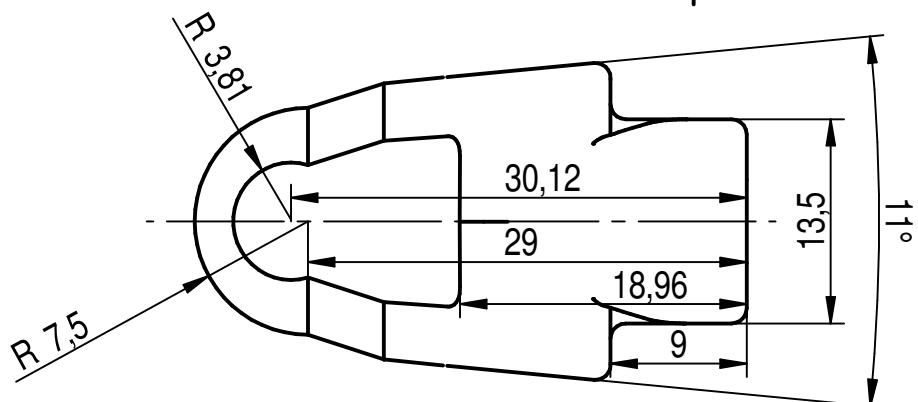
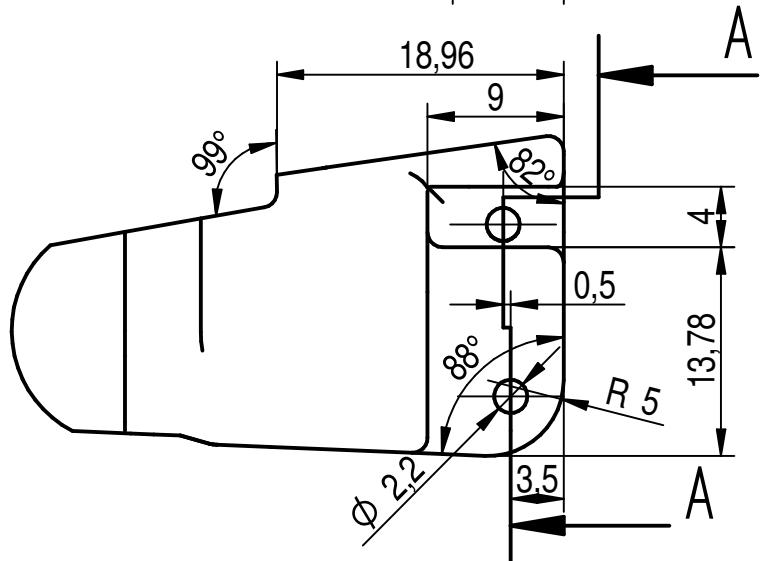
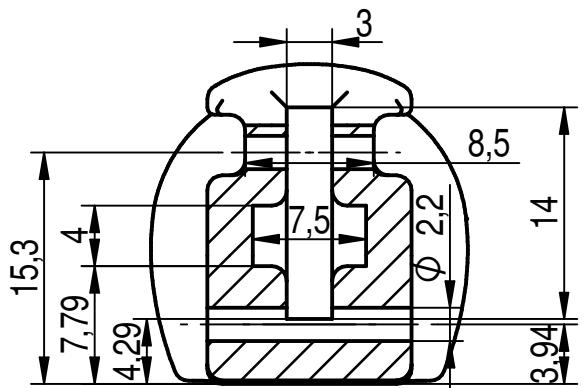
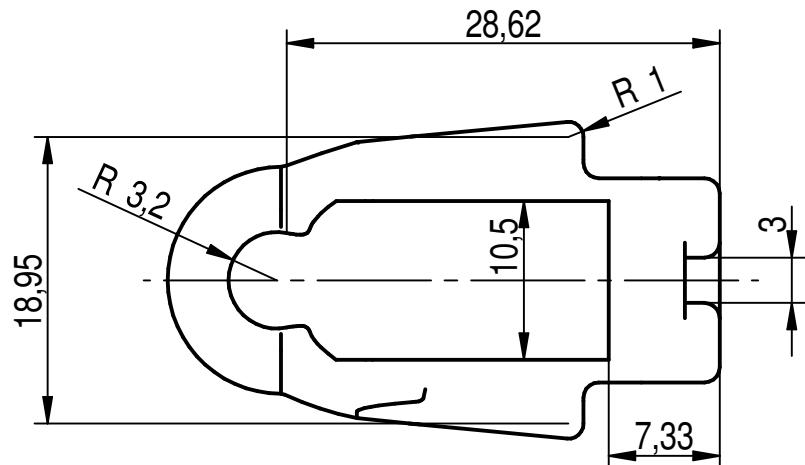
SIS. REP.	Escala:	FIRMA	Prótesis de mano	Barra1_unión_medio-anular
	2:1			
Nombre:	Daniel	DNI		
Apellidos:	Lopesino Rivera			
Matrícula:	12212	GRADO GTI	Fecha: 15/01/2018	ETSII - UPM
ACADEMIC COPY				ETSII   UPM



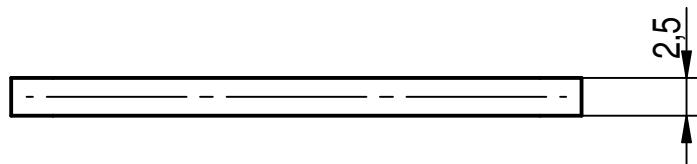
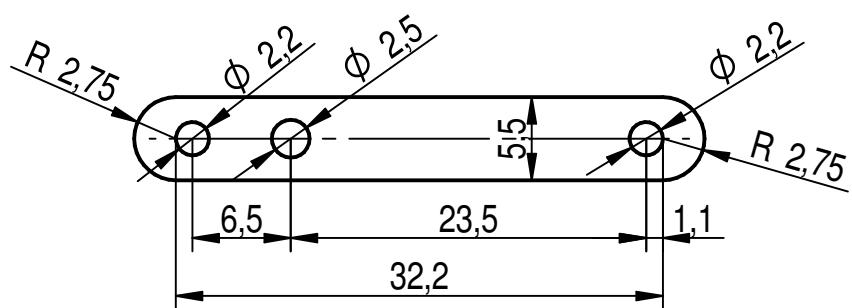
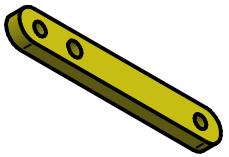
SIS. REP.	Escala:	FIRMA	Prótesis de mano	Barra2_unión_medio-anular	ETSII - UPM	
	2:1					
Nombre:	Daniel	DNI				
Apellidos:	Lopesino Rivera					
Matrícula:	12212	GRADO1 GITI	Fecha: 15/01/2018			

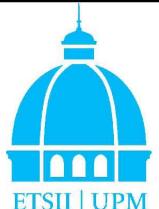


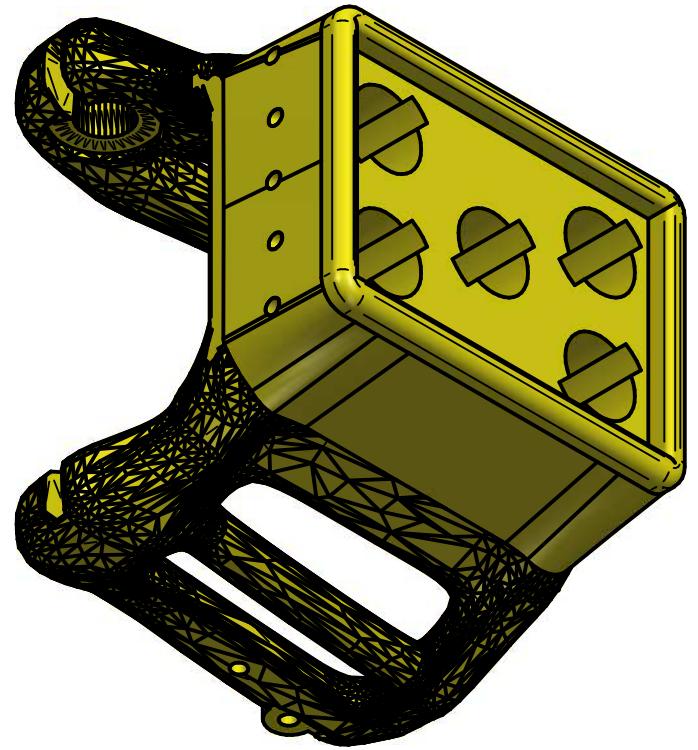
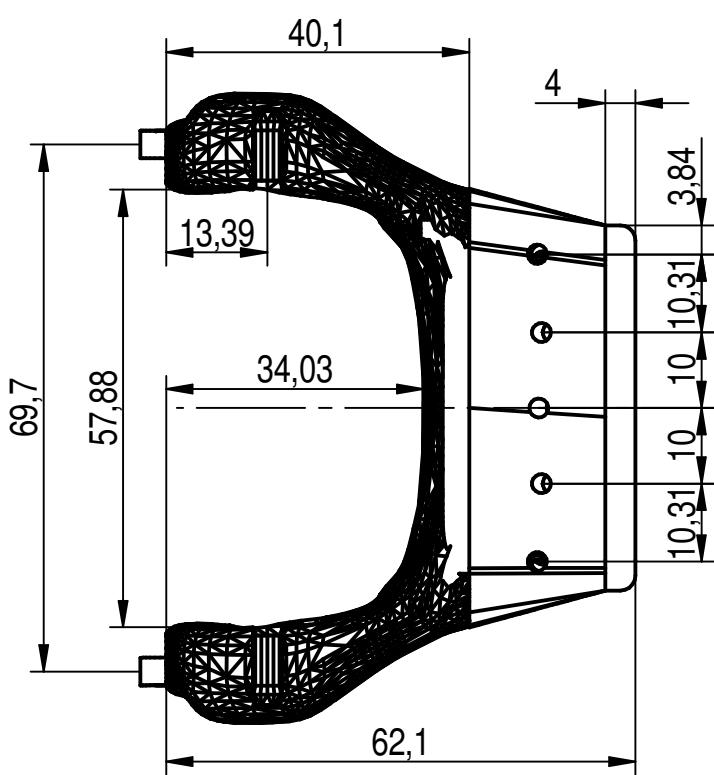
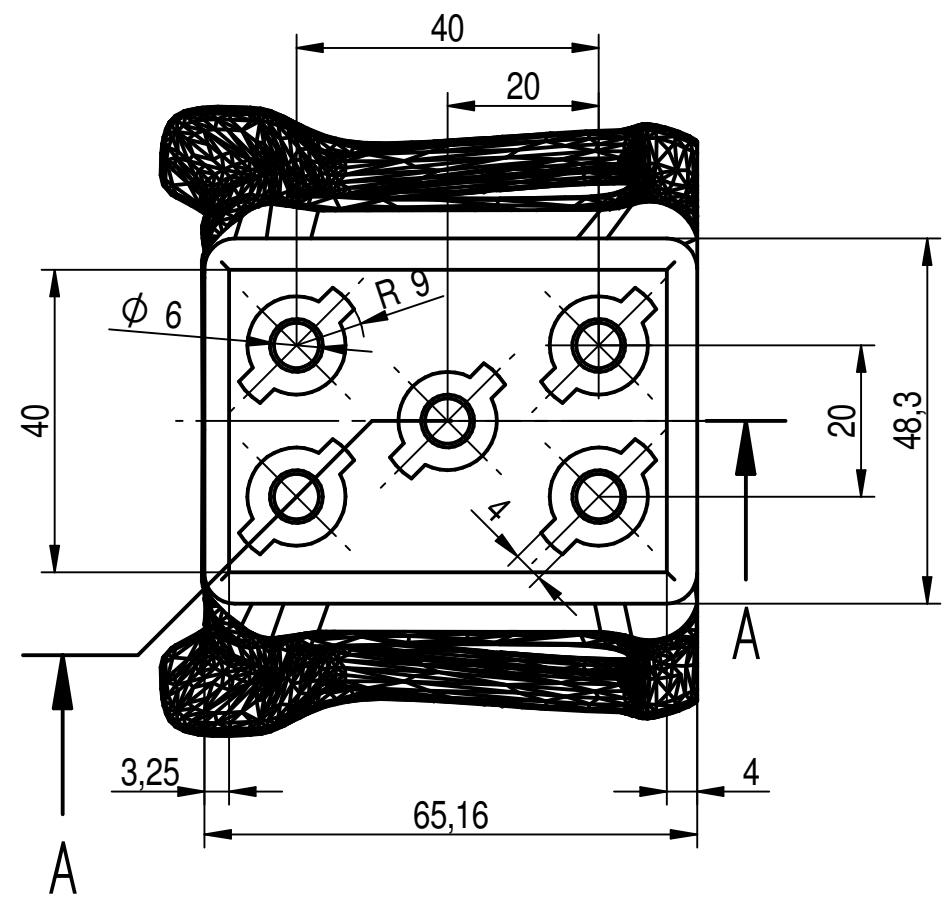
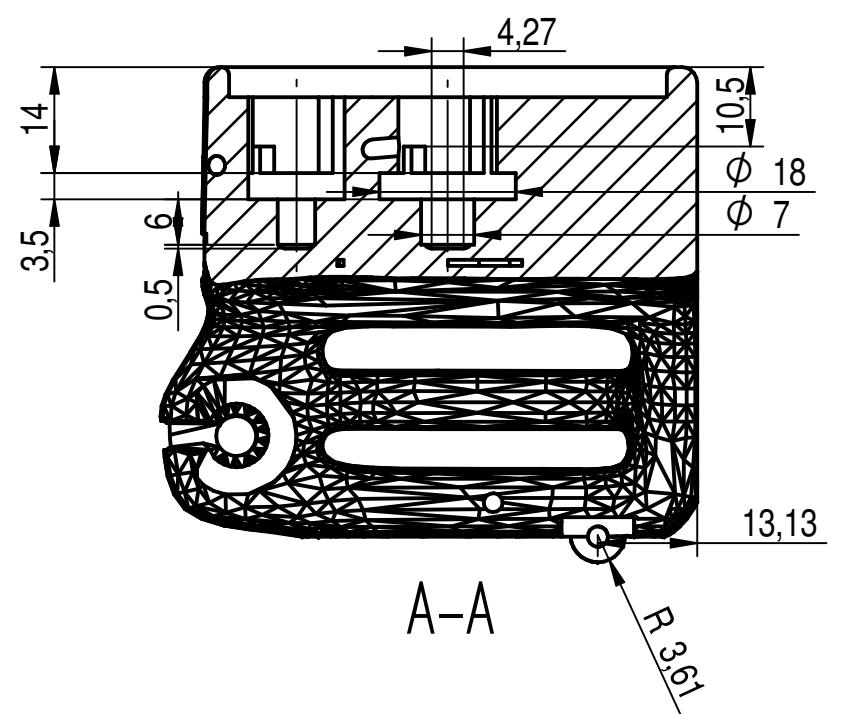
SIS. REP.	Escala:	FIRMA	Prótesis de mano	 ETSII   UPM
	2:1		Falange1_pulgar	
Nombre:	Daniel	DNI		
Apellidos:	Lopesino Rivera			
Matrícula:	12212	GRADO GTI	Fecha: 18/01/2018	



SIS. REP.	Escala:	FIRMA	Prótesis de mano	ETSII - UPM
	2:1		Falange2_pulgar	
Nombre:	Daniel	DNI		
Apellidos:	Lopesino Rivera			
Matrícula:	12212	GRADO GITI	Fecha: 18/01/2018	ETSII   UPM



SIS. REP.	Escala:	FIRMA	Prótesis de mano	ETSII - UPM
	2:1		Barra1_pulgar	
Nombre:	Daniel	DNI		
Apellidos:	Lopesino Rivera			
Matrícula:	12212	GRADO GII	Fecha: 18/01/2018	 ETSII   UPM



SIS. REP.	Escala:	FIRMA	Prótesis de mano
	1:1		Wrist
Nombre:	Daniel	DNI	
Apellidos:	Lopesino Rivera		
Matrícula:	12212	GRADO GTI	Fecha: 15/01/2018
ETSII - UPM			

SOLID EDGE ACADEMIC COPY