

# Trabajo Fin de Grado

Creación del modelo paramétrico 3D de un dedo humano como herramienta para el diseño de un anillo de tratamiento para la fractura de poleas del sistema flexor.

Creation of a 3D parametric model of a human finger as a tool for designing a treatment splint for the flexor system pulley fractures.

## DOCUMENTO ANEXOS

**Autor/es**

Ian Vladimir Campos Cerdá

**Director/es**

Óscar Paseto Martínez

Grado en Ingeniería de Diseño Industrial y Desarrollo de Producto

ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA (EINA) 2025

# ÍNDICE

<b>ANEXO 1. ANATOMÍA DEL DEDO HUMANO</b>	<b>4</b>		
1.1 Estructura ósea	5		
1.2 Musculatura	6		
1.3 Tendones flexores	6		
1.4 Cartílagos articulares	7		
1.5 Placas volares	7		
1.6 Sistema de poleas	8		
<hr/>			
<b>ANEXO 2 BIOMECÁNICA DE LAS POLEAS EN LA ESCALADA</b>	<b>9</b>		
2.1 Flexión	10		
2.2 Rotura de poleas	11		
2.3 Tratamientos para la rotura de poleas	13		
<hr/>			
<b>ANEXO 3. DESARROLLO DEL MODELO</b>	<b>15</b>		
3.1 Alcance del modelo	16		
3.2 Modo de trabajo	18		
3.3 Metacarpo y falanges	19		
3.3.1 Boceto base	20		
3.3.2 Recubrimiento - cuerpo de la falange	24		
3.3.3 Revolución- cabeza y base de la falange	33		
3.3.4 Resultados finales	35		
		<b>3.4 Cartílagos articulares</b>	<b>38</b>
		3.4.1 Revolución	38
		3.4.2 Resultados finales	39
		<b>3.5 Tendones flexores</b>	<b>40</b>
		3.5.1 Tendón profundo	40
		3.5.2 Tendón profundo - resultados finales	45
		3.5.3 Tendón superficial	46
		3.5.4 Tendón superficial - resultados finales	53
		<b>3.6 Placas volares</b>	<b>54</b>
		3.6.1 Recubrimiento - planos	54
		3.6.2 Recubrimiento - perfiles	55
		3.6.3 Recubrimiento - vistas preliminares	56
		3.6.4 Resultados finales	57
		3.6.5 Modificación de la placa IFP	58
		<b>3.7 Poleas</b>	<b>59</b>
		3.7.1 Poleas A1, A3 y A5	59
		3.7.2 Poleas A0, A2, A4	63
		3.7.3 Poleas - resultados	66
		<b>3.8 Fase final</b>	<b>67</b>
		3.8.1 Intersección y combinación de elementos	67
		3.8.2 Poleas - interferencias y últimos detalles	74
		3.8.3 Modelo completo - resultados finales	77

# ÍNDICE

<b>ANEXO 4. SIMULACIONES</b>	<b>79</b>	<b>5. BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>107</b>
<b>4.1 Estudio de referencia</b>	<b>79</b>	<b>2.1 Referencias visuales</b>	<b>107</b>
4.1.1 Ejecución	79	<b>2.2 Referencias textuales</b>	<b>110</b>
4.1.2 Resultados	80		
4.1.3 Conclusiones	81		
<b>4.2 Modelo de elementos finitos</b>	<b>82</b>		
4.2.1 Posiciones del modelo	82		
4.2.2 Propiedades mecánicas de los elementos	87		
4.2.3 Interacciones	88		
4.2.4 Cargas y condiciones de contorno	90		
4.2.5 Mallado	91		
<b>4.3 Ejecución de cálculos y análisis</b>	<b>92</b>		
4.3.1 Agarre full crimp	92		
4.3.2 Agarre full crimp - conclusiones	97		
4.3.3 Agarre half crimp	99		
4.3.4 Agarre open grip	102		
4.3.5 Conclusiones de los cálculos	105		

# ANEXO 1

## ANATOMÍA DEL DEDO HUMANO

# 1. ANATOMÍA DEL DEDO HUMANO

En este apartado se van a explicar algunos términos y conceptos relacionados con la anatomía del dedo humano, centrándose en el anular, medio e índice y el sistema flexor de los dedos. Se consultaron distintas páginas sobre anatomía, biomecánica, fisioterapia deportiva, escalada o artículos científicos relacionados con el tema [A1][A2][A4][A5][A8][A9][A10][A11][A12][A13][A14][A15][A16][A17][A18]. También se contó con el asesoramiento de un fisioterapeuta especialista en la materia, que aportó consejos anatómicos y referencias de cara al posterior modelado.

## 1.1 ESTRUCTURA ÓSEA

Las falanges y el metacarpo son componentes óseos que constituyen la estructura de los **dedos largos** (índice, corazón y anular). Son clasificados como **huesos largos** debido a su morfología y se dividen en tres partes principales: **base, cuerpo y cabeza**. La **base** y la **cabeza** se corresponden con los **extremos** y cuentan con una o dos caras articulares cóncavas que corresponden a la cabeza y la base, respectivamente, de la falange con la que articulan. El cuerpo es la parte intermedia, con una cara **dorsal** redonda y lisa, y una cara **palmar** plana y áspera. Cada dedo, a excepción del dedo pulgar, cuenta con 3 falanges, clasificadas en tres tipos:

- **Falange proximal:** es la primera falange del dedo. Su base articula con la cabeza del hueso metacarpiano, formando la **articulación metacarpofalángica** (de ahora en adelante también nombrada como articulación **MCF**); su cabeza articula con la base de la falange media, formando la **articulación interfalángica proximal** (de ahora en adelante también nombrada como articulación **IFP**). Su longitud es de unos **39-45 mm** aproximadamente [A21][A22].
- **Falange media:** es la segunda falange del dedo. Su base y la cabeza de la falange proximal forman la articulación interfalángica proximal; su cabeza articula con la base de la falange distal, formando la **articulación interfalángica distal** (de ahora en adelante también nombrada como articulación **IFD**). El pulgar no cuenta con este tipo de falange. Su longitud es de unos **20-25 mm** aproximadamente [A21][A22].
- **Falanges distales:** es la tercera falange del dedo. Su base y la cabeza de la falange media forman la articulación interfalángica distal. Su longitud es de unos **15-20 mm** aproximadamente [A21][A22].

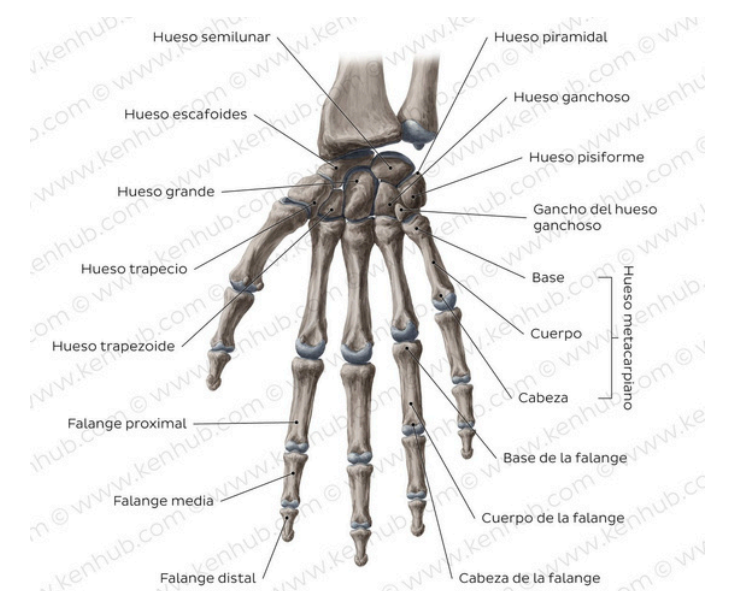


Figura 1.1.1: huesos de la mano [1.1.]

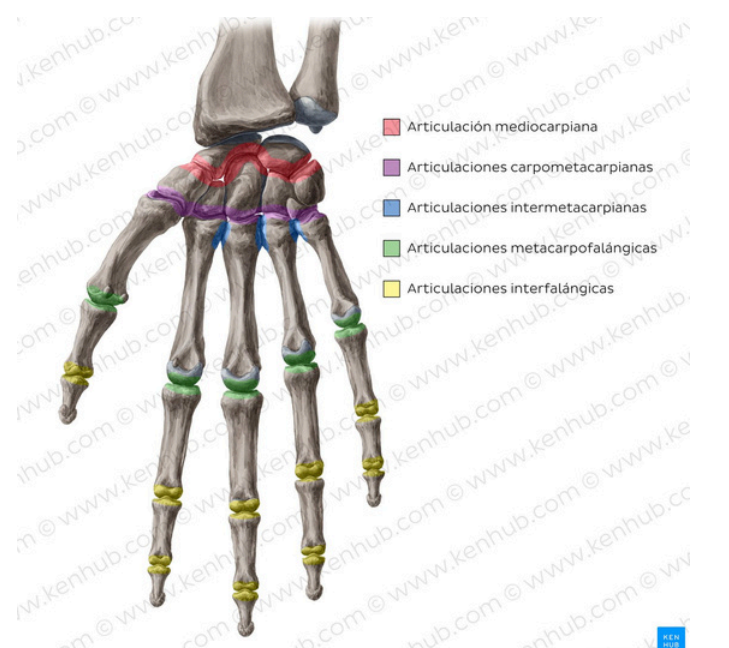


Figura 1.1.2: articulaciones de la mano [1.1.]

# 1. ANATOMÍA DEL DEDO HUMANO

## 1.2 MUSCULATURA

La mano posee dos grupos principales de músculos según la ubicación de los vientres musculares (parte carnosa y contráctil del músculo que concentra la mayor cantidad de fibras musculares):

- **Extrínsecos:** se encargan principalmente de los movimientos de **extensión y flexión**. Su origen y sus vientres musculares se encuentran en el antebrazo. Proporcionan **resistencia y agarre**.
- **Intrínsecos:** se encargan de movimientos de **aducción, abducción y flexión** y su origen y vientres musculares se encuentran dentro de la mano. Realizan los movimientos **más precisos** de los dedos.

Debido a que este trabajo se centra en los **movimientos de flexión** de los dedos largos, se profundizará en el grupo de los **extrínsecos**, y dentro de estos, en los **flexores**.

## 1.3 TENDONES FLEXORES

Existen tres tipos de tendones flexores en la mano: los tendones flexores del carpo, el tendón flexor largo del pulgar, y los tendones flexores de los dedos largos. Para este trabajo, se va a profundizar en este último grupo.

Los tendones flexores de los dedos largos constituyen un grupo de dos tendones:

- **Flexor profundo:** este tendón se inserta en la falange distal y en el flexor superficial a través del Quiasma de Camper, término con el que se denomina al punto anatómico donde se cruzan ambos tendones. Posee aproximadamente **3,5-5 mm** de ancho y **1,5-2,5 mm** de grosor. [A19], [A20]
- **Flexor superficial:** este tendón se inserta en la falange media y es el que rodea al flexor profundo a través del Quiasma de Camper. Posee aproximadamente **3-4 mm** de ancho y **1,5-2,5 mm** de grosor. [A19],[A20]

La función principal de estos tendones es la de transmitir la **fuerza** desde los vientres musculares hasta el resto del dedo para producir el movimiento de **flexión**, deslizando gracias a vainas sinoviales, que los mantiene lubricados.

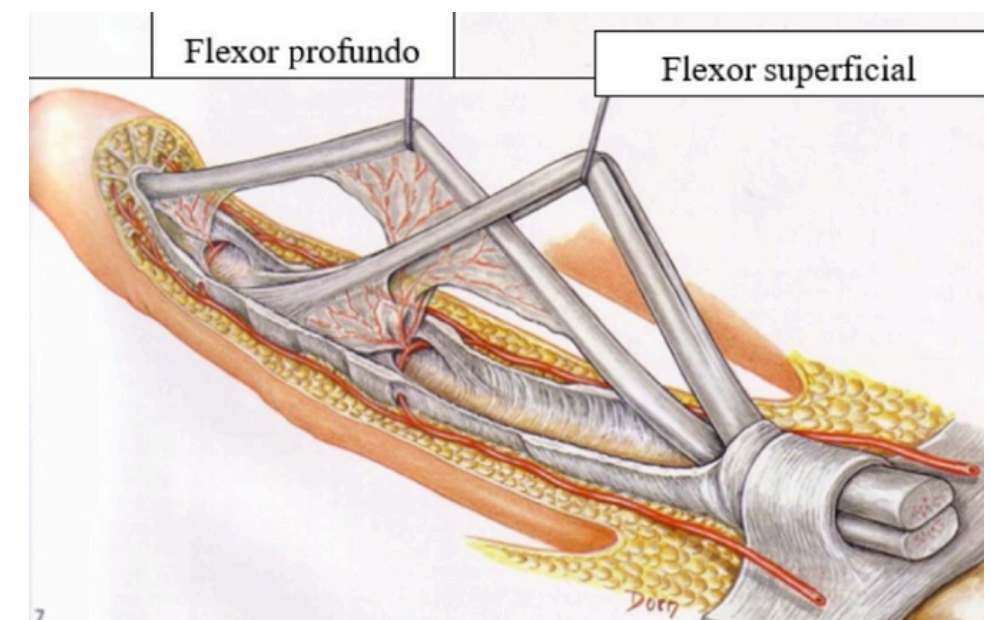


Figura 1.3.1: tendones flexores del dedo [1.3.1]

# 1. ANATOMÍA DEL DEDO HUMANO

## 1.4 CARTÍLAGOS ARTICULARES

Al igual que en otras articulaciones, las de los dedos cuentan con un tejido especial que recubre los extremos donde articula: los **cartílagos articulares**.

El cartílago articular es un **tejido liso** sin vasos sanguíneos que actúa como **amortiguador**, reduciendo las **cargas mecánicas** y ayudando a distribuir las **uniformemente**. Además, el tejido liso contribuye a **reducir la fricción**, siendo alimentado por **líquido sinovial** que brinda lubricación y protección.

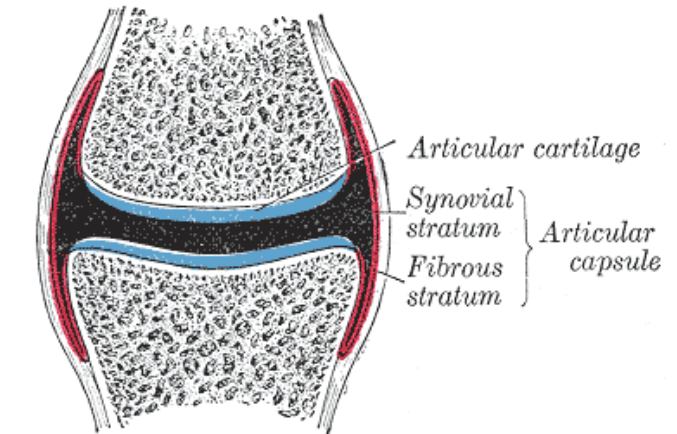


Figura 1.4.1: ilustración detalle articulaciones [1.4.1]

## 1.5 PLACAS VOLARES

Se tratan de **ligamentos** que refuerzan las articulaciones conectando los huesos y evitando la **hiperextensión excesiva**, además de aportar **estabilidad**.

Se insertan en la zona palmar (la zona orientada en el mismo lado que la palma) de la base del hueso superior y en la zona cercana a la mitad del hueso inferior. (Ver figura 1.5.1). Tienen la característica de que la **inserción** en la zona de la base es **firme**, mientras que la otra es más **laxa**, permitiendo cierto deslizamiento y gran libertad de movimiento.

Esta cierta libertad les permite adaptarse a las distintas posiciones que adoptan las articulaciones.

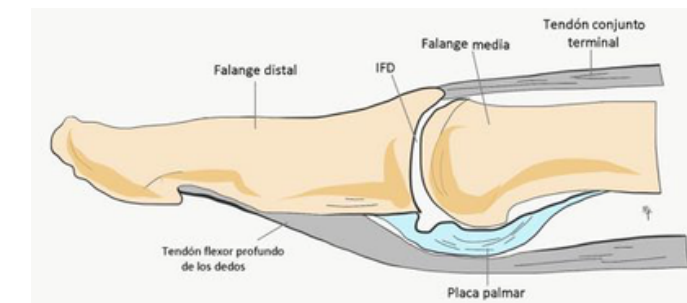


Figura 1.5.1: placa volar [1.5.1]

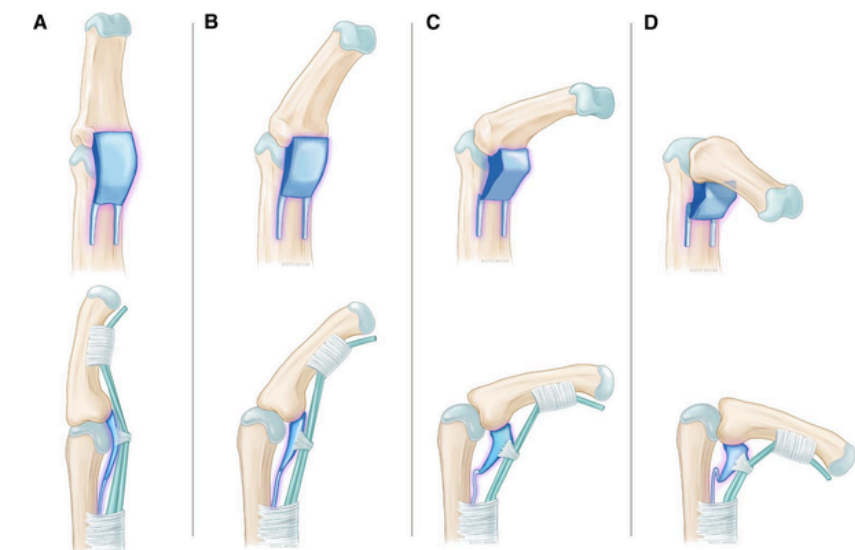


Figura 1.5.2: placa volar en distintas posiciones [1.5.2]

# 1. ANATOMÍA DEL DEDO HUMANO

## 1.6 SISTEMA DE POLEAS

Nuestros dedos cuentan con un conjunto de poleas que asisten el movimiento de flexión de manera que se dé correctamente. Las poleas son **estructuras** con forma de bandas de **tejido fibroso** que rodean los tendones flexores profundos y superficiales, y se componen de tres partes: una **capa interna** cuya función es facilitar el deslizamiento del tendón por el túnel fibroso; una **capa intermedia** que proporciona resistencia ante la traslación palmar del dedo; una **capa exterior** que se encarga de la nutrición de la polea.

Se distinguen dos tipos de poleas según su función y características:

- **Poleas anulares:** son más **rígidas** y permiten mantener el tendón cerca del hueso durante la flexión. Se denominan con la letra **A** acompañado de un número para distinguir cada una (A1-A5). Las poleas A1, A3 y A5 se insertan en las placas volares de las articulaciones metacarpofalángica, interfalángica proximal e interfalángica distal, respectivamente. Las poleas A2 y A4 se insertan en las falanges proximal y media respectivamente. Las longitudes aproximadas de las poleas son las siguientes [A23]: **A0/10 mm, A1/5-8 mm, A2/15-18,9 mm, A3/2,7-2,9 mm, A4/6,7-7 mm y A5/3,9-4 mm.** En cuanto a espesores, las poleas generalmente se mueven en un rango de 0,3 a 0,5 mm [A35].
- **Poleas cruciformes:** poseen una gran **flexibilidad** y facilitan la flexión del tendón al contraerse. Se denominan con la letra C acompañado de un número que distingue cada una (C1-C3)

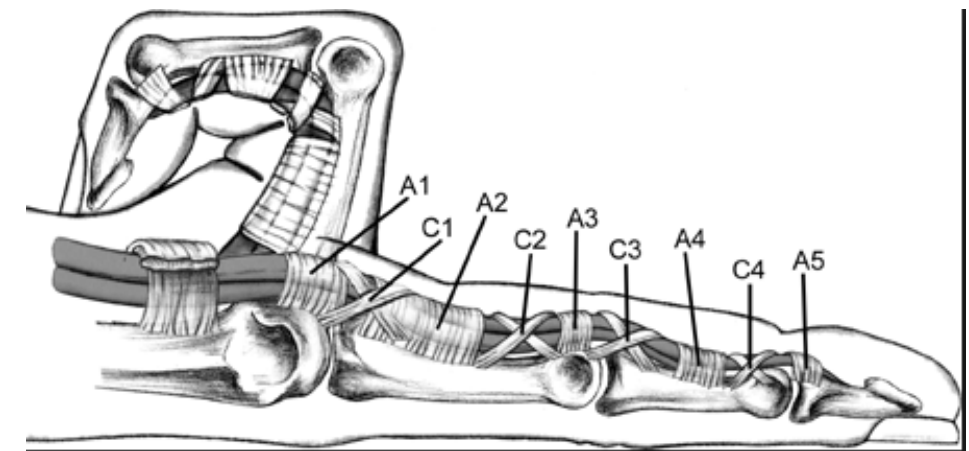


Figura 1.6.1: poleas anulares y cruciformes [1.6.1]

En conjunto, este complejo sistema tiene **dos objetivos** clave:

1. Mantener los tendones cerca del hueso durante la flexión evitando el efecto de arco, fenómeno que ocurre cuando el tendón se desplaza hacia fuera, alejándose del hueso, adoptando una posición similar a la de la cuerda de un arco
2. Aumentar la eficiencia mecánica, sustentando y guiando los tendones para facilitar y suavizar el movimiento.

# **ANEXO 2**

## **BIOMECÁNICA DE LAS POLEAS EN LA ESCALADA**

# 2. BIOMECÁNICA DE LAS POLEAS EN LA ESCALADA

## 2.1 FLEXIÓN

Como se ha mencionado anteriormente, los tendones transmiten la fuerza del vientre muscular al dedo para llevar a cabo la flexión. Esta flexión depende de dos variables:

- **La tensión del tendón:** fuerza que produce el músculo al contraerse.
- **El brazo de palanca:** distancia perpendicular entre el tendón y el eje de rotación de la articulación correspondiente. Esta distancia determina la palanca que el tendón es capaz de ejercer e implica que, a mayor distancia, mayor palanca y por tanto, mayor momento, ya que el momento es igual a la tensión por distancia del brazo de palanca.

El trabajo de las poleas manteniendo los tendones pegados a los huesos es fundamental, ya que el brazo de palanca, aunque pequeño, es óptimo y, en consecuencia, toda la tracción del tendón es convertida en momento que flexiona la articulación.

Cuando una polea sufre una rotura favorece la aparición de **“bowstringing”** o **efecto de cuerda de arco** (figura 2.1.2). Este fenómeno se produce cuando el tendón al perder la sujeción de la polea se aleja del hueso, aumentando la **distancia tendón-falange** (TPD) y adoptando un recorrido **recto** y más **corto**. Aunque en algunas posiciones esto aumenta el brazo de palanca, el tendón **pierde tensión** y recorre **menos distancia** por mm contraído por el músculo, es decir, con el mismo acortamiento muscular, la articulación rota menos. Dado que el músculo tiene un recorrido limitado, este cambio reduce el rango de movimiento (ROM) útil y la eficiencia del tendón, limitando la capacidad del mismo para generar fuerza.

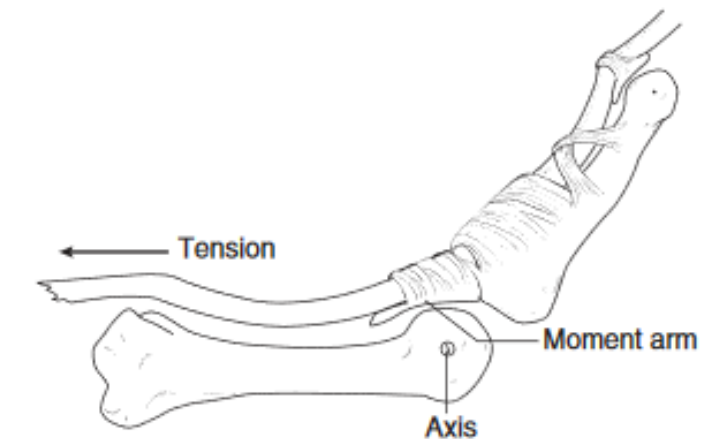


Figura 2.1.1: biomecánica de la flexión del dedo [2.1.1]

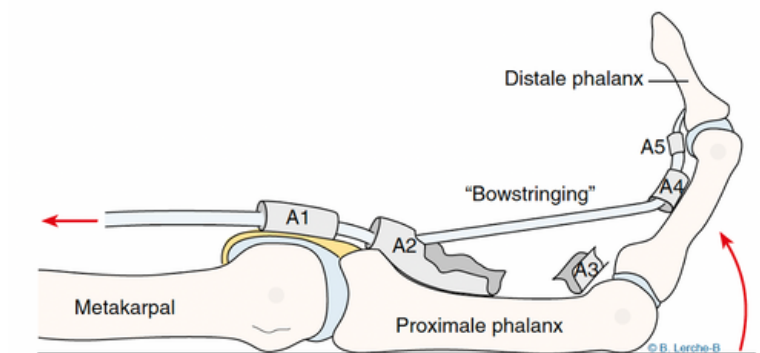


Figura 2.1.2: “bowstringing” o efecto de cuerda de arco [2.1.2]

# 2. BIOMECÁNICA DE LAS POLEAS EN LA ESCALADA

## 2.2 ROTURA DE POLEAS

En la vida cotidiana se realizan infinidad de acciones que implican este sistema, aunque no suponen un gran esfuerzo para el sistema de poleas y rara vez se produce una lesión en este contexto. Sin embargo, existe una actividad específica a la que se le atribuyen muchos casos de este tipo de lesiones: **la escalada**.

Durante este tipo de actividades, especialmente en escalada de roca, las personas tienen que sustentar gran parte de su peso o incluso impulsarse con la fuerza del agarre de sus dedos, y además, lo hacen en una superficie irregular donde los puntos de apoyo no son óptimos. En consecuencia, la exigencia mecánica de las posiciones de agarre y de los movimientos dinámicos que experimenta el sistema de poleas en la escalada es considerable. Cuando la carga que soportan es demasiado grande, se produce lo que se conoce como **rotura de polea**, que puede ser **parcial** (distensión o desgarró parcial de la estructura) o **total** (la estructura se parte en dos). Este tipo de lesión es la más frecuente en escalada y no se suele dar en otros ámbitos.

En un **estudio** realizado por el **Dr. Volker Schöffl**, el Dr. Thomas Hochholzer y Wolf Strecker (entre otros), entre 1998 y 2001 [A3], se seleccionaron a 604 escaladores con lesiones agudas o síndromes de sobreesfuerzo. Se reveló que **204 (41%)** lesiones estaban relacionadas con los dedos, y de estas, las más frecuentes tenían que ver con lesiones de poleas, con **122 casos**.

La rotura de poleas produce un aumento de la distancia tendón-falange (TPD) favoreciendo la aparición del efecto de cuerda de arco, que genera un déficit de fuerza y rango de movimiento (ROM) del dedo afectado, especialmente en la flexión completa del dedo. Esto genera un gran impacto en la actividad de escalada a la hora de realizar los agarres y por tanto, afecta de manera negativa al correcto desempeño de la escalada.

# 2. BIOMECÁNICA DE LAS POLEAS EN LA ESCALADA

## 2.2 ROTURA DE POLEAS

Para profundizar más en por qué se dan estas lesiones en la escalada es necesario hablar de los 3 tipos de agarres básicos, **open grip** o agarre abierto y los agarres crimpados medio (**half crimp**) o completo (**full crimp**). Cada agarre es útil en distintas situaciones, pero si se trata de **exigencia mecánica**, el full crimp se encuentra en primer lugar. Este agarre, además de ser bastante cerrado, tiene la característica de que la falange distal del dedo (la última y más pequeña) adopta una posición de **hiperextensión** leve. Esta posición permite **maximizar** la fuerza aplicada en superficies muy pequeñas, pero a cambio, incrementa considerablemente el **rozamiento** entre tendones y poleas.

Las **cargas** más pesadas se producen cuando la **desviación** del tendón en el borde de la polea es grande, lo que se da cuando hay **cambios de dirección** considerables a lo largo del recorrido del tendón cuando pasan por las poleas. Por esto, los agarres **cerrados** son especialmente **exigentes**. Así pues, por su posición y estructura, las poleas **más solicitadas** mecánicamente son la A2 y A4, de gran tamaño, rígidas y gruesas, aunque es muy común la rotura de polea triple (A2, A3 y A4).

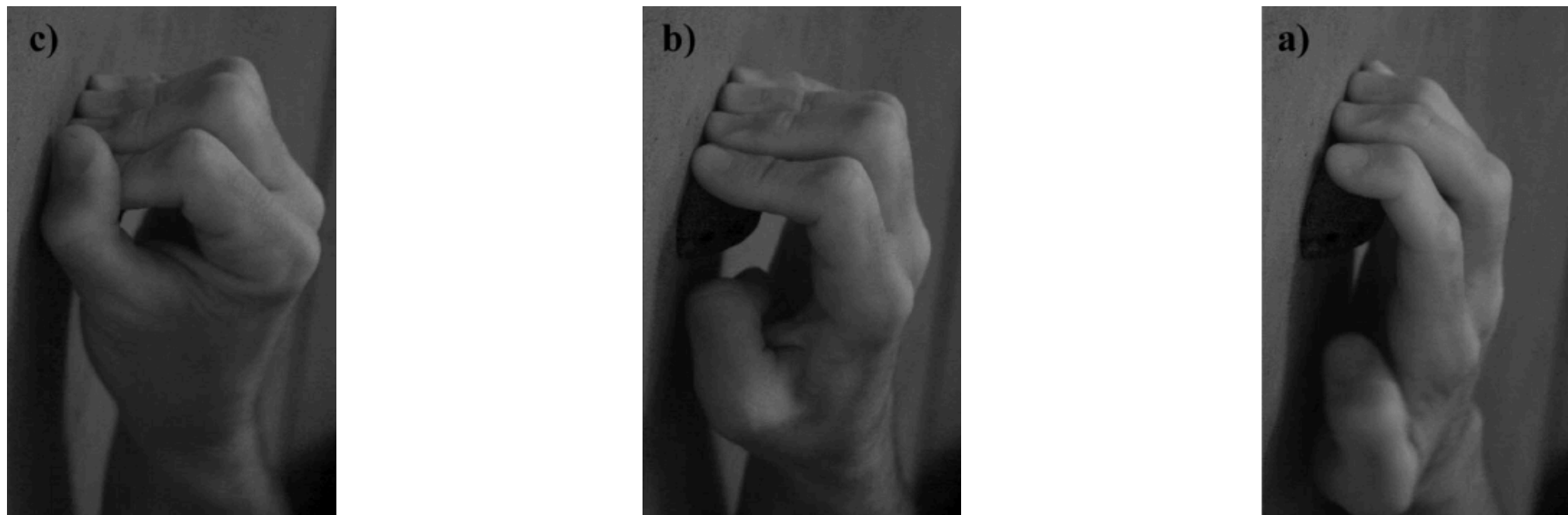


Figura 2.2.1: agarres open (a), half crimp (b) y full crimp (c) [2.2.1]

# 2. BIOMECÁNICA DE LAS POLEAS EN LA ESCALADA

## 2.3 TRATAMIENTOS PARA LA ROTURA DE POLEAS

Ante las roturas de poleas existen dos alternativas principales a seguir: un tratamiento **conservador** o un tratamiento **quirúrgico**. Generalmente, se opta por una de estas dos opciones en base a distintos factores, como el **grado de rotura**, el **número de poleas afectadas**, el periodo de **tiempo** que transcurre entre la **lesión** y el **diagnóstico** o las **características individuales** de la persona.

El tratamiento **conservador** se basa en la aplicación de una **férula/anillo** termoplástico que ayuda a reducir y mantener la distancia tendón-hueso y favorecer la recuperación de la función del dedo, seguido de un periodo de tratamiento terapéutico con ejercicios de movilidad.

El tratamiento **quirúrgico** por su parte, consiste en una operación de **reconstrucción** quirúrgica de la polea dañada. El principal inconveniente del tratamiento quirúrgico frente al conservador, además del intrínseco **riesgo** de complicaciones perioperatorias, son los largos y complejos **periodos de rehabilitación** posoperatoria (varios meses), en los cuales no se permite la escalada.

Aun así, en general la **reconstrucción quirúrgica** se ha mantenido como la alternativa **recomendada** en casos de escaladores **muy activos** o **roturas** de polea **triples** (A2, A3 y A4).



Figura 2.3.1: aplicación de anillos termoplásticos (tratamiento conservador) [2.3.1]

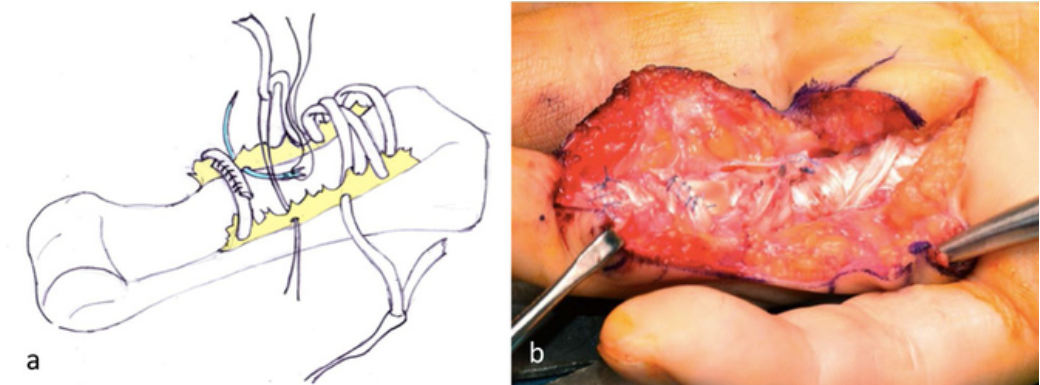


Figura 2.3.2: reconstrucción de polea mediante injerto tendinoso (tratamiento quirúrgico) [2.3.2]

# 2. BIOMECÁNICA DE LAS POLEAS EN LA ESCALADA

## 2.3 TRATAMIENTOS PARA LA ROTURA DE POLEAS

No obstante, los inconvenientes de la alternativa quirúrgica (más invasiva) han llevado a explorar las **posibilidades** de la opción conservadora en casos de lesiones de distinta gravedad en estudios clínicos, revelando resultados positivos que permiten plantearse el camino conservador como una muy buena vía de recuperación en muchos casos, especialmente **leves** y **moderados**.

Respecto a lo mencionado, es interesante mencionar un **estudio clínico** realizado en el **Hospital Universitario Balgrist, Suiza** [A6]. Este estudio planteó el tratamiento **conservador** como principal alternativa incluso en casos de **rotura triple**. En él se trataron **11 sujetos**, de los cuales todos menos uno eran escaladores experimentados. Todos los pacientes fueron tratados mediante la aplicación de dos férulas termoplásticas en las falanges proximales y medias. En dos casos, ambos diagnosticados **tardíamente** (más de 2 meses tras la lesión), finalmente fue necesaria una **reconstrucción quirúrgica secundaria** de poleas. Aunque algunos pacientes tratados por la vía conservadora presentaron **déficit** de extensión residual en alguna articulación, **no se observaron diferencias significativas** entre los sujetos tratados de forma **quirúrgica** y los tratados de forma **conservadora**. Además, todos los sujetos recuperaron la flexión **completa** y su nivel de escalada previo a la lesión.

Así pues, este estudio concluyó que el tratamiento conservador de la rotura triple de poleas mediante dos férulas termoplásticas es un enfoque prometedor en casos de diagnóstico temprano y, por el contrario, un diagnóstico tardío se asoció con resultados menos favorables.

# **ANEXO 3**

## **DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO**

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.1 ALCANCE DEL MODELO

El primer paso antes de comenzar a modelar consistió en establecer las características y propiedades del modelo paramétrico a desarrollar, teniendo en cuenta no sólo los posteriores cálculos o simulaciones que se quieren realizar, sino también las posibles limitaciones debido al tiempo disponible o al propio software empleado o la complejidad anatómica de las distintas partes.

### **PARTES DEL DEDO A MODELAR**

El modelado del dedo tiene como objetivo poder realizar cálculos para determinar los requerimientos de las poleas en posiciones concretas en las que las cargas pico son máximas y comúnmente provocan lesiones en los escaladores.

Para poder cumplir este objetivo, se decidió modelar las partes más relevantes del sistema flexor que puedan ser determinantes en los cálculos: el **hueso metacarpiano**, las **falanges proximal, media y distal**, los **cartílagos articulares**, los **tendones flexores profundo y superficial**, las **placas volares**, y las **poleas anulares (A1-A5)**.

### **MOVILIDAD DEL MODELO y PARAMETRIZACIÓN**

El modelo debe ser capaz de representar de manera lo más aproximada posible el **comportamiento** del dedo y sus distintos elementos en cuanto al **movimiento** y las **posiciones** que este es capaz de adoptar.

Por ello, en la medida de lo posible las falanges deben poder articular entre sí generando las posiciones lo más **realistas** posibles. Así pues, la modificación de la posición del modelo a través de la variación de parámetros debe generar los cambios necesarios en cada elemento, de manera que mantenga las proporciones y su posición relativa con respecto al resto.

De la misma manera, el modelo debe permitir cambios en la geometría de cada elemento mediante la modificación de los parámetros correspondientes sin afectar a la geometría del resto de elementos.

### **DIMENSIONES**

En cuanto a las dimensiones y proporciones se tomarán como referencia valores comunes de distintas partes (falanges, poleas, tendones) vistos en el ANEXO 1, de manera que en conjunto el modelo posea unas proporciones congruentes y realistas.

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## REQUISITOS DEL MODELO

En base a la información relativa a **aspectos formales** y **funcionales** recabada en el estudio previo se establecieron una serie de **requisitos y limitaciones** del modelo a tener en cuenta en el proceso:

- El modelo contendrá los siguientes elementos del sistema flexor del dedo: parte del **hueso metacarpiano**, **falanges proximal, media y distal**, **cartílagos articulares**, **placas volares**, **tendones flexores profundo y superficial** y **poleas anulares (A1-A5)**.
- Las dimensiones y proporciones básicas de cada elemento se basarán en rangos **aproximados** de medidas (vistas en el apartado 2.1) o relaciones de proporción a partir de imágenes. No obstante, el modelado poseerá un **enfoque paramétrico** que posteriormente, ofrezca la posibilidad de modificar diversas cotas para obtener modelos de morfologías concretas y propias de sujetos específicos.
- El modelo asumirá **simplificaciones geométricas** en elementos con formas complejas si no afectan o pudieran afectar a las conclusiones o resultados posteriores del modelo.
- Los movimientos o cambios de posición tendrán lugar en un **único plano de trabajo**; el dedo sólo realizará movimientos de flexión o extensión.
- El modelo debe ser capaz de adoptar distintas **posiciones** a partir de la **flexión independiente** de **cada falange** mediante la modificación de parámetros. Además, en cada cambio de posición los elementos deben mantener sus proporciones y posiciones relativas de la manera lo más acorde a la realidad.
- Cada falange poseerá aproximadamente un **rango de flexión** de **0° a 100°**, a excepción de la distal, la cual, además, deberá ser capaz de realizar una pequeña **hiperextensión** de 0°-15°. Será indispensable que el modelo sea capaz de representar el **full crimp**, **half crimp** y **open grip**.
- El aspecto visual del modelo deberá facilitar la **identificación** de las distintas **partes**.

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.2 MODO DE TRABAJO

El software elegido para el desarrollo del modelo es SolidWorks, un programa CAD de diseño mecánico 2D y 3D, desarrollado por Dassault Systems, que permite generar sólidos 3D, ensamblajes o dibujos.

Solid Works permite trabajar en distintos entornos, siendo los principales el entorno de **pieza** o el entorno de **ensamblaje**. En este caso, se ha optado por **trabajar el modelo como pieza** por dos motivos principales:

1. De cara a **posteriores cálculos**, debe existir contacto entre los distintos elementos para evitar errores. En este sentido, el entorno de piezas dispone de herramientas para combinar, separar o intersecar sólidos, permitiendo aplicar varias operaciones y trabajar las distintas partes del dedo de manera independiente, para luego generar intersecciones, combinarlas o separarlas como convenga para obtener las partes finales, manteniendo siempre los contactos.
2. La **geometría del modelo** estaría basada en un dedo real, por lo que no habría caras perfectamente planas, agujeros, bulones, uniones, etc. Básicamente, la geometría que se va a trabajar dista mucho de las piezas y conjuntos mecánicos para los que está pensado el entorno de ensamblajes, lo que haría muy difícil y poco práctico utilizar las distintas herramientas y operaciones de este entorno.

Así pues se ha planteado el dedo como un único archivo de tipo pieza (.SLDPRT), en el que se va modelando cada elemento como un sólido independiente. Los distintos elementos mantienen relaciones entre sí pero siendo distintos sólidos.

Para el modelado, se ha seguido un orden lógico en base al funcionamiento del sistema flexor:

**1º Falanges (hueso metacarpiano, falange proximal, distal, y media)**

**2º Tendones flexores (profundo y superficial)**

**3º Cartílagos articulares**

**4º Placas volares**

**5º Poleas.**

Cabe mencionar que ha sido necesario tener en cuenta las posibilidades del programa en cuanto a operaciones y complejidad, por lo que, inevitablemente, se ha simplificado en mayor o menor medida cada elemento para facilitar todo el proceso.

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

El primer paso en el proceso de modelado fue generar la estructura ósea del dedo, compuesta por parte del hueso metacarpiano, la falange proximal, media y distal, en este orden.

Analizando la forma de las falanges se observaron ciertas **particularidades** (ver figura 3.3.1), como que, en general, **ninguna falange** presenta simetrías perfectas, ni en alzado ni en perfil, aunque de frente sí que se aproxima más a una simetría y así se consideró en el modelado. Por otro lado, **cada falange tiene una forma característica** en mayor o menor medida, ya sea por el largo, el grosor, la transición más o menos pronunciada cuerpo-cabeza o cuerpo-base, etc.

Teniendo esto último en cuenta, y con el objetivo de agilizar y facilitar el modelado, se buscó definir un proceso o método con operaciones que se pudieran aplicar de forma análoga a todas las falanges, pero que permitiera otorgarle a cada una, en la medida de lo posible, su forma característica cercana a la real.

Así pues, se establecieron unos **aspectos formales** que serían **comunes** a todas las falanges:

- Las formas de las cabeza, base y cuerpo de las falanges tendrían una forma más simplificada, redondeada y regular en comparación a la realidad.
- La cabeza de las falanges tendría forma de óvalo y la base contaría con un pequeño hundimiento que correspondería a la cabeza de la falange con la que articula.
- El cuerpo de las falanges sería más redondeado que en la realidad, prescindiendo de la característica parte plana de la cara palmar de las falanges reales.
- Las falanges serían simétricas respecto a lo que sería el plano sagital, agilizando el proceso.

Una vez establecidos estos aspectos se decidió dividir el modelado de cada falange en **tres operaciones** por separado, una para cada parte: **un recubrimiento** (cuerpo) y **dos revoluciones** (cabeza y base). También se decidió realizar un boceto previo que permitiera los cambios de posición de las falanges. De esta manera, en cada falange, el proceso consistirá en definir primero dicho boceto denominado “boceto base” a partir de ahora, y posteriormente aplicar las tres operaciones.

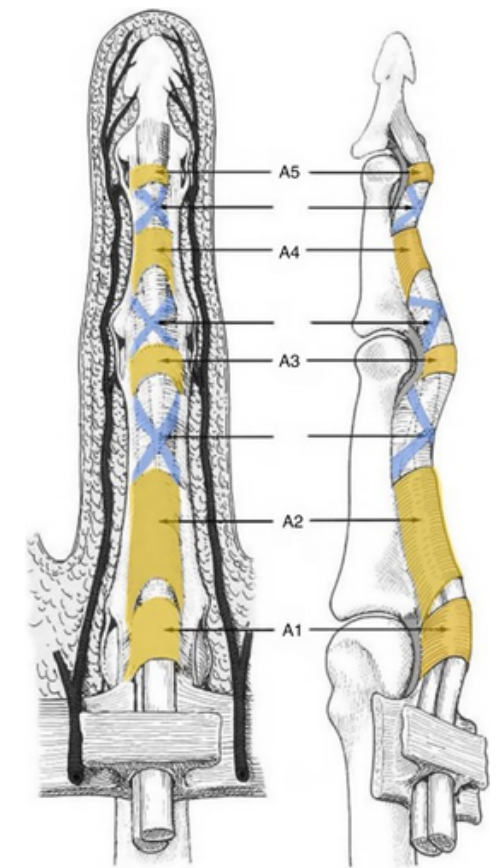


Figura 3.3.1: vista de frente y perfil del dedo (falanges, tendones, placas volares)[3.3.1]

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

### 3.3.1 BOCETO BASE

La posición del dedo viene determinada por los tres ángulos que forman las articulaciones **IFP, IFD Y MCP**, es decir, los ángulos que forman las distintas falanges respecto a su anterior. Para establecer una posición, debía ser posible modificar cada ángulo de manera independiente, haciéndolo completamente parametrizable.

Teniendo esto en cuenta, se decidió definir un **boceto base** que permitiera el cambio de ángulo entre las distintas falanges, y por tanto, la posición general del dedo. Para ello, este boceto debía contener elementos que no sólo permitieran relacionar las falanges entre sí, sino que también sirviera de referencia para la definición de bocetos o planos necesarios para las operaciones de construcción de las falanges, constituyendo una especie de **estructura base**.

En la imagen mostrada se puede ver un dibujo representativo del boceto base y cómo está restringido y acotado para que funcione correctamente.

En **gris oscuro** están las **geometrías de referencia** que se utilizarían en cada boceto para definir la circunferencia de mayor tamaño con centro en la cabeza de la falange respecto a la cual debe girar la nueva falange.

En **negro** se ven los distintos **elementos dibujados** y cómo se posicionan (tangencias, coincidencias). La cotas en **azul** controlan la **estructura y proporciones**, y sus valores son fijos. En **gris claro** se puede ver una variante que se puede dar en alguna falange. La cota de ángulo en **rojo, Beta**, es la que fija la posición de todos los elementos respecto a la circunferencia mayor, es decir, es el parámetro que va a permitir el control de la posición de la estructura de la falange respecto a su anterior. A continuación se mostrará más detalladamente el papel de dicha cota.

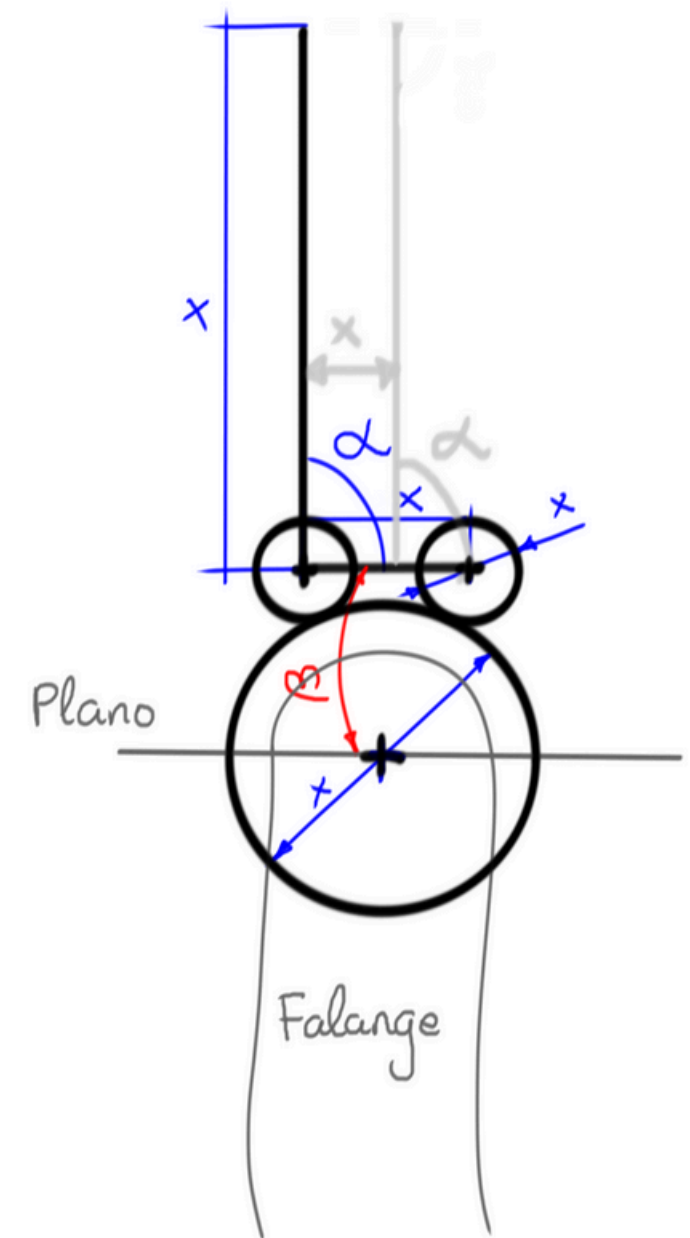


Figura 3.3.2: estructura general del boceto base

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

### BOCETO BASE - CASO GENERAL

Aquí se puede observar un ejemplo de cómo se comporta el boceto modificando el valor de Beta. El ángulo Beta se estableció como **una variable global**, es decir, una variable cuyo valor, establecido previamente, es el mismo en cualquier boceto que se utilice. Cada falange tendría su **propio** valor **Beta**.

El primer ejemplo, con **Beta=0**, se corresponde con la posición inicial, en la que las falanges estarían alineadas.

EL segundo ejemplo, con **Beta=45°**, se corresponde con una posición con las falanges formando 45° entre sí.

Gracias a todas las cotas y relaciones impuestas, todos los elementos mantienen sus **proporciones** y **relaciones**, únicamente cambiando su posición en conjunto respecto a la circunferencia fija siguiendo una **trayectoria circular**.

Así pues, Beta, permite aplicar cualquier ángulo, aunque nunca en **negativo**, ya que el programa no lo permite. Este último aspecto se tuvo que considerar para el caso de la falange distal, ya que es un **caso particular**.

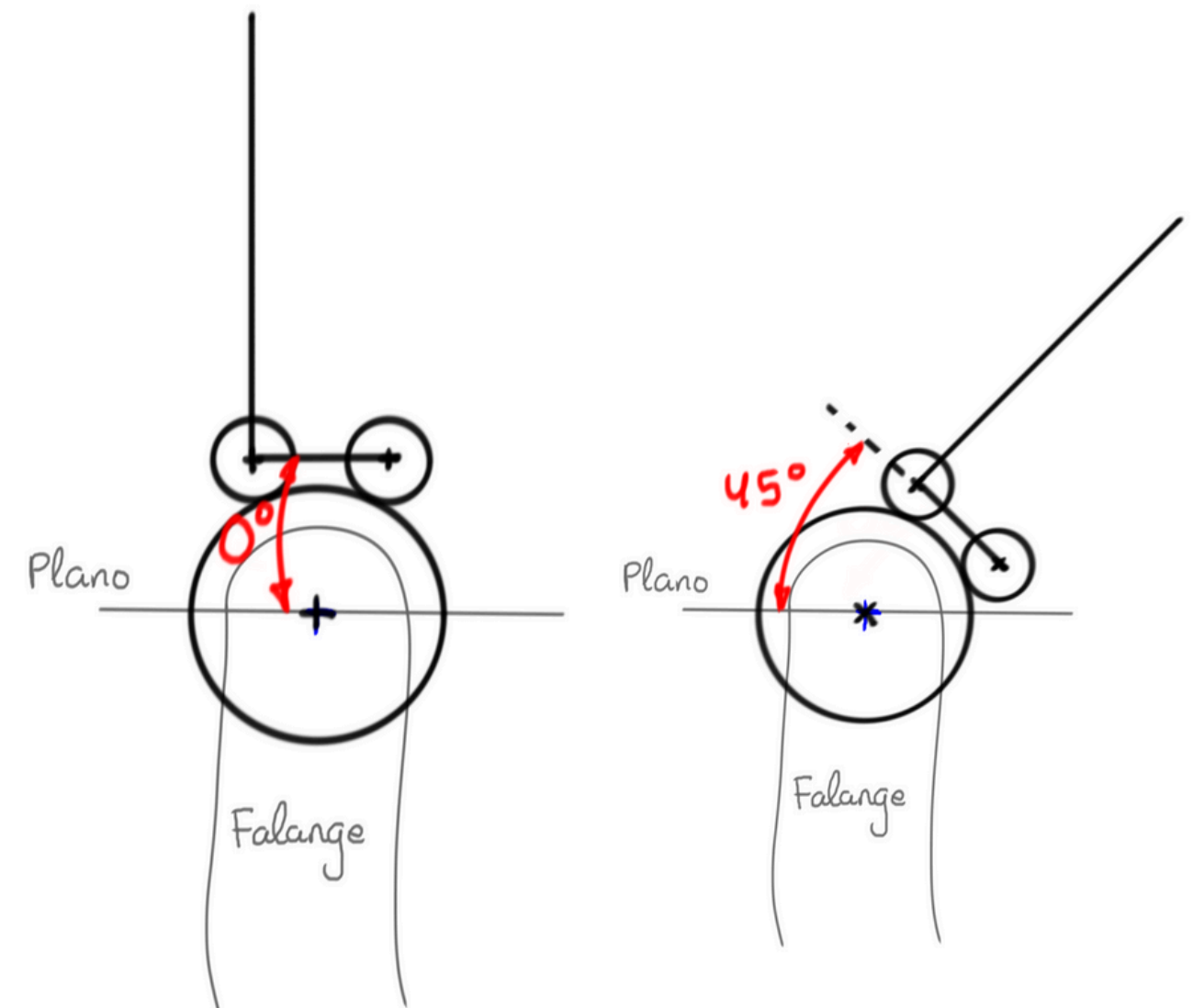


Figura 3.3.3: comportamiento del boceto base: variable global=0, variable global=45

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

### BOCETO BASE - CASO PARTICULAR: FALANGE DISTAL

La falange distal tiene que poder realizar una pequeña **hiperextensión** de cara a las simulaciones posteriores. Debido a que el programa no distingue de ángulos positivos o negativos, una vez se establece un sentido de giro, no se puede cambiar, es decir, que tal y como estaba acotado el ángulo Beta originalmente, para llegar a una posición de hiperextensión de unos  $15^\circ$  ( $-15^\circ$ ), por ejemplo, sería necesario darle un valor a Beta de  $345^\circ$ , lo que implicaría una casi una vuelta completa.

Este ángulo tan grande supondría muchos problemas, ya que al final del modelado, habrá muchas operaciones que en última instancia dependan de los **bocetos base**, por lo que todas estas operaciones deberán adaptarse a este cambio de ángulo, lo que con probabilidad provocaría **errores** en el programa.

Así pues, para la falange distal, se seleccionó otro ángulo a acotar: el formado por el mismo plano original y la línea vertical. Además, se acotó mediante una ecuación: **Ángulo =  $75^\circ + \text{Beta}$** . Esto permite que se pueda conseguir una hiperextensión de **hasta  $15^\circ$**  con  $\text{Beta} = 0^\circ$  (figura 3.3.4), un ángulo de  $0^\circ$  con  $\text{Beta} = 15^\circ$  (figura 3.3.5), o cualquier ángulo siempre en positivo y dentro del rango justo y necesario para las simulaciones que se realizarán ( $0^\circ - 100^\circ$ ).

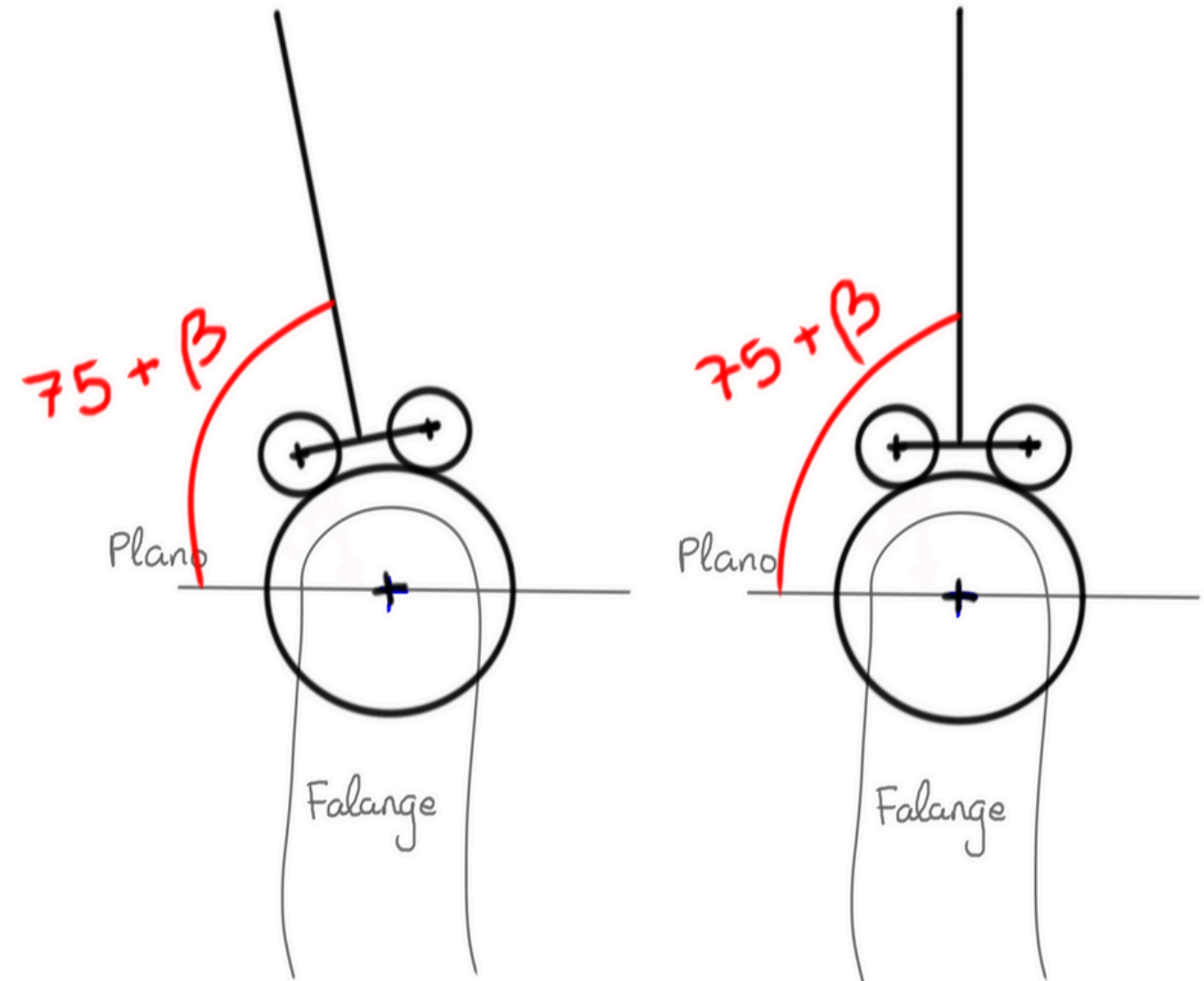


Figura 3.3.4: comportamiento del boceto base de la falange distal: variable global =  $0^\circ$

Figura 3.3.5: comportamiento del boceto base de la falange distal: variable global =  $15^\circ$

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

### GESTIÓN DE VARIABLES GLOBALES

Para agilizar todo el proceso, se habilitó la herramienta “**Ecuaciones**”, que permite acceder a las **variables globales** mencionadas, a las que se había referido como Beta, y que en total serán tres y de tipo ángulo:

- **Falange 2A:** correspondiente al ángulo de la falange proximal (con respecto al metacarpo)
- **Falange 3A:** correspondiente al ángulo de falange media (con respecto a la falange proximal)
- **Falange 4A:** correspondiente al ángulo de la falange distal (con respecto a la falange media)

Esta herramienta permitirá acceder a estas variables y modificar su valor desde un mismo sitio, sin tener que entrar a los bocetos en los que se aplican dichas variables. (figura 3.3.6)

“Ecuaciones” no sólo permite acceder a las variables globales sino también a todas las ecuaciones en las que son utilizadas, además de que permite identificar los bocetos donde se encuentra cada una.

En todas las falanges se aplicó el concepto de **boceto base** para su modelado, pero en el caso del metacarpo se prescindió de esto ya que es el primer hueso a modelar y está siempre fijo independientemente de la posición del dedo, es decir, no tiene que flexionar con respecto a nada y por tanto no necesita un boceto base que lo relacione con otros elementos.

Nombre	Valor/Ecuación	Equivalente	Comentarios
<b>Variables globales</b>			
"FALANGE 3 A"	= 0	0.000000	
"FALANGE 4 A"	= 15	15.000000	
"FALANGE 2 A"	= 0	0.000000	
"Radio3"	= 7mm	7.000000mm	
"Radio4"	= 5.5mm	5.500000mm	
Agregar variable global			
<b>Operaciones</b>			
Agregar supresión de operación			
<b>Ecuaciones</b>			
"D1@Croquis11"	= "FALANGE 2 A"	0°	
"D7@Croquis20"	= "FALANGE 3 A"	0°	
"D1@Croquis21"	= "Radio3" + 3	10mm	
"D3@Croquis23"	= "Radio3" + 3	10mm	
"D4@Croquis25"	= "Radio3"	7mm	
"D5@Croquis25"	= "Radio3" + 3	10mm	
"D4@Croquis29"	= "Radio4"	5.5mm	
"D1@Croquis30"	= "Radio4" + 2	7.5mm	
"D4@Croquis33"	= "Radio4" + 2	7.5mm	
"D2@Croquis35"	= "Radio4"	5.5mm	
"D3@Croquis35"	= "Radio4" + 2	7.5mm	
"D3@Croquis45"	= 15.5 + ( "FALANGE 2 A" / 19 )	15.5mm	
"D10@Croquis45"	= 0.1 + ( "FALANGE 3 A" / 26 )	0.1mm	
"D11@Croquis45"	= 0.4 + ( "FALANGE 4 A" / 75 )	0.6mm	
"D1@POLEA_A1"	= 4 - ( "FALANGE 2 A" / 40.9 )	4mm	
"D2@POLEA_A1"	= 6 - ( "FALANGE 2 A" / 19 )	6mm	
"D1@POLEA_A3"	= 3 - ( "FALANGE 3 A" / 51.42 )	3mm	
"D2@Croquis29"	= 76 + "FALANGE 4 A"	91°	
"D2@POLEA_A3"	= 0.01 + ( "FALANGE 3 A" / 51.42 )	0.01mm	
"D1@POLEA_A5"	= 2 - ( "FALANGE 4 A" / 87.5 )	1.828571mm	
"D2@POLEA_A5"	= 0.8 + ( "FALANGE 4 A" / 87.5 )	0.971429mm	
"D1@Croquis102"	= 3.5 - "FALANGE 3 A" / 90	3.5mm	
Agregar ecuación			

Figura 3.3.6: tabla de gestión de variables globales del modelo

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

A continuación se explicarán todas las **operaciones** y su relación con el “**boceto base**”, que es lo hará que cada falange se comporte de manera correcta al modificar las variables globales y cambiar posiciones de las falanges.

### 3.3.2 RECUBRIMIENTO - CUERPO DE LA FALANGE

Las características formales mencionadas, hacen muy difícil modelar esta parte mediante una operación simple como la revolución, por lo que se optó por el **recubrimiento**. Un recubrimiento es una operación que permite generar un **sólido** mediante la **conexión de dos o más bocetos** distintos denominados **perfiles**. La unión, además, puede ser controlada con “**líneas guías**”, que son bocetos que permiten definir trayectorias de manera que el sólido las debe seguir al mismo tiempo que conecta los perfiles. Estas líneas guía deben pasar por todos los perfiles del recubrimiento.

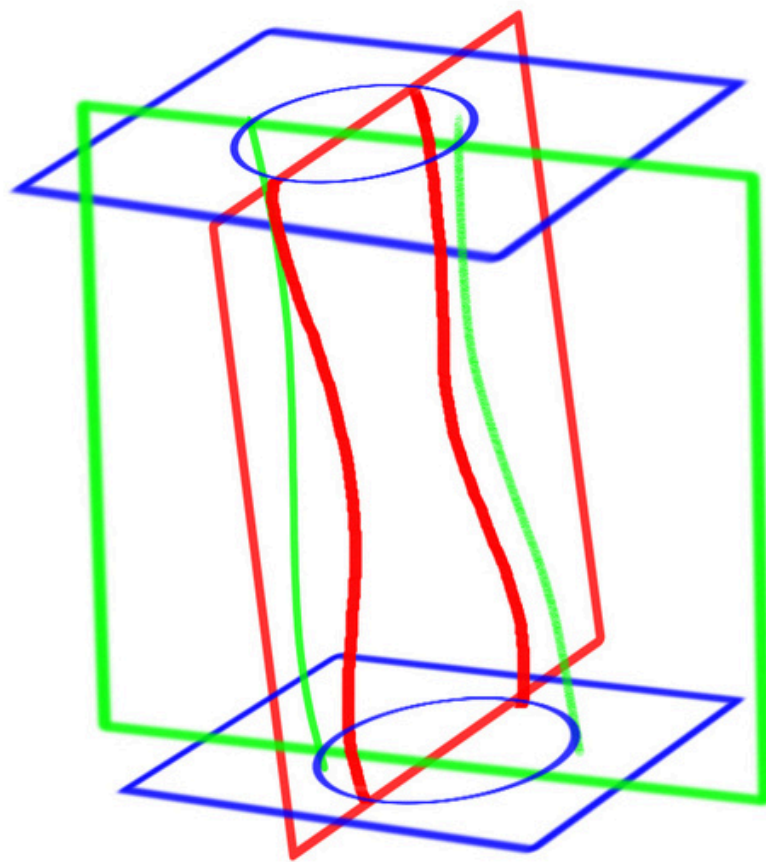


Figura 3.3.7: planos para el recubrimiento de las falanges en perspectiva

En la imagen de la izquierda se puede ver una representación aproximada y simplificada de los planos junto con los bocetos que va a ser necesario definir para ejecutar la operación. En total se utilizarán cuatro planos distintos.

Los dos planos de color azul se corresponden con los “perfiles” del recubrimiento, mientras que los dos de color rojo y verde se corresponden con los bocetos que van a servir de “líneas guía” para el recubrimiento.

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

Aquí se pueden ver los **elementos** del **boceto base** que se han tomado como **referencia** para definir los planos necesarios para el recubrimiento y para establecer la relación entre boceto base y dicha operación.

Los planos en **azul**, donde se bocetarán los **perfiles**, son perpendiculares al plano de perfil donde se dibujan los bocetos base. En el caso del plano de la parte superior, además, es perpendicular a la línea vertical del boceto base. En el caso del plano en la parte inferior contiene la línea que une los centros de las circunferencias pequeñas, es decir, ambos elementos son colineales.

El plano en **verde** es el mismo donde se dibujan los bocetos base, y como ya se ha explicado, es un plano de perfil situado justo en la mitad del modelo, constituyendo el plano de simetría del mismo.

El plano en **rojo** es perpendicular al plano en verde y colineal con la línea vertical. Esta línea es vertical en el ejemplo mostrado, pero cabe recordar que en algunos casos cambia su inclinación respecto a la línea distancia entre centros, o está más a la derecha o a la izquierda, por lo que la posición plano en rojo también cambiará en dichos casos.

Independientemente de las diferencias dimensionales o posicionales que se puedan encontrar en el caso particular de cada falange, las relaciones explicadas en este apartado entre los planos del recubrimiento y los elementos del boceto base siempre se mantienen.

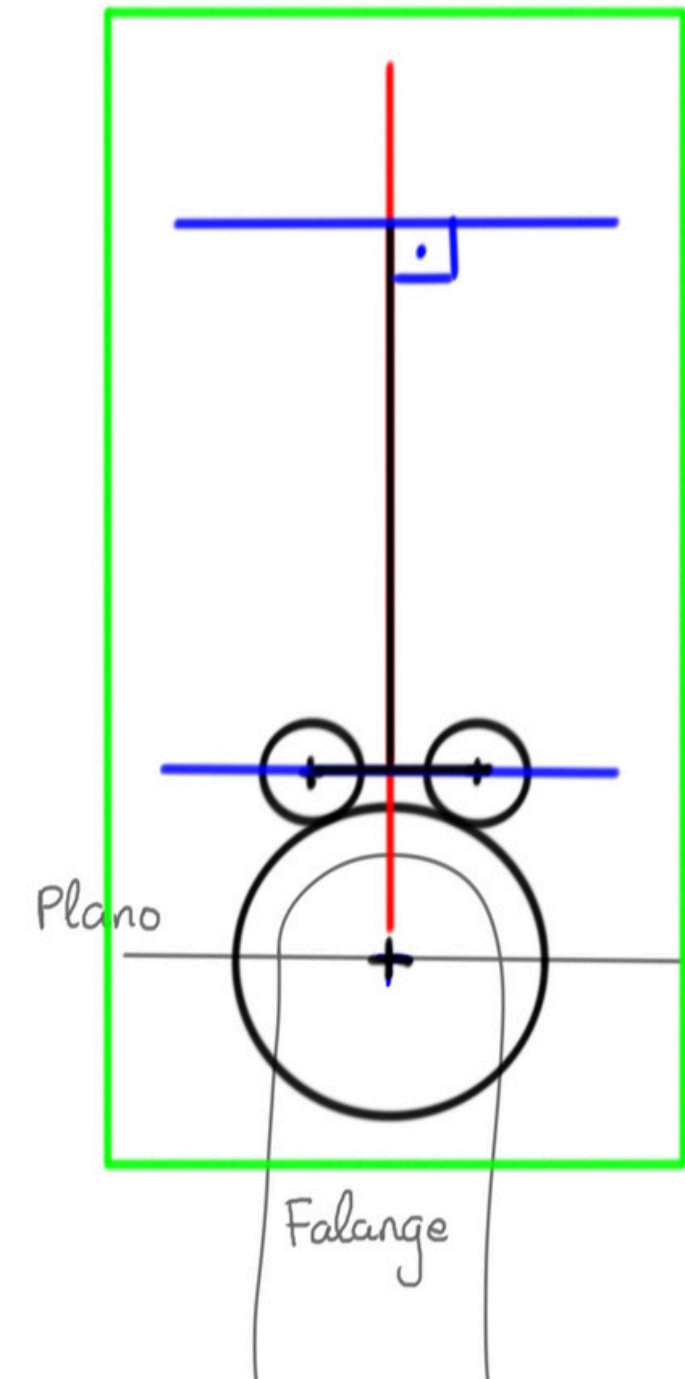


Figura 3.3.8: planos para el recubrimiento de las falanges con respecto al boceto base en vista de perfil

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

Para el perfil superior se bocetó una **elipse**, cuyo centro coincide con el punto de intersección entre el plano de trabajo y la línea del boceto base a la que dicho plano es perpendicular. Los valores del **diámetro mayor** y **menor** variarán en función de la falange.

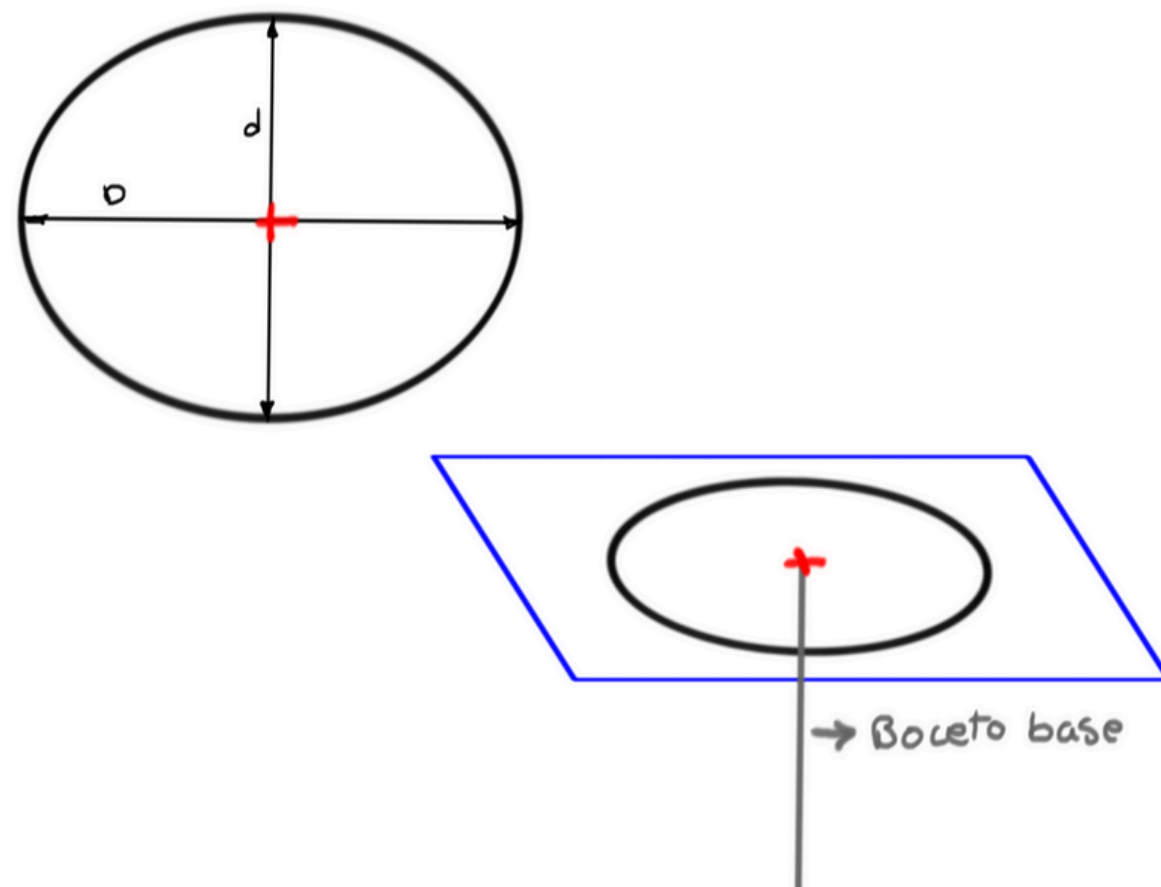


Figura 3.3.9: geometría del perfil superior para el recubrimiento de las falanges

Para el perfil inferior se bocetó una **circunferencia**, cuyo centro coincide con el punto medio de la distancia entre centros de las circunferencias del boceto base. El diámetro irá determinado por el boceto base también, ya que la circunferencia pasa por la parte externa de dichas circunferencias.

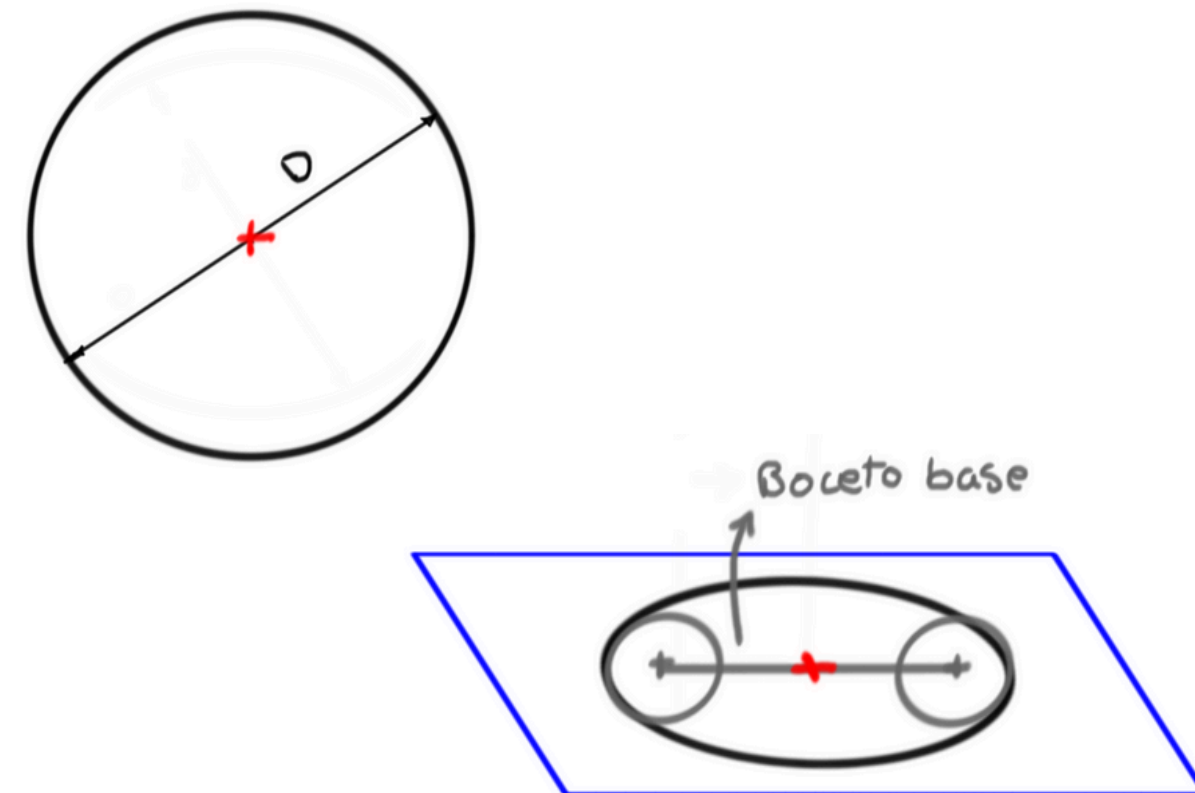


Figura 3.3.10: geometría del perfil inferior para el recubrimiento de las falanges

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

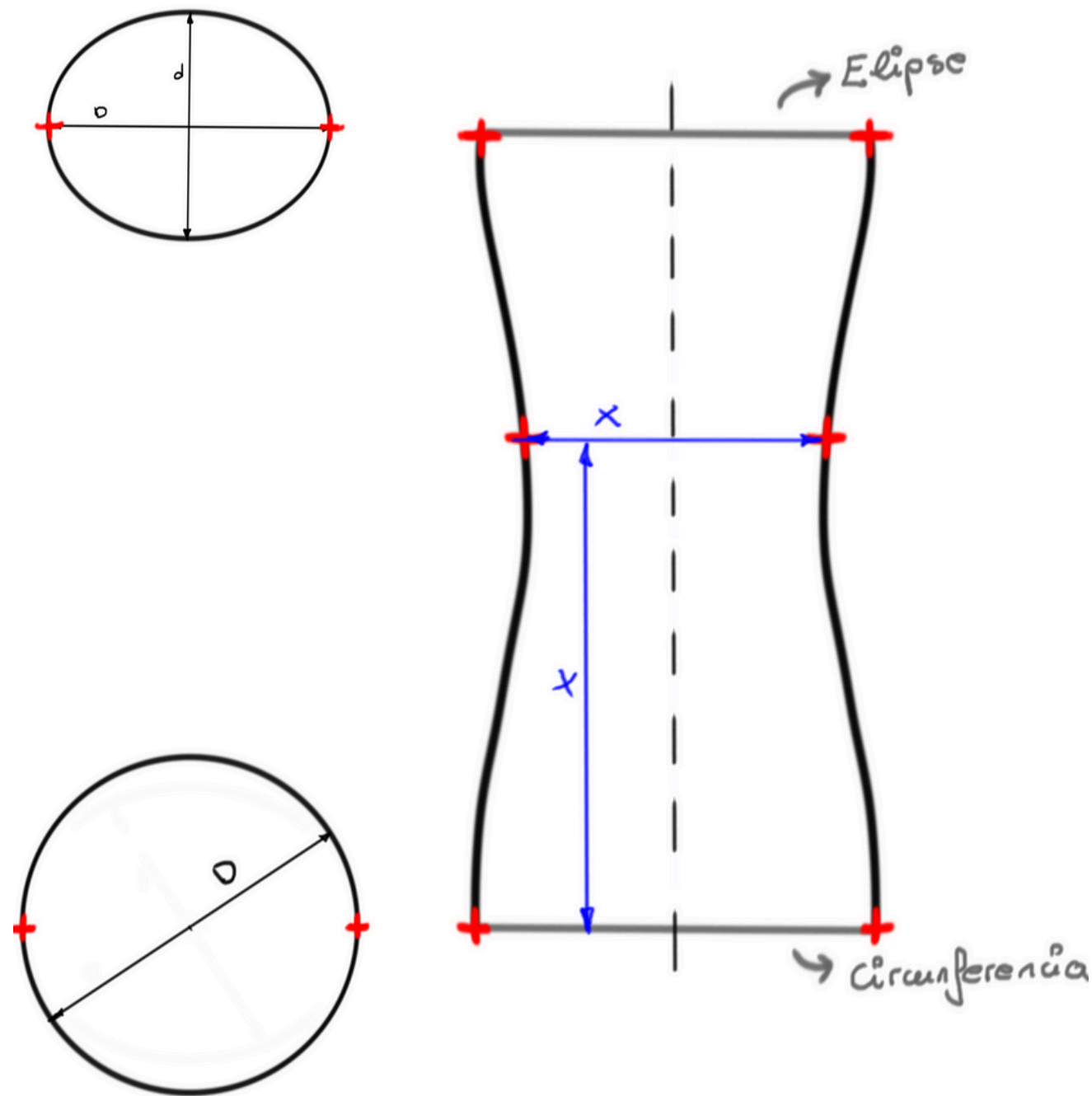


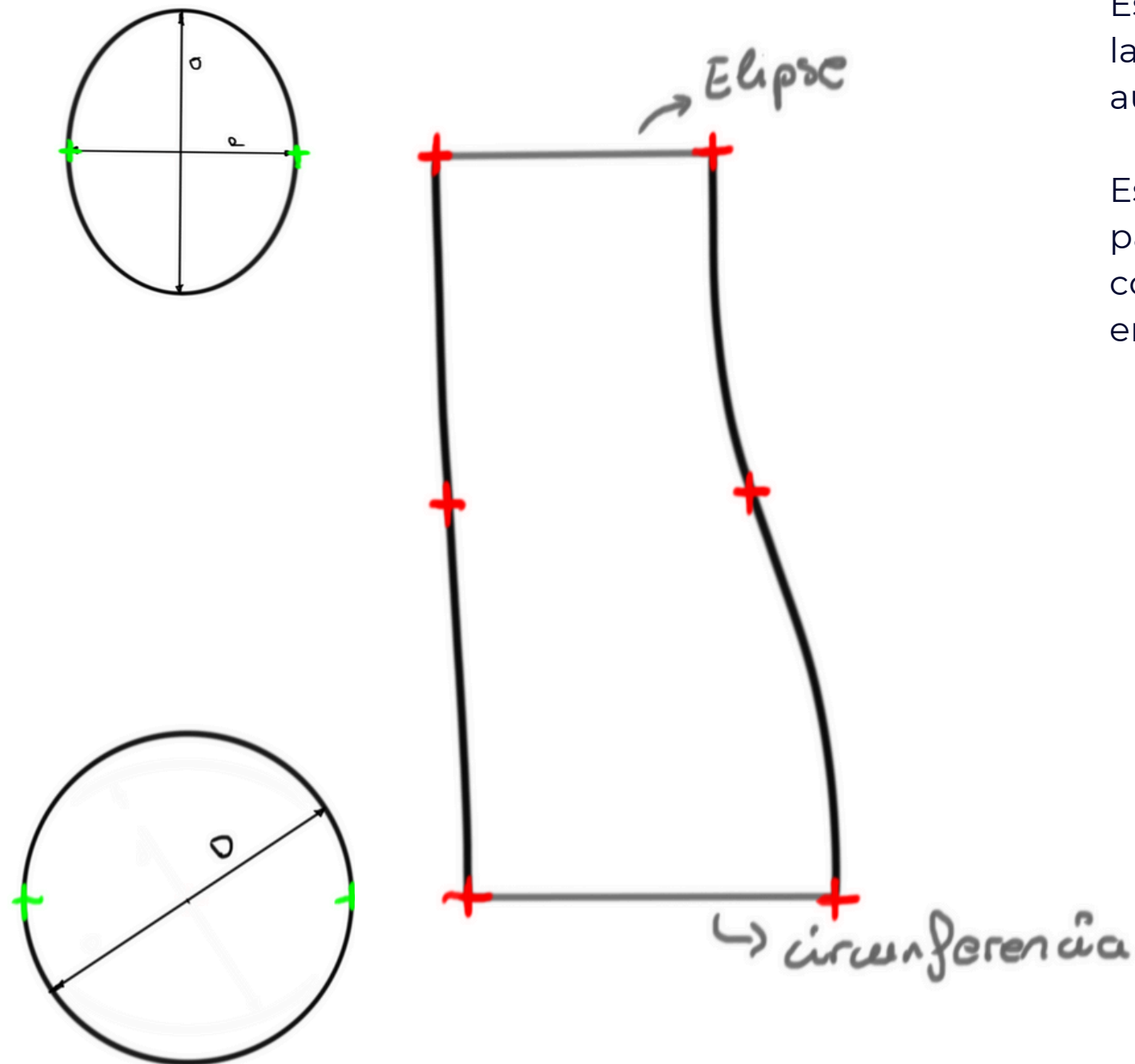
Figura 3.3.11: forma general de las líneas guía en el plano frontal

Este boceto está definido en un plano en alzado de la falange. Contiene dos de las **líneas guía**, las cuáles serán **simétricas** para simplificar la operación, ya que como se ha mencionado, vistas en alzado, podrían considerarse como tal.

Las líneas guía se han definido con "**splines**", que son líneas de curvatura **variable** definidas mediante dos o más **puntos**. Cada punto puede acotarse como cualquier otro y es posible restringirlo o modificar la curvatura del spline en cada uno de ellos. De esta forma es más rápido poder definir curvas no demasiado complejas.

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES



Este boceto se sitúa en un plano en vista de perfil y contiene las otras dos líneas guía. También se definen con **splines**, aunque en este caso no son simétricas.

Es el boceto que más varía en función de la falange, ya que para conseguir las distintas formas, se modificarán no sólo las cotas de los puntos de las splines, sino también la curvaturas en puntos concretos, o incluso el número de puntos.

Figura 3.3.12: forma general de las líneas guía en el plano de perfil

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

A continuación se muestran imágenes de los planos y bocetos que se definieron para cada falange. Se pueden observar las diferencias entre una y otra.

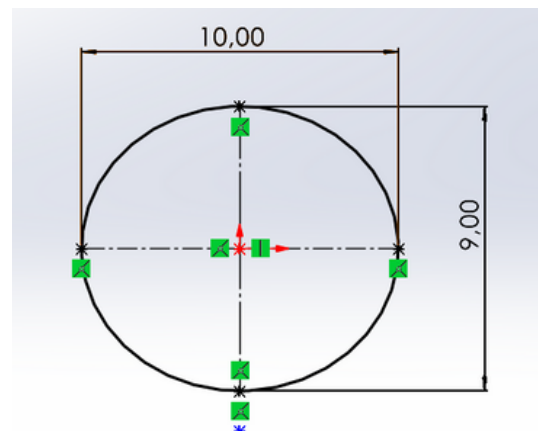


Figura 3.3.13: perfil de elipse para el recubrimiento de la falange proximal

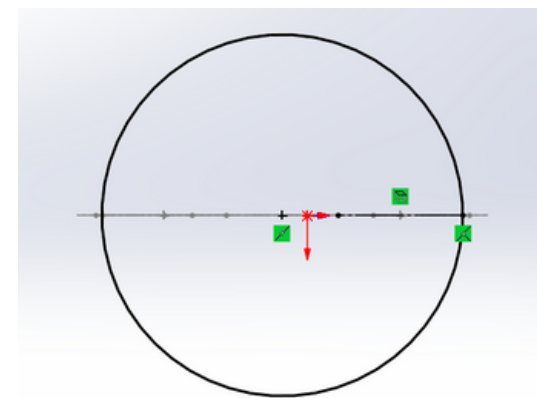


Figura 3.3.14: perfil de circunferencia para el recubrimiento de la falange proximal

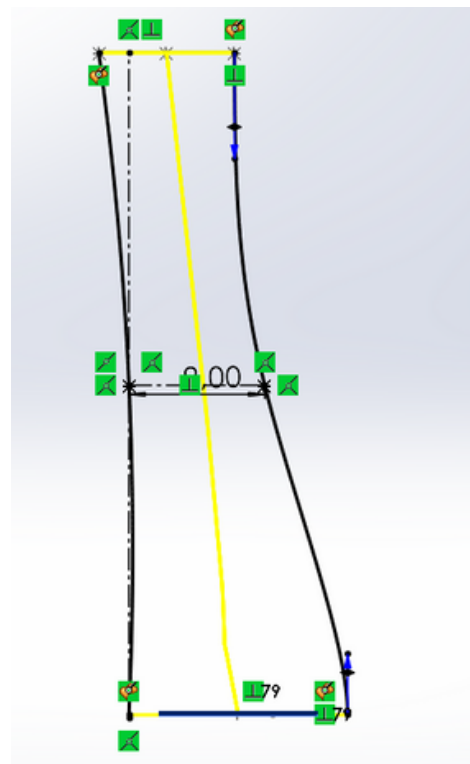


Figura 3.3.15: líneas guía en plano de perfil para recubrimiento de la falange proximal

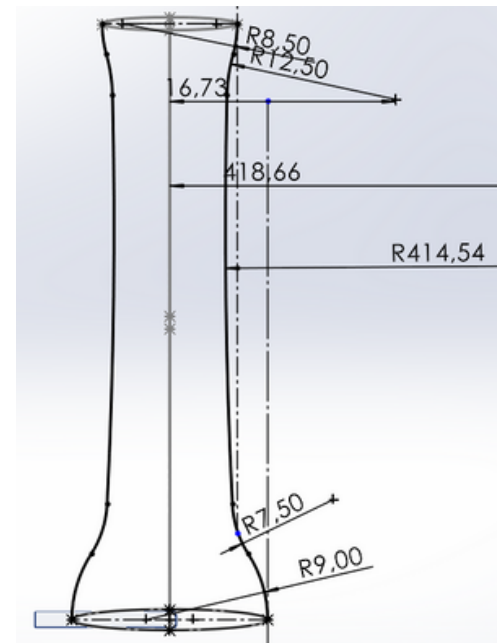


Figura 3.3.16: líneas guía en plano alzado para recubrimiento de la falange proximal

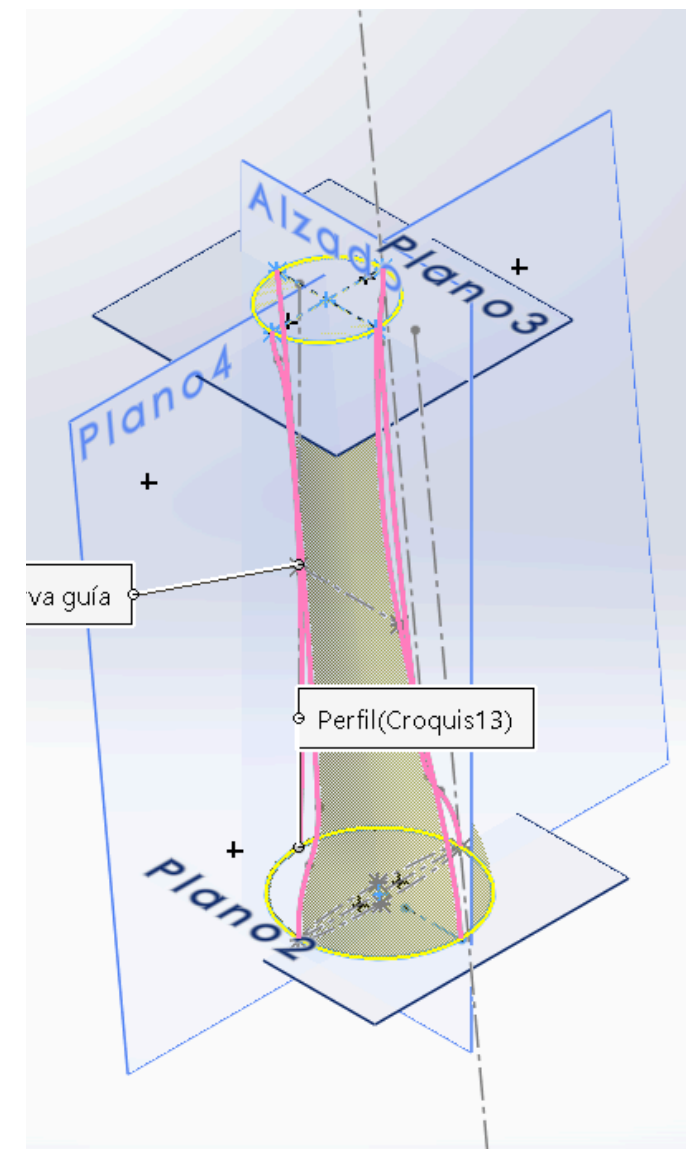


Figura 3.3.17: vista preliminar del recubrimiento de la falange proximal

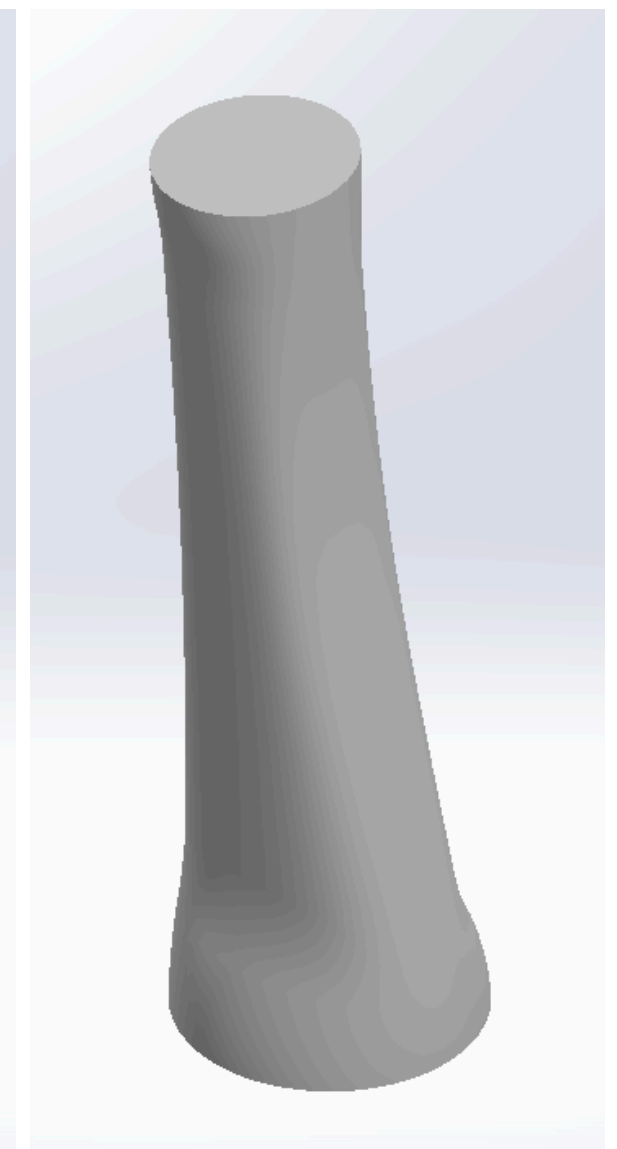


Figura 3.3.18: cuerpo de la falange proximal

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

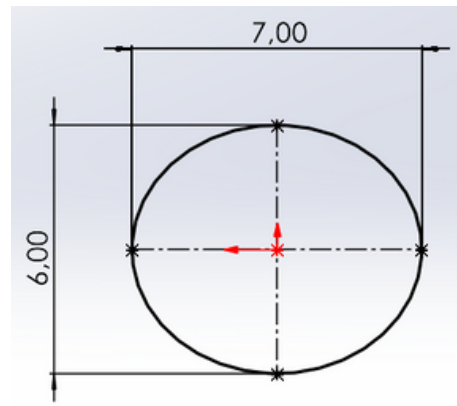


Figura 3.3.19: perfil de elipse para el recubrimiento de la falange media

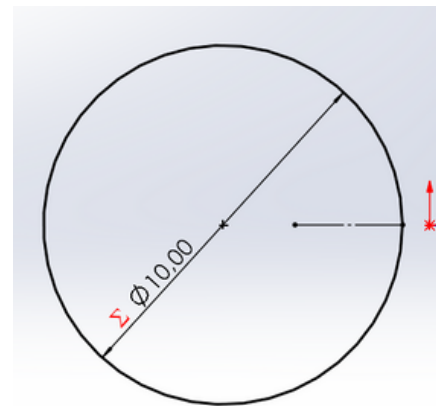


Figura 3.3.20: perfil de circunferencia para el recubrimiento de la falange media

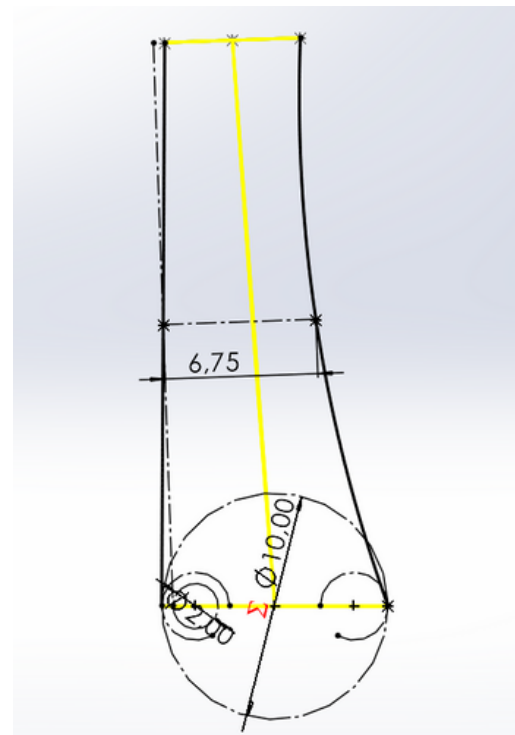


Figura 3.3.21: líneas guía en plano de perfil para recubrimiento de la falange media

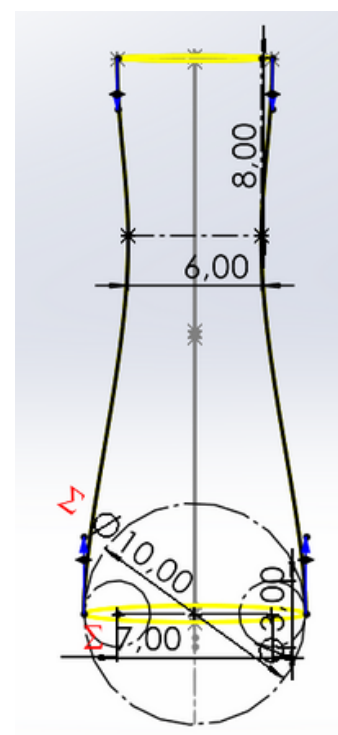


Figura 3.3.22: líneas guía en plano alzado para recubrimiento de la falange media

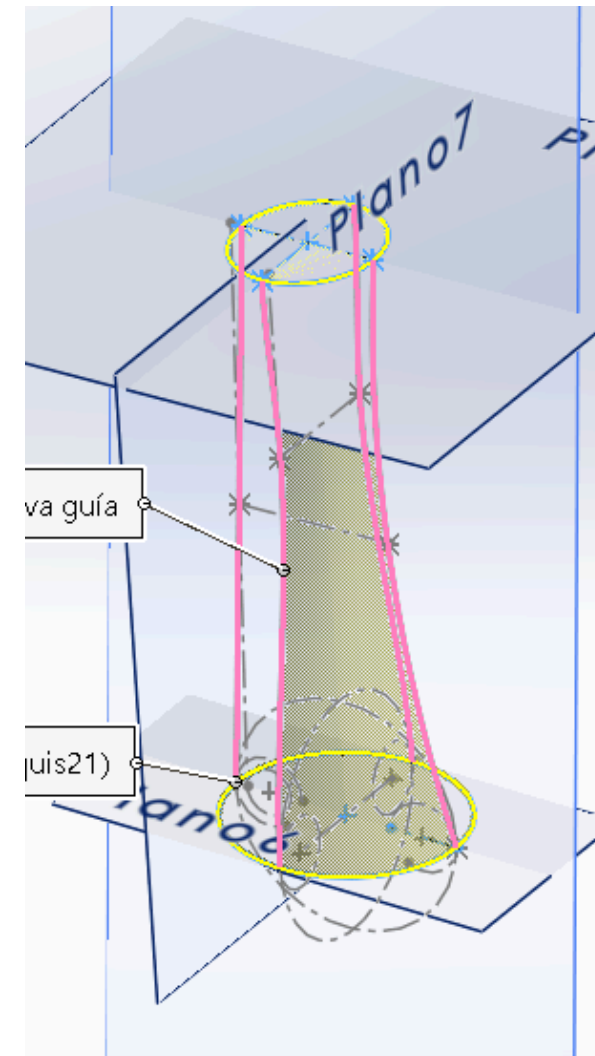


Figura 3.3.23: vista preliminar del recubrimiento de la falange media

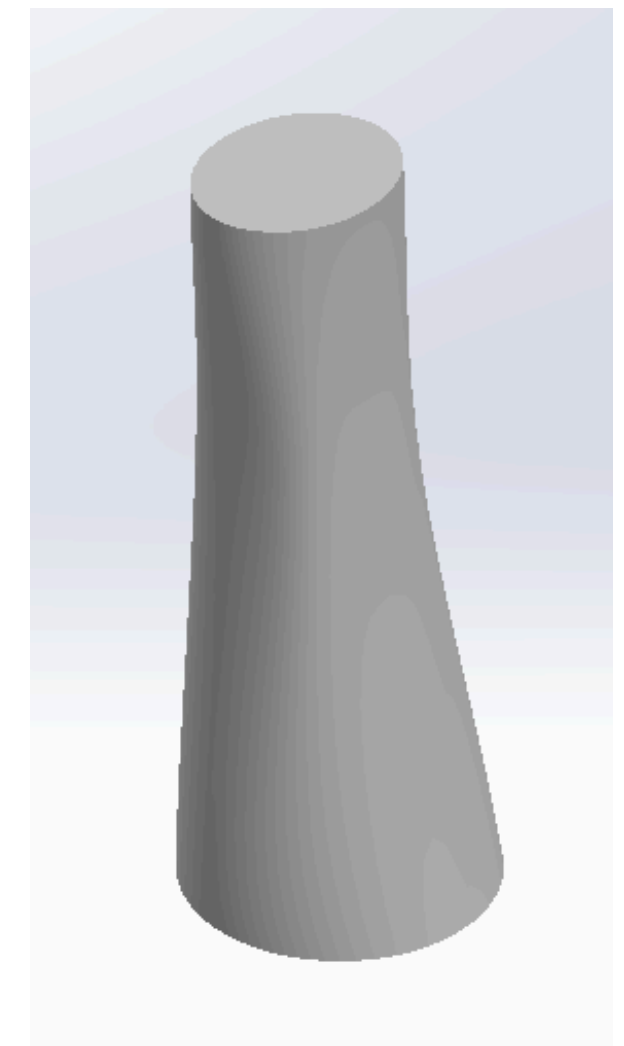


Figura 3.3.24: cuerpo de la falange media

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

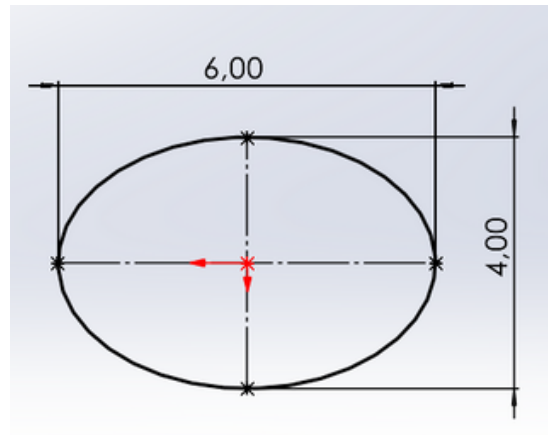


Figura 3.3.25: perfil de elipse para el recubrimiento de la falange distal

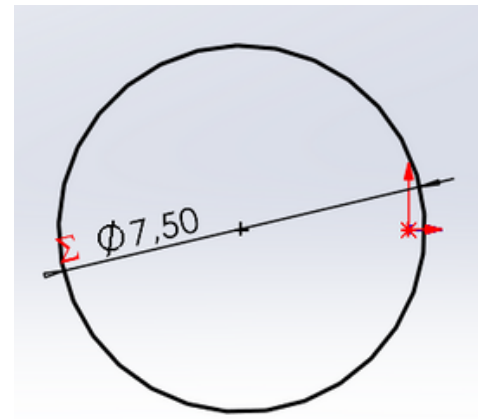


Figura 3.3.26: perfil de circunferencia para el recubrimiento de la falange distal

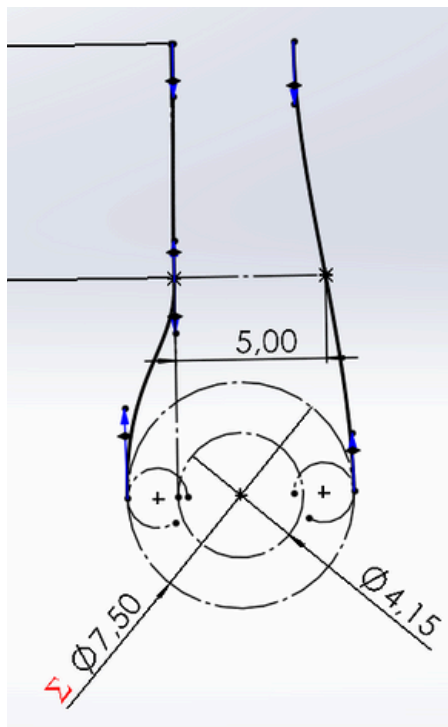


Figura 3.3.27: líneas guía en plano de perfil para recubrimiento de la falange distal

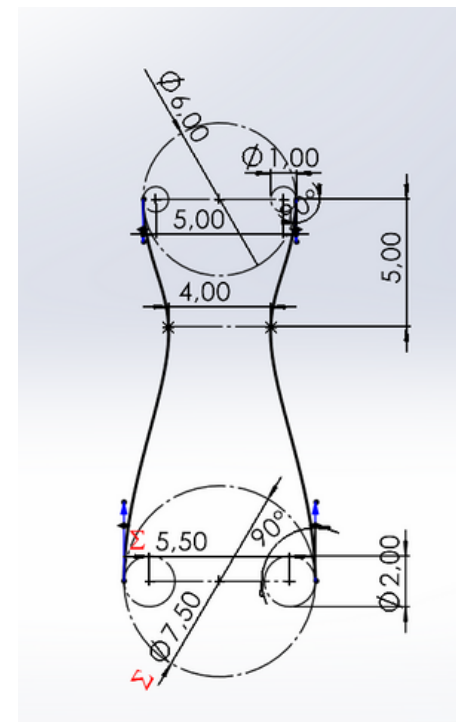


Figura 3.3.28: líneas guía en plano alzado para recubrimiento de la falange distal

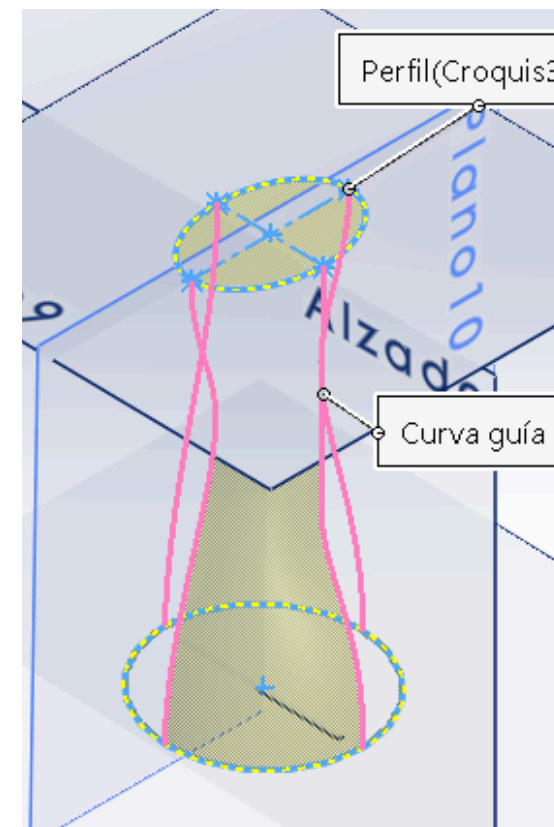


Figura 3.3.29: vista preliminar del recubrimiento de la falange distal



Figura 3.3.30: cuerpo de la falange distal

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

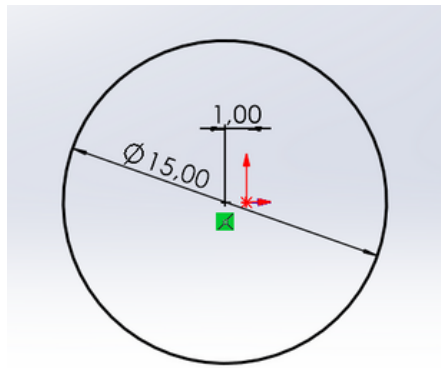


Figura 3.3.31: perfil de circunferencia para el recubrimiento del metacarpo

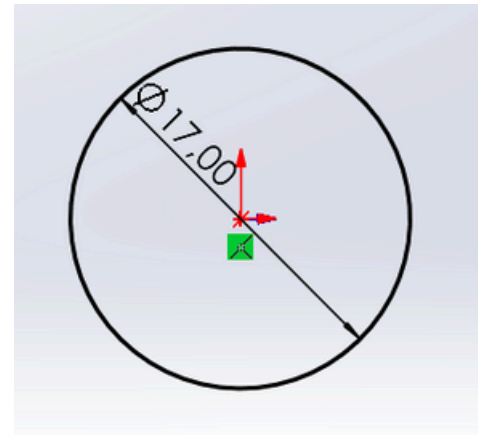


Figura 3.3.32: Perfil de circunferencia para el recubrimiento del metacarpo

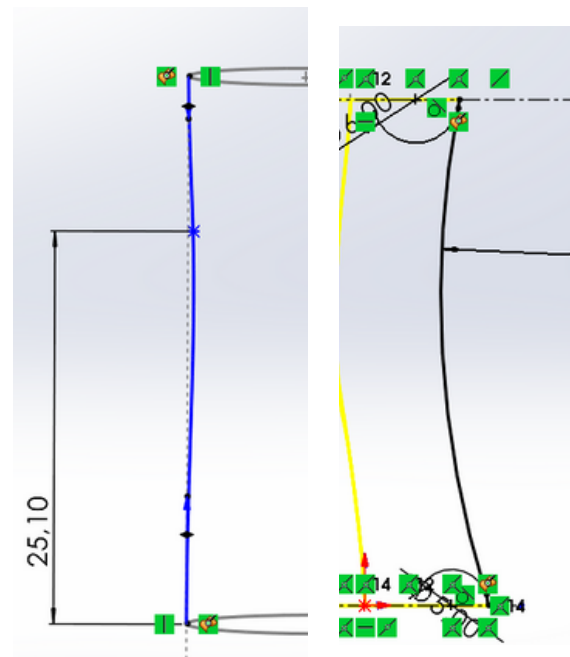


Figura 3.3.33: líneas guía en plano de perfil para recubrimiento del metacarpo

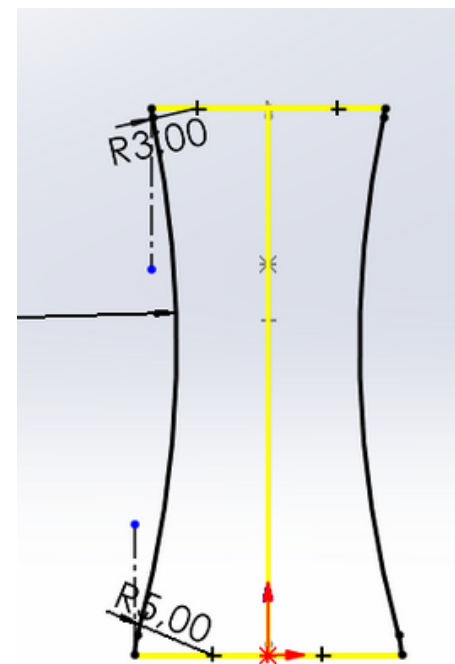


Figura 3.3.34: líneas guía en plano frontal para recubrimiento del metacarpo

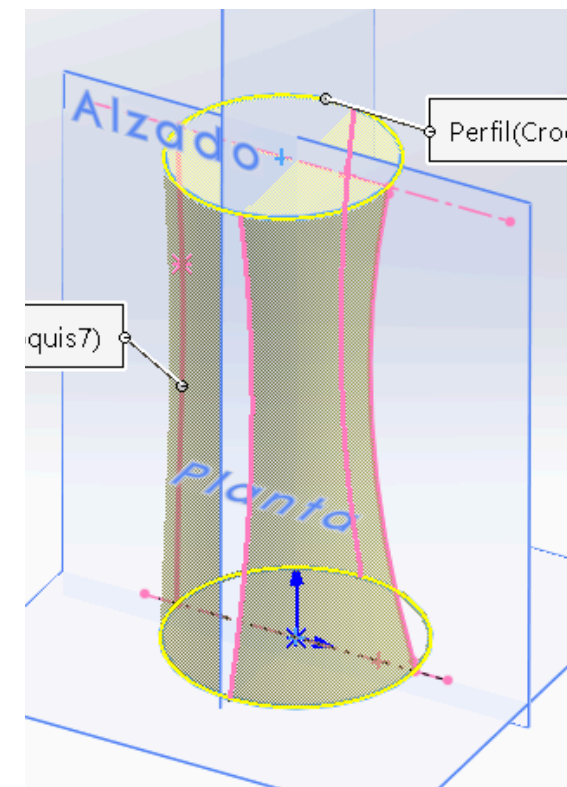


Figura 3.3.35: vista preliminar del recubrimiento del metacarpo

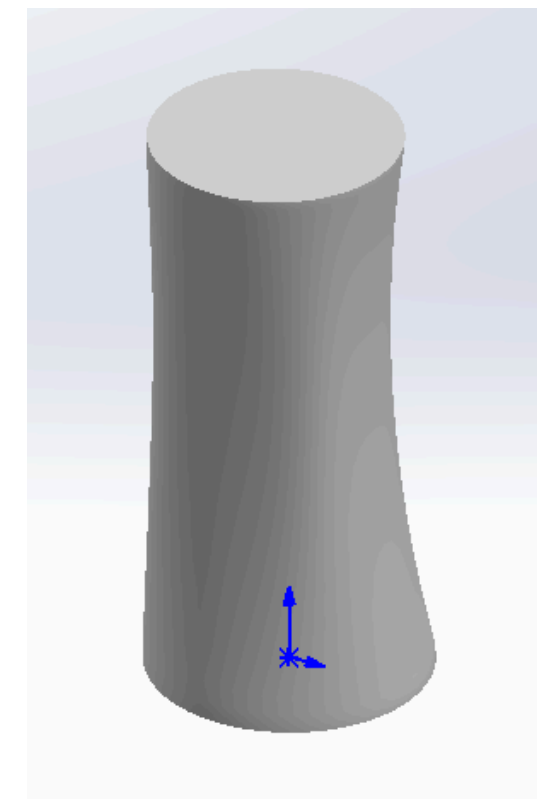


Figura 3.3.36: cuerpo del metacarpo

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

### 3.3.3 REVOLUCIÓN - CABEZA Y BASE DE LA FALANGE

Una **revolución** es una operación que genera un sólido a partir del **giro**, en torno a un eje, de un **boceto 2D**. Para el boceto de esta operación se aprovechó la cara superior del cuerpo de la falange correspondiente, la cual es una **elipse**.

#### CABEZA

Se utilizó directamente la **elipse** utilizada como perfil superior de la operación de recubrimiento y se estableció como eje de revolución el eje mayor de la elipse, tal y como se muestra en la imagen. Se eligió la elipse ya que es una forma simple que al revolucionarla da lugar a una **elipsoide**, un sólido cuya forma hace que visto en alzado sea más ancho que visto de perfil, asemejándose a cómo se ve en la realidad. La revolución que se realizó fue de  $180^\circ$ , ya que sólo se necesitaba la mitad del elipsoide.

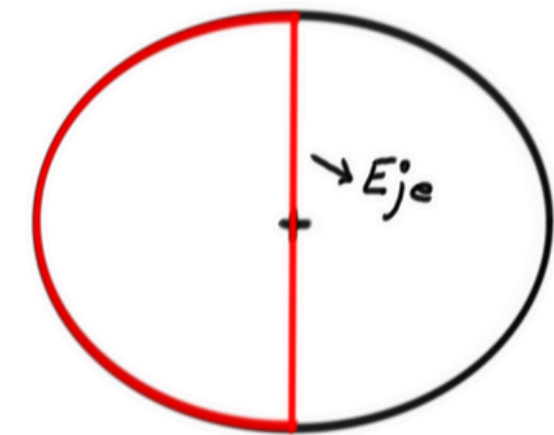


Figura 3.3.37: geometría general para el perfil de la revolución de la cabeza de las falanges

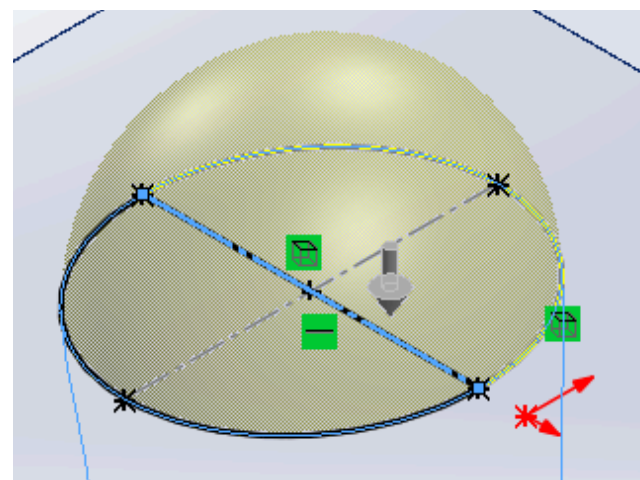


Figura 3.3.38: revolución de la cabeza de la falange

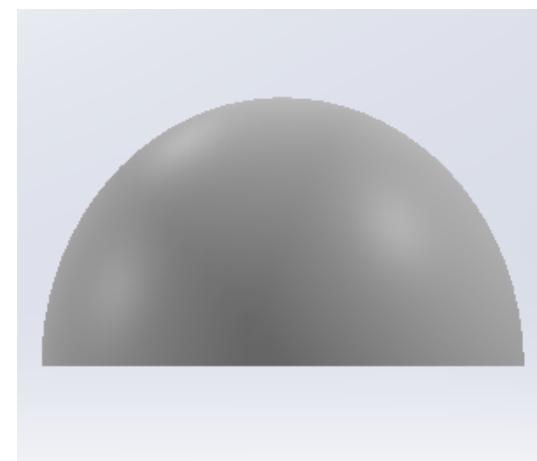


Figura 3.3.39: cabeza de falange de perfil

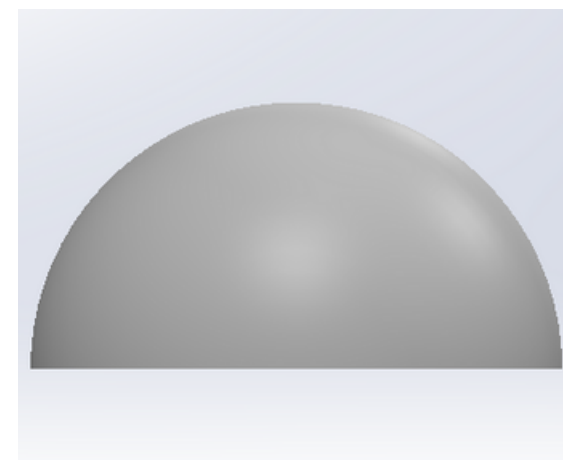


Figura 3.3.40: cabeza de falange de frente

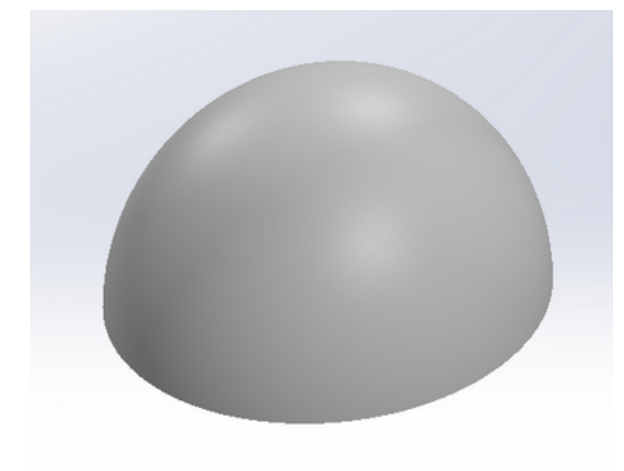


Figura 3.3.41: cabeza de falange

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

### BASE

En el caso de la **base**, se aprovechó parte del **boceto base**. Como eje de giro se definió una línea perpendicular a la cara circular del extremo inferior del cuerpo y que pasa por el centro de dicha cara, dando lugar a la forma que se ve en la *figura 3.3.42*.

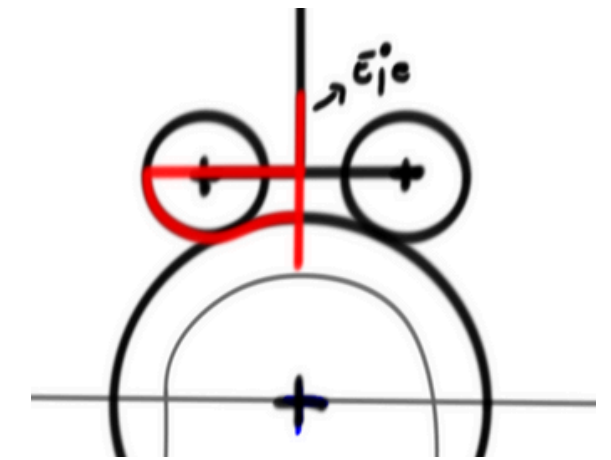


Figura 3.3.42: geometría general del perfil de la revolución de las bases de las falanges

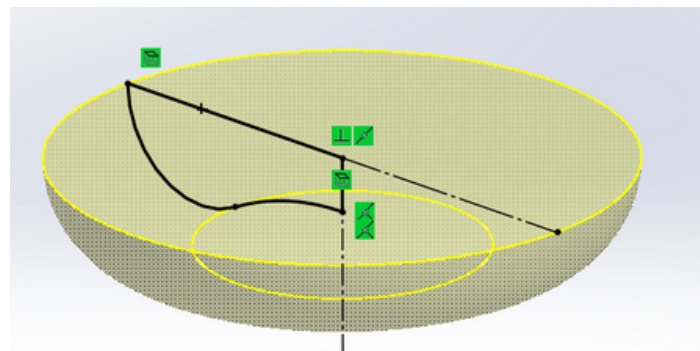


Figura 3.3.43: revolución de la base de la falange proximal

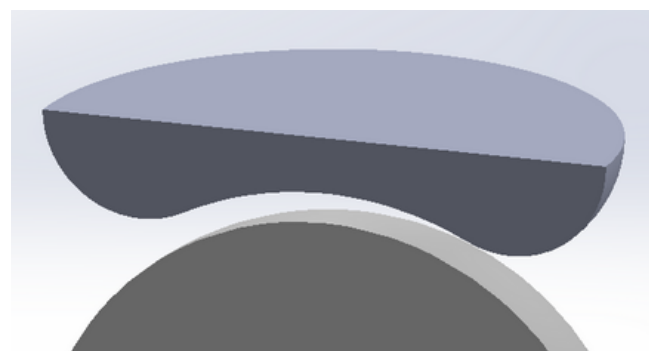


Figura 3.3.44: vista en sección de la base de la falange proximal

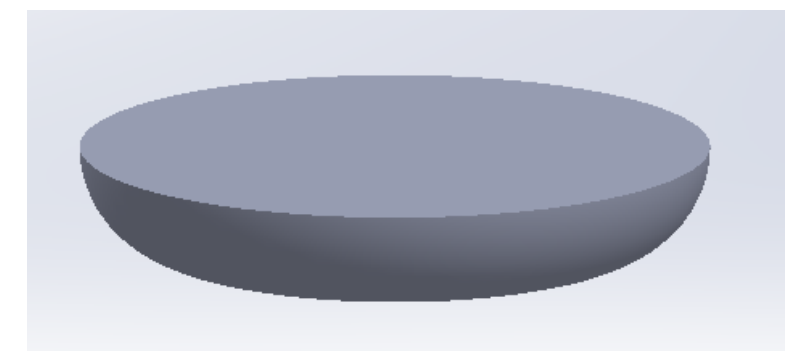


Figura 3.3.45: base de la falange proximal

A la hora de ejecutar las dos revoluciones siempre se activa la opción “fusionar sólidos”, ya que al realizar cualquier operación de este tipo se genera un nuevo sólido, y de esta manera se consigue que estas nuevas revoluciones se unan al recubrimiento y formen un único sólido de manera conjunta. Esta opción se utilizará en varias ocasiones durante el modelado.

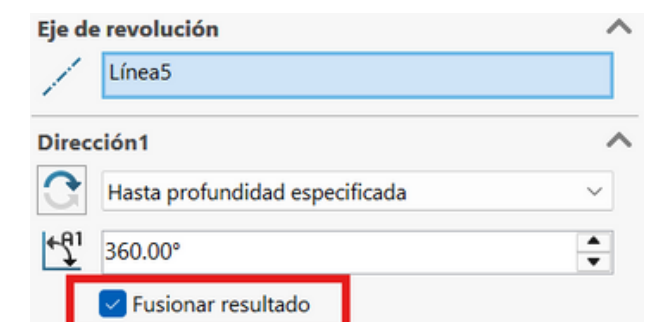


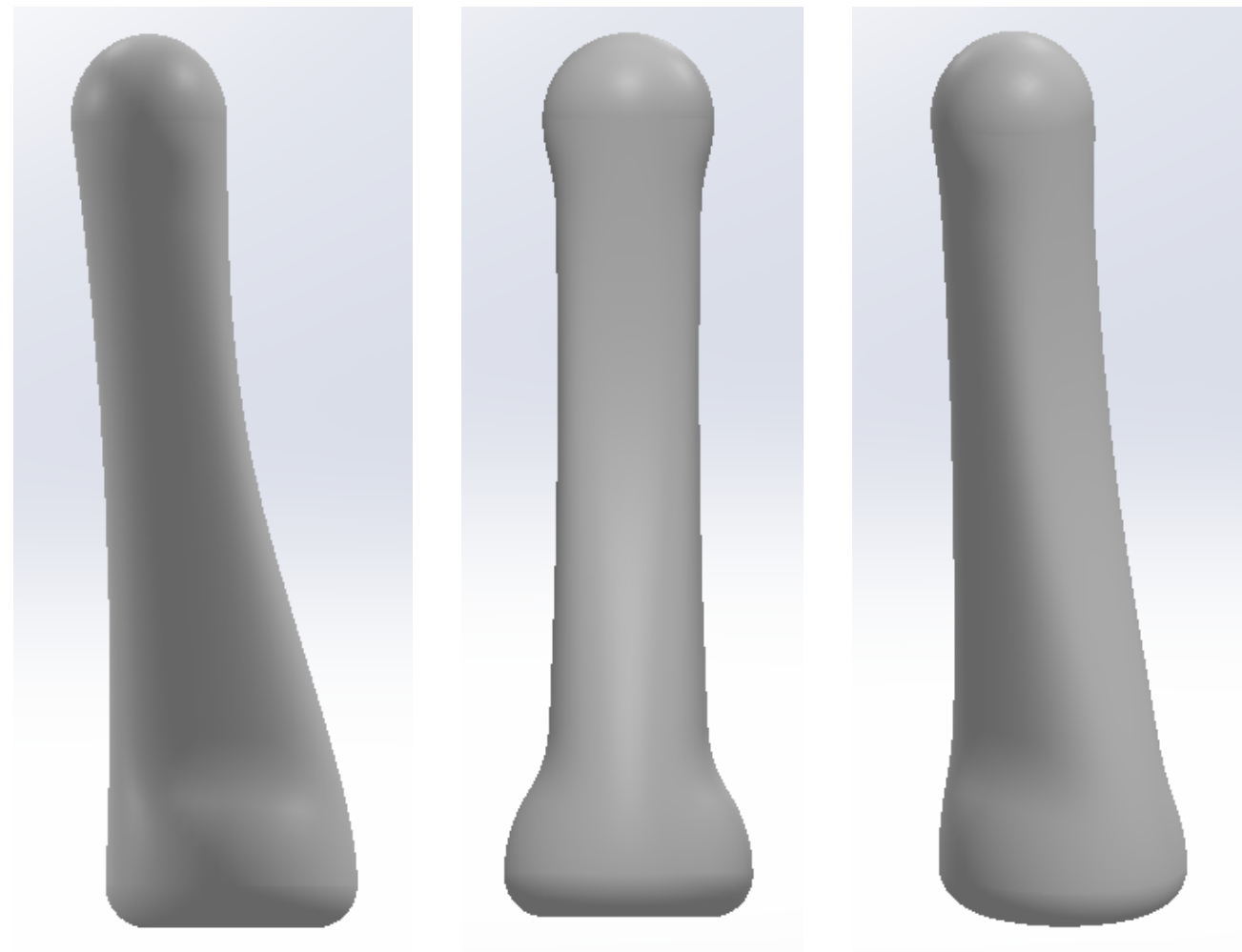
Figura 3.3.46: activación función “fusionar resultado”

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

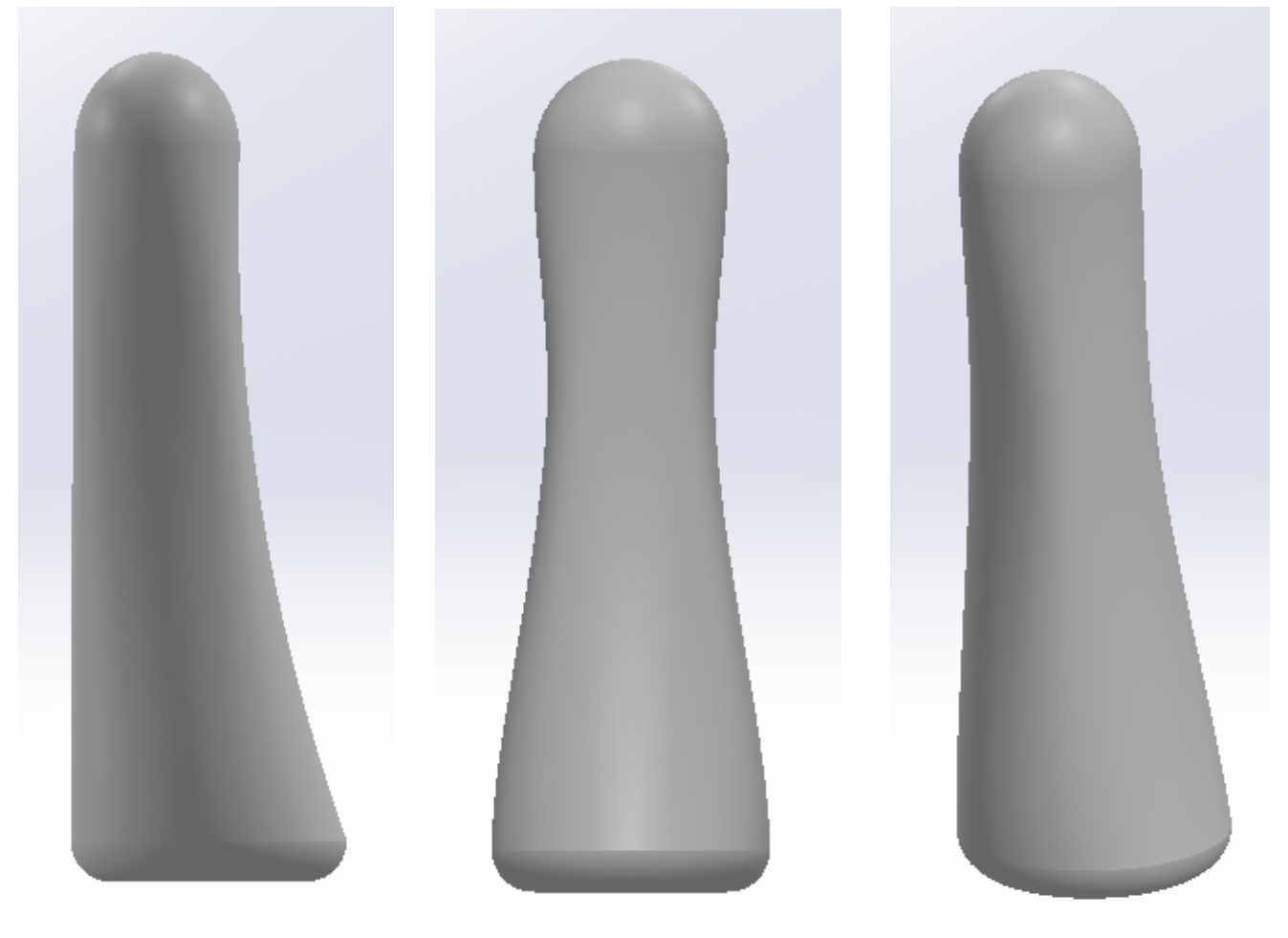
## 3.3 METACARPO Y FALANGES

### 3.3.4 RESULTADOS FINALES

A continuación se muestran varias imágenes de los resultados finales de todas las falanges una vez hechas todas las operaciones.



*Figura 3.3.47: resultados modelado falange proximal*



*Figura 3.3.48: resultados modelado falange media*

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

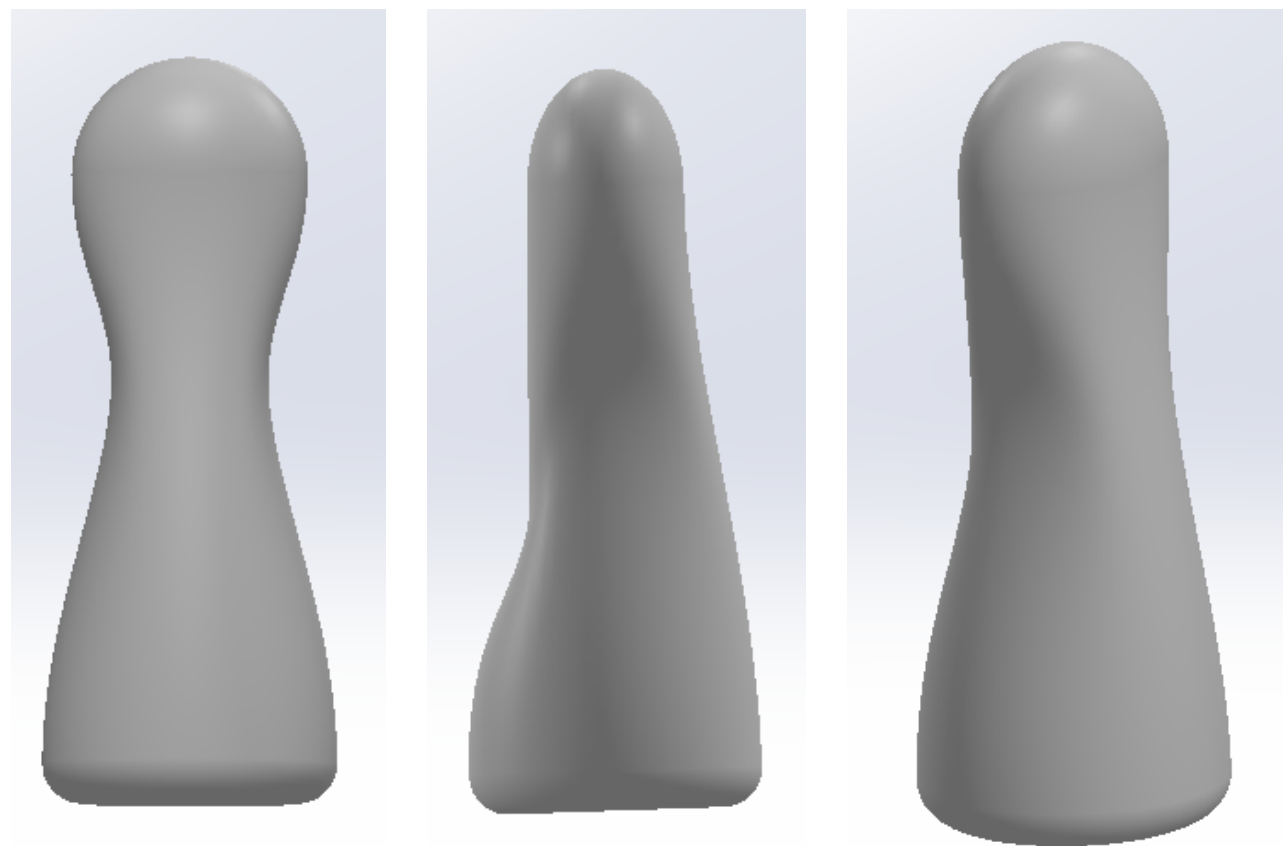


Figura 3.3.49: resultados modelado falange distal

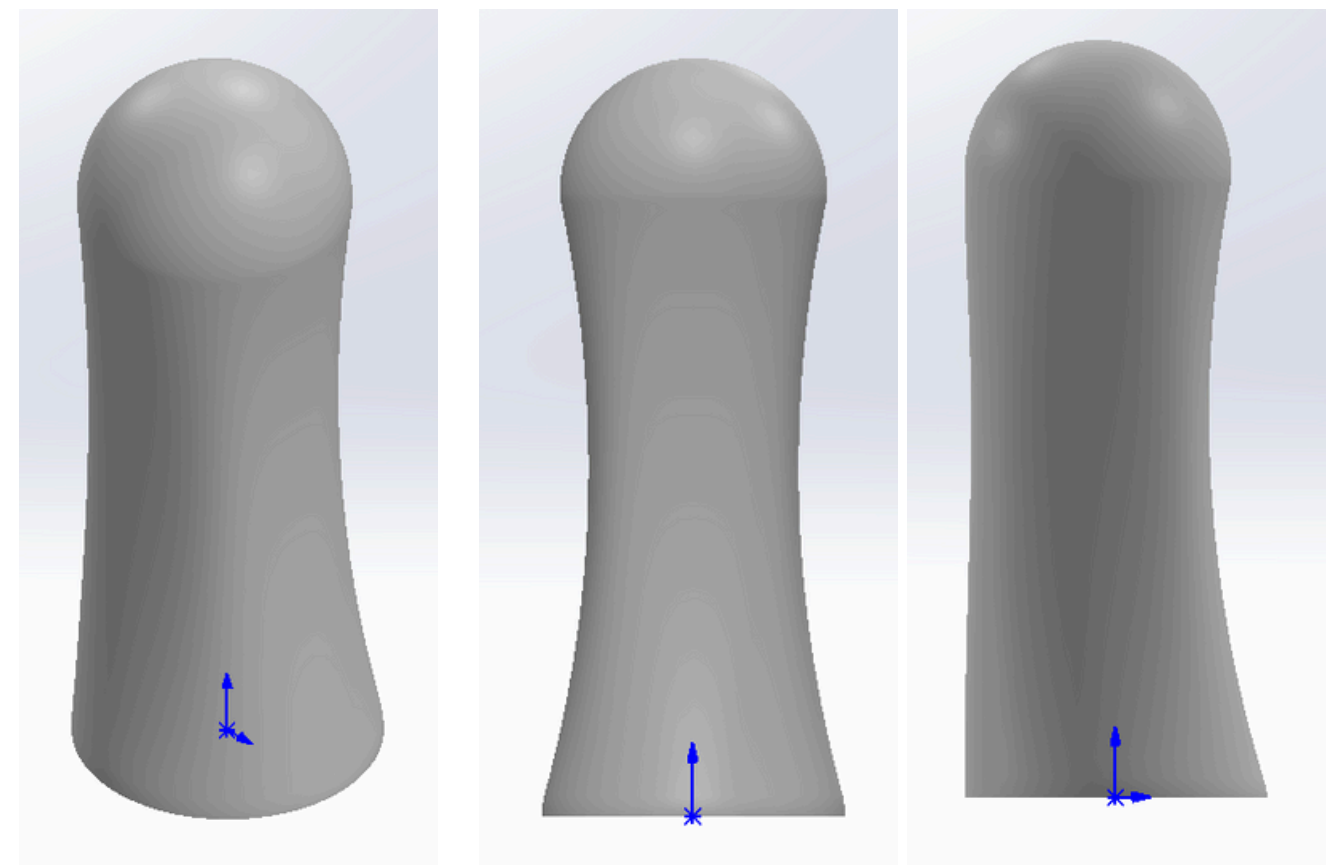


Figura 3.3.50: resultados modelado parcial del metacarpo

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.3 METACARPO Y FALANGES

Aquí se muestran cómo las falanges adoptan distintas posiciones mediante la modificación de las **variables globales**.

Variables globales	
"FALANGE 3 A"	= 0
"FALANGE 4 A"	= 15
"FALANGE 2 A"	= 0

Figura 3.3.51: variables globales (falange proximal a 0°, falange media a 0° y falange distal a 0°)



Figura 3.3.54: posición base (huesos alineados)

Variables globales	
"FALANGE 3 A"	= 95
"FALANGE 4 A"	= 5
"FALANGE 2 A"	= 15

Figura 3.3.52: variables globales (falange proximal a 15°, falange media a 95° y falange distal a -10°)

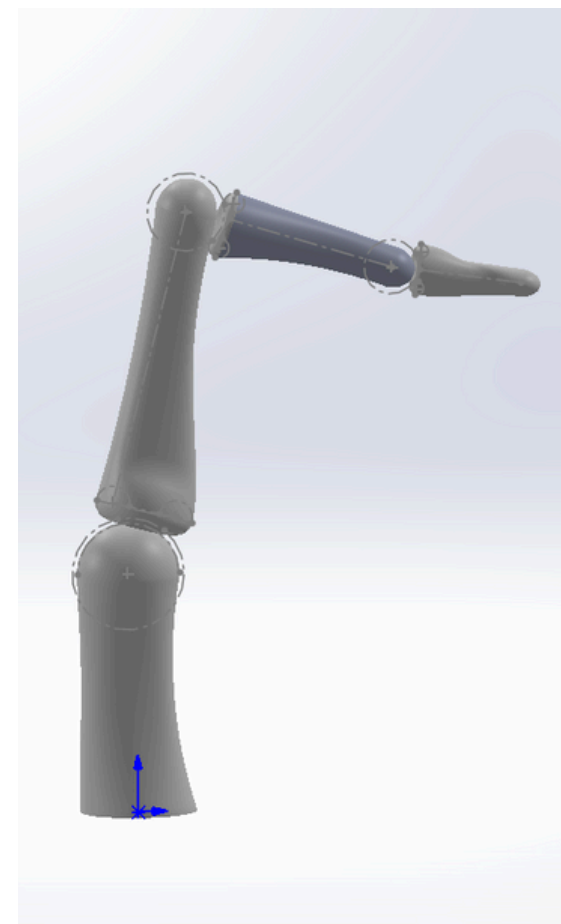


Figura 3.3.55: falange proximal a 15°, media a 95° y distal a 5°

Variables globales	
"FALANGE 3 A"	= 90
"FALANGE 4 A"	= 105
"FALANGE 2 A"	= 90

Figura 3.3.53: variables globales (falange proximal a 90°, falange media a 90° y falange distal a 90°)



Figura 3.3.56: falange proximal a 90°, media a 90° y distal a 90°

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.4 CARTÍLAGOS ARTICULARES

Cada **articulación** (MCF, IFP y IFD) cuenta con un **cartílago articular** situado entre los huesos que evita el desgaste por rozamiento, por lo que siempre debe mantenerse en contacto con las falanges, para lo cual el modelado debía permitir que la posición del cartílago estuviera relacionada con la de las falanges para poder adaptarse a los cambios de posición.

Se decidió modelarlos mediante **revolución**, tomando la geometría de las bases de las falanges como referencia para el boceto.

### 3.4.1. REVOLUCIÓN

Para el boceto se utilizaron como referencia las circunferencias de los bocetos base para conseguir una **forma** y un **grosor** que se adaptara y coincidiera con las partes de la base de cada falange y el sólido resultante de la operación estuviera siempre en contacto con las falanges tanto por encima como por debajo del cartílago.

El ejemplo de la imagen muestra el caso del cartílago de la articulación **MCF**. La línea señalada como eje de revolución se fija referenciándola a puntos clave de los bocetos base correspondientes. De esta manera, cuando el dedo cambie de posición y la falange correspondiente flexione, el boceto y por tanto la revolución se moverán con ella, manteniéndose el cartílago en la posición correcta entre falanges.

Se siguieron las mismas pautas para el resto de cartílagos, aunque lógicamente con distintas dimensiones en función del caso.

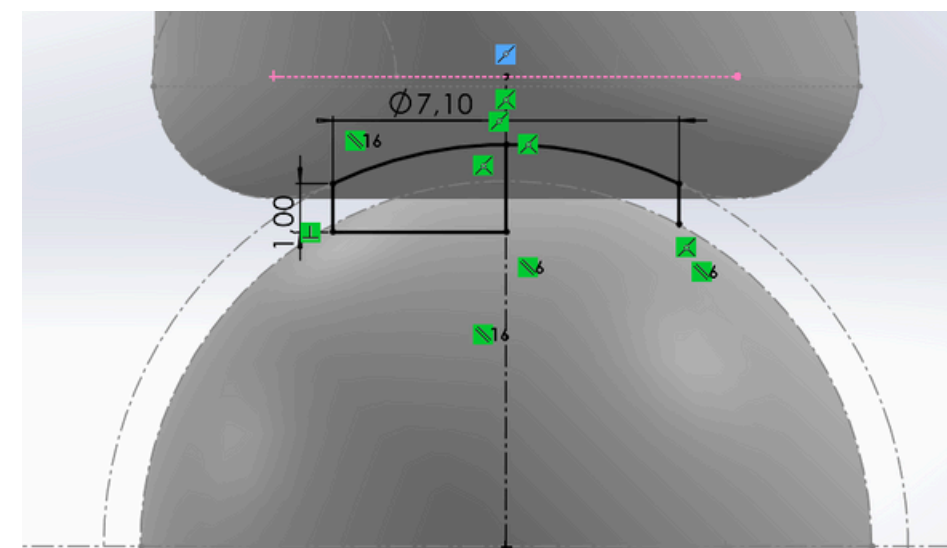


Figura 3.4.1: geometría general perfil de la revolución de los cartílagos articulares

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.4 CARTÍLAGOS ARTICULARES

### 3.4.2 RESULTADOS FINALES

Aquí se muestran los resultados de la operación y cómo quedan colocados los cartílagos en distintas posiciones.

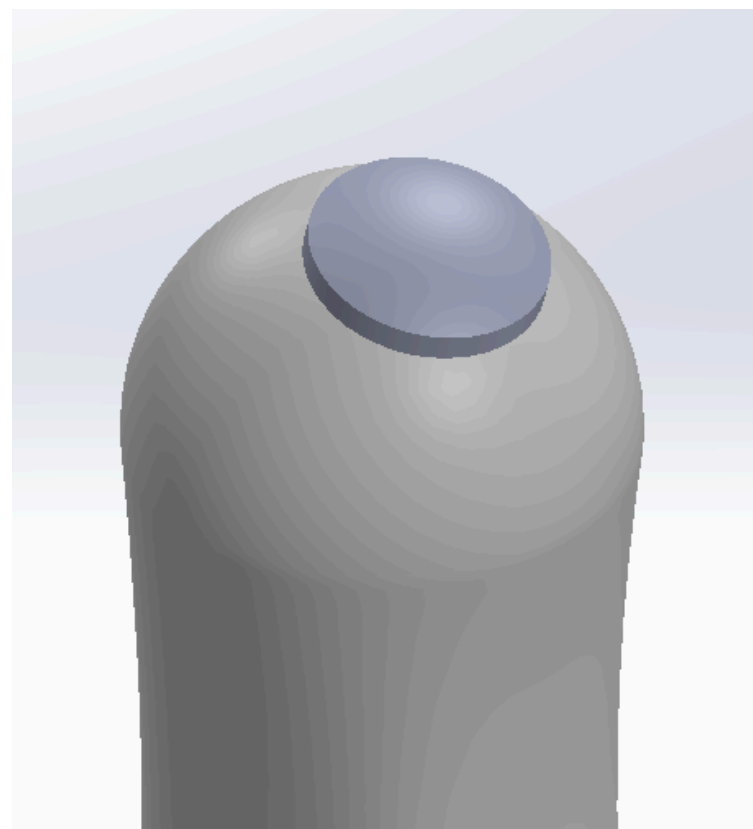


Figura 3.4.2: cartílago (MCF)



Figura 3.4.3: vista de perfil de huesos y cartílagos (proximal-15°, media-90°, distal -10°)

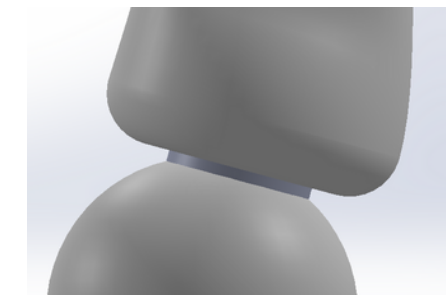


Figura 3.4.4: detalle cartílago MCF (flexión 15°)

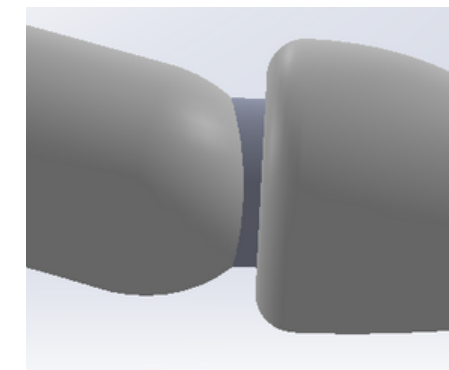


Figura 3.4.5: detalle cartílago IFD (hiperextensión 10°)

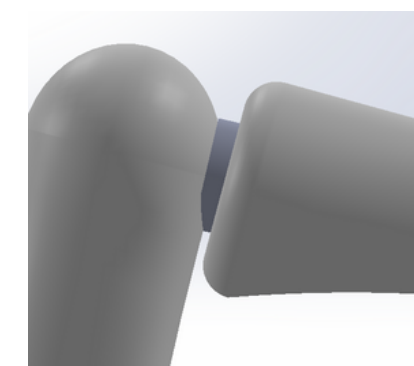


Figura 3.4.6: detalle cartílago IFP (flexión 90°)

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

Una vez modeladas las falanges se disponían de numerosos elementos (bocetos, planos) que se utilizaron como referencia para lograr unas formas que se adaptaran a la disposición de las falanges en las distintas posiciones, manteniendo posiciones lógicas.

El proceso comenzó con el modelado del tendón profundo, que se utilizaría de referencia para el modelado del tendón superficial que, aunque con similitudes, poseía ciertas particularidades que lo hicieron más complejo.

### 3.5.1 TENDÓN PROFUNDO

El tendón es una parte cuya posición va cambiando en función de la posición gracias a su flexibilidad, y aunque se trate como un sólido debe comportarse como si fuera flexible, adaptando su forma a cada posición. Para ello se planteó como una única operación de **barrido**.

Un barrido es una operación que permite generar un sólido a partir de un único boceto, denominado también **perfil**, que sigue una **trayectoria** establecida previamente. A diferencia de un recubrimiento, donde hay más de un perfil, en el barrido el perfil es **único** y constituye la sección del sólido, que se mantiene **constante** a lo largo de toda la trayectoria.

#### PERFIL DEL BARRIDO

El boceto del perfil se planteó con una forma redondeada que le daba un aspecto más **orgánico** y fiel a la realidad. Se centró con respecto a las falanges de frente y se establecieron unas proporciones aproximadas a la realidad, que darían lugar a un tendón con **4 mm de ancho y 1,75 mm de grosor [A19][A20]**

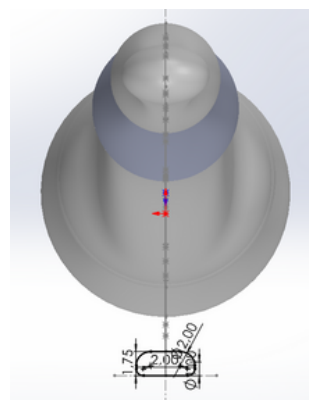


Figura 3.5.1: posicionamiento del boceto perfil 1

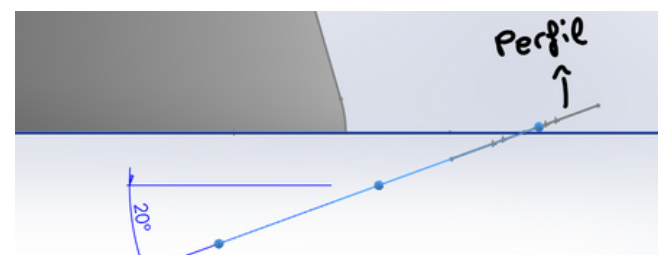


Figura 3.5.2: posicionamiento del boceto perfil 2

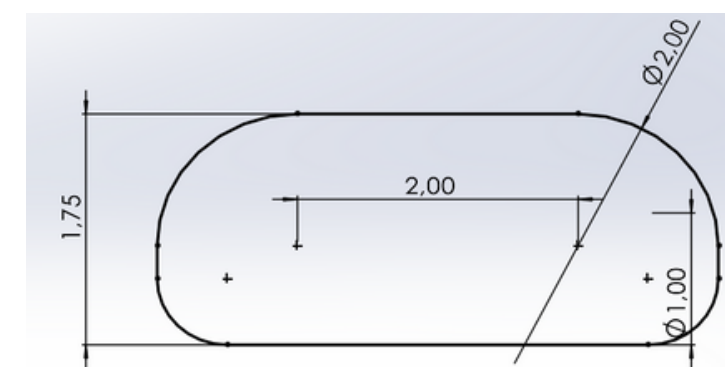


Figura 3.5.3: boceto perfil del barrido del tendón profundo

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

### TRAYECTORIA DEL BARRIDO

La trayectoria se estableció definiendo un **spline** en el plano de perfil del modelo con un total de **ocho puntos**. El primero, coincidía con lo que es el plano de planta del modelo. Los demás puntos se colocaron de manera que hubiera uno a la altura de cada articulación (MCP, IFP y IFD) y en la mitad de cada falange. El último punto se situó más abajo de la mitad, ya que el tendón ancla por la parte inferior de la falange distal.

Como se puede observar se utilizan como referencia distintos elementos, como planos de las operaciones previas, puntos o líneas de los bocetos base para colocar líneas que definirían los distintos puntos del spline. De esta manera se controlaba también la distancia a la que quedaría el tendón de los huesos.

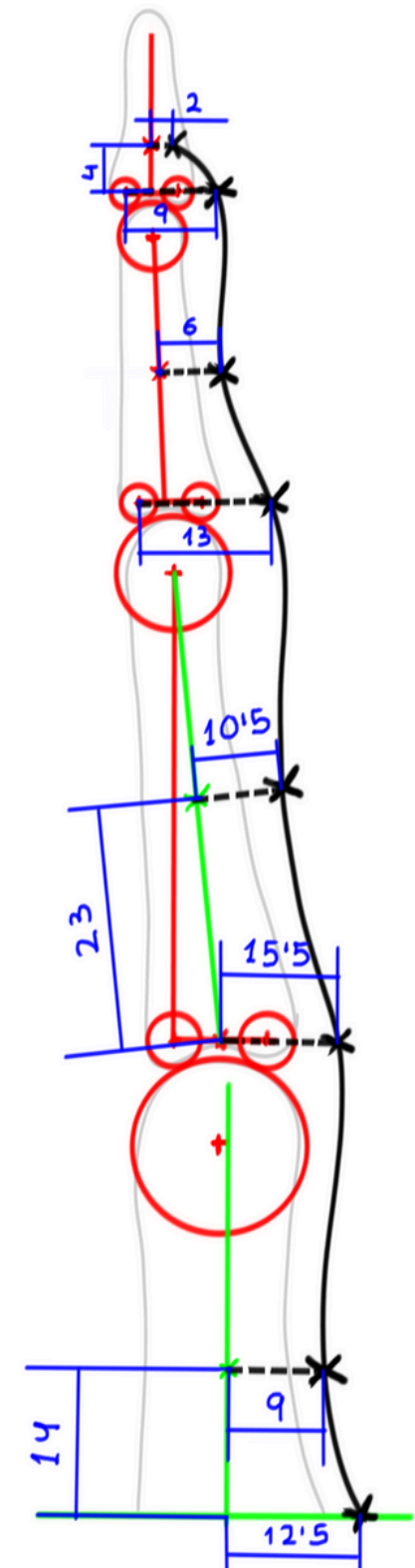


Figura 3.5.4: definición de línea guía para el barrido del tendón profundo

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

### Acotación con ecuaciones

El spline presentaba un problema. Al no poder controlar directamente curvatura del spline, era difícil de determinar la **trayectoria** que seguía en cada posición. La única forma consistía en ir probando distintas posiciones para los puntos, pero esto daba soluciones que no eran válidas en todas las posiciones dentro del rango del dedo, ya que en las más cerradas, por ejemplo, se producían las **interferencias** mostradas en la *figura 3.5.5*.

Se observa que, por ejemplo, cuando cada falange flexiona 90°, el tendón se introduciría en las falanges en tres zonas distintas. En el caso 2 concretamente, aunque el tendón no se metería en la falange proximal, está demasiado pegado a ella, ya que entre ambos elementos, en esa zona concreta tendrá que pasar el tendón superficial, ya que este ancla en la parte inferior de la falange media.

En el caso 1, la línea discontinua debería ser más larga para que el punto y en consecuencia el spline, queden más alejados

En los casos 2 y 3, para alejar los puntos de las falanges, las líneas discontinuas deberían situarse más arriba de la falange correspondiente.

La **solución** adoptada consistió en aplicar **ecuaciones** en cotas existentes o añadir nuevas. de manera que estas líneas se comportaran de una forma determinada en función de los valores de las variables globales, que son las que determinan la flexión de cada falange.

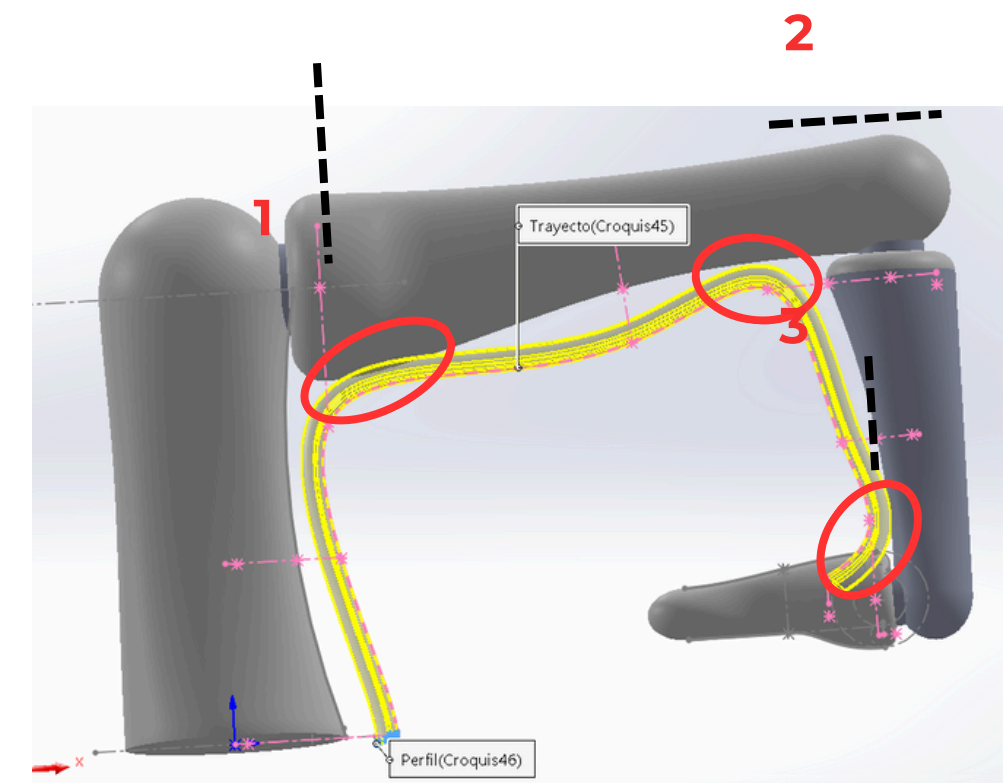


Figura 3.5.5: interferencias de la trayectoria del tendón profundo con las falanges

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

Para la interferencias en la **parte superior** de la falange media y de la proximal, se acotó con la altura de los puntos correspondientes tal y como se muestra en las *figuras 3.5.6-7*

Para el caso de la **parte inferior** de la falange proximal se aplicó la ecuación a la cota que determinaba el alejamiento del punto en cuestión (*figura 3.5.8*)

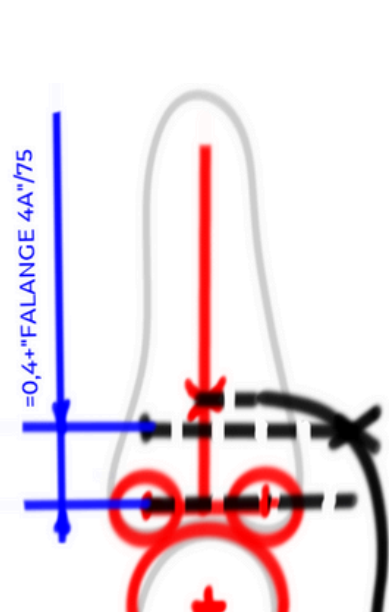


Figura 3.5.6: ecuación en cota de punto de spline 1

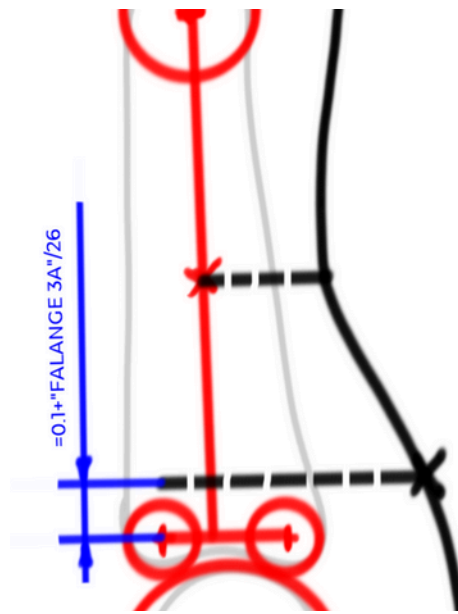


Figura 3.5.7: ecuación en cota de punto de spline 2

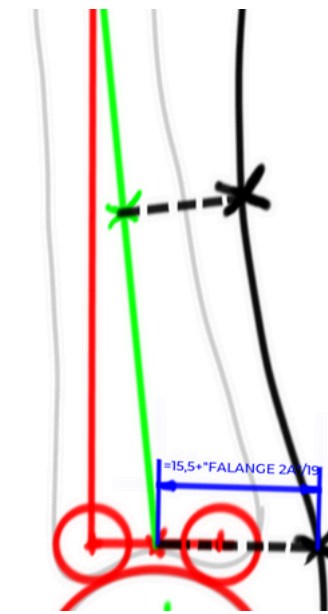


Figura 3.5.8: ecuación en cota de punto de spline 3

Lo que harán estas ecuaciones es que cuando las variables globales valen  $0^\circ$ , la distancia acotada valdrá prácticamente 0 mm, y a medida que el valor de las variables aumente, es decir que la falange flexione, esta distancia aumentará proporcionalmente

En este caso la ecuación aplicada hace que cuando la variable global vale  $0^\circ$  (falange alineada con la anterior), la línea acotada valga 15,5 mm (valor original), y aumente proporcionalmente a la variable.

En todas las ecuaciones se aplicó una cifra que dividiera a la variable global de manera que el aumento del valor fuese **más** o **menos** pronunciado.

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

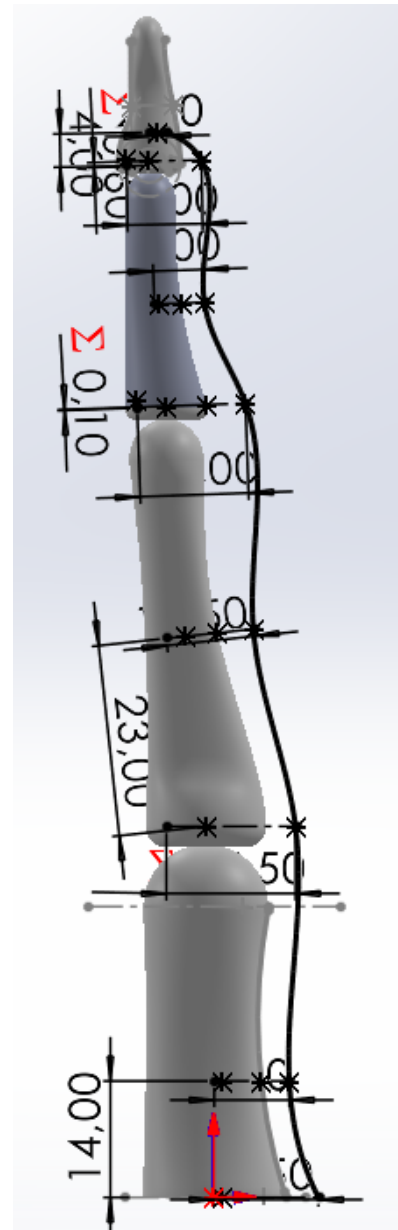


Figura 3.5.9: spline con cotas visibles posición 1

En las *figuras 3.5.9-10* se puede apreciar cómo se comportan las cotas con las ecuaciones implantadas. Se observa que en la posición del dedo erguido el boceto del spline es prácticamente igual al que se mostró al inicio, pero al cambiar la posición y por tanto las variables globales, los puntos correspondientes se ven afectados gracias a las cotas con ecuaciones

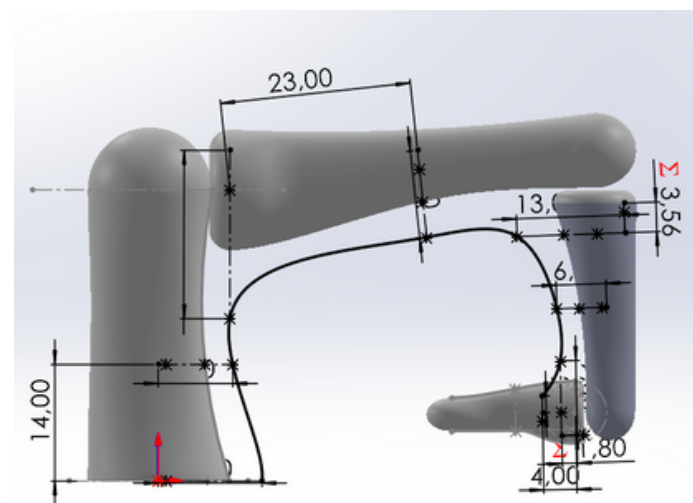


Figura 3.5.10: spline con cotas visibles posición 2

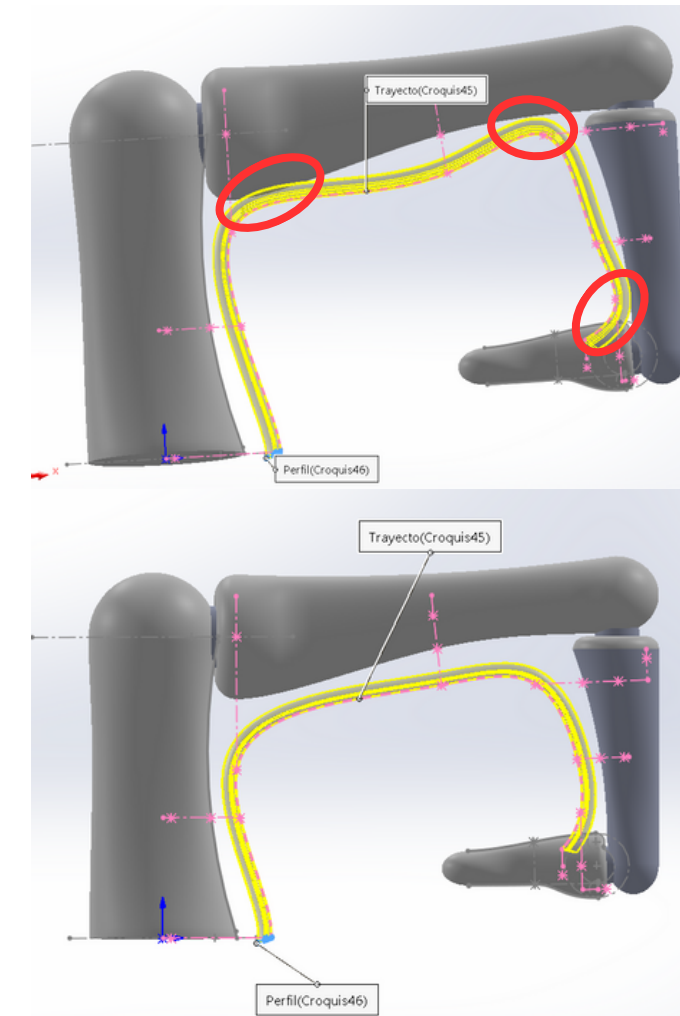


Figura 3.5.11: ecuación en cota de punto de spline 3

Aquí vemos la comparativa de las vistas preliminares del modelo con todas las falanges flexionadas 90° antes y después de implementar las ecuaciones. Como se ve en la imagen, ya no hay interferencias,

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

### 3.5.2 TENDÓN PROFUNDO - RESULTADOS FINALES

Aquí se puede visualizar el resultado final de la operación de barrido del tendón y cómo se ven todo el conjunto en distintas posiciones

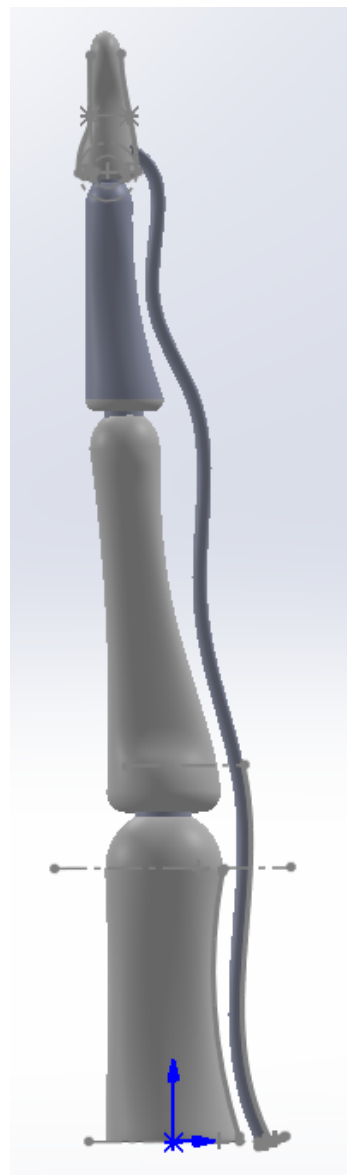


Figura 3.5.12: tendón profundo (posición base)

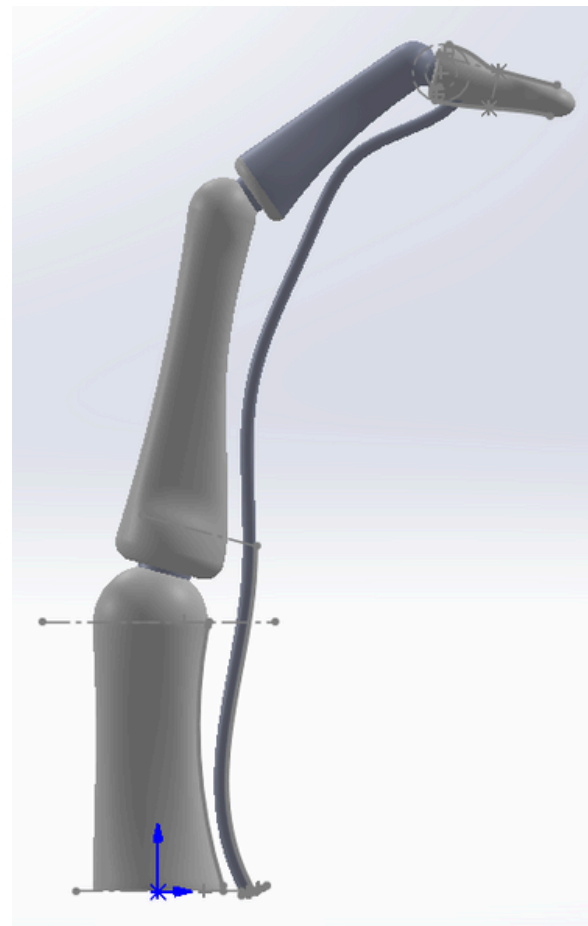


Figura 3.5.13: tendón profundo (falange proximal a 15°, media a 30° y distal a 70°)

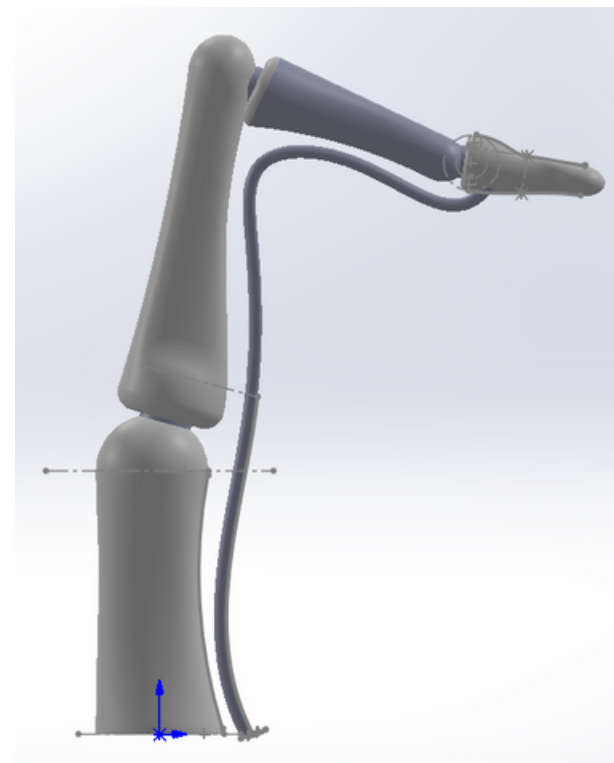


Figura 3.5.14: tendón profundo (falange proximal a 15°, media a 30° y distal a -10°)

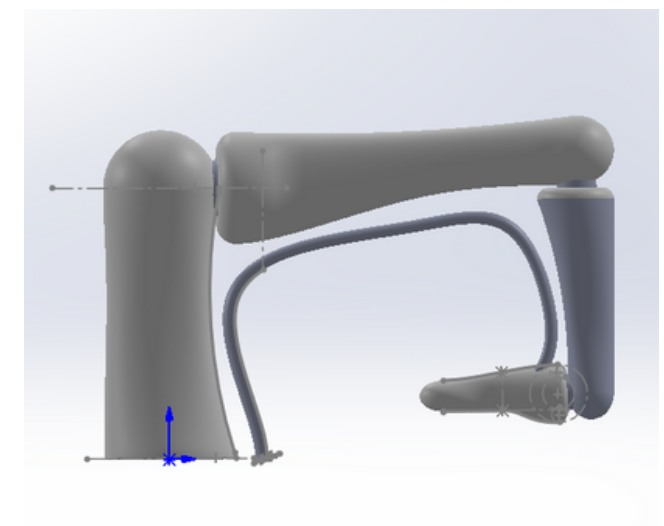


Figura 3.5.15: tendón profundo (falange proximal a 90°, media a 90° y distal a 90°)

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

### 3.5.3 TENDÓN SUPERFICIAL

El tendón superficial posee el quiasma de Camper, el punto donde se cruza con el tendón profundo y este lo atraviesa. Se pensó en dos posibles soluciones para representar esta zona:

- Dividir el tendón en 2 fases: **un barrido similar** al del tendón profundo, seguido de **dos barridos simétricos que formen el agujero** donde atraviesa el profundo. Esta alternativa requiere que una vez hechas las operaciones, los sólidos resultantes de los barridos simétricos se combinen entre sí.
- Dividir el tendón en 2 fases; **un recubrimiento inicial y un recubrimiento final donde se ensancha el tendón**. Esta alternativa plantea que ambos tendones interfieran o intersequen en la zona donde el superficial es más ancho, para posteriormente eliminar la intersección de ambos tendones dejando el **agujero exacto** por donde se cruzan.

Se optó por la **segunda opción**, ya que requería **menos operaciones** y por tanto, **menos elementos que definir**, como pueden ser bocetos o perfiles para los barridos o líneas guía para las trayectorias de los mismos, además de los planos necesarios para dibujar estos elementos.

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

### RECUBRIMIENTO 1

Este recubrimiento abarca el primer tramo del tendón superficial, en el que es completamente tangente al tendón profundo y sigue su misma trayectoria paralelamente. En este caso se comenzó definiendo la línea guía para la operación y así establecer las referencias necesarias para dibujar los perfiles.

#### Recubrimiento 1 - Línea guía

Para definir la línea guía se aprovechó directamente el boceto del spline del **tendón profundo**. Esto permite asegurarse de que el nuevo recubrimiento seguirá la trayectoria exacta y se mantendrá en contacto a lo largo de este primer tramo.

No obstante, no se necesitaba la geometría completa del spline, por lo que se definió un punto y se acotó a una altura determinada con respecto a uno de los planos que se tenían de referencia (*figura 3.5.16*). De esta forma, la operación seguiría la trayectoria correspondiente sólo hasta el punto de interés, a partir del cual comenzaría el ensanchamiento del tendón superficial (recubrimiento 2).

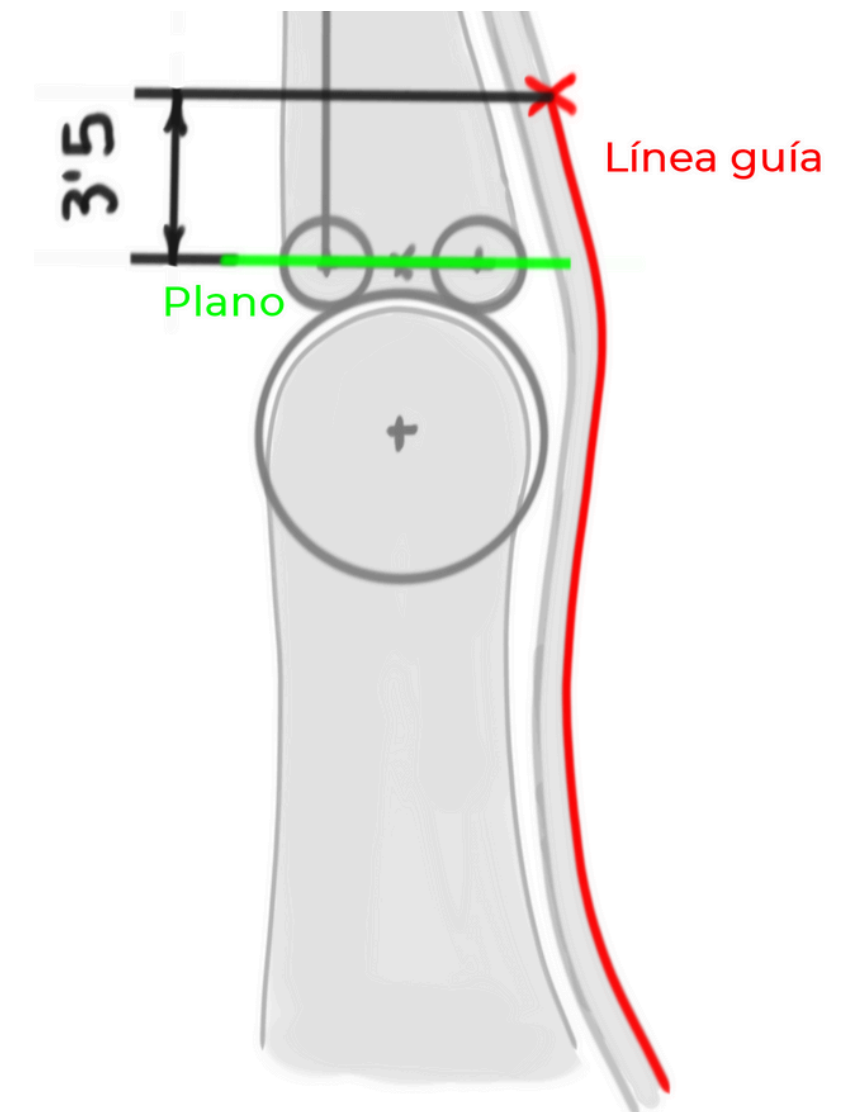


Figura 3.5.16: delimitación de la línea guía de referencia

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

### Recubrimiento 1 - Perfiles

Para poder definir los bocetos de los dos perfiles necesarios se utilizaron dos planos. Para el **perfil inferior**, se seleccionó el plano que ya se había usado para el perfil del tendón profundo. En el caso del **perfil superior** se creó un nuevo plano perpendicular la línea guía por el punto de la misma que había sido acotado previamente (*figura 3.5.17*)

El boceto que se dibujó en ambos casos es **común** y es exactamente el mismo que el que se usó como perfil para la operación de barrido del otro tendón. La diferencia fue que se posicionó girado 180° (en espejo) y se centró respecto al perfil del tendón profundo (*figura 3.5.18*).

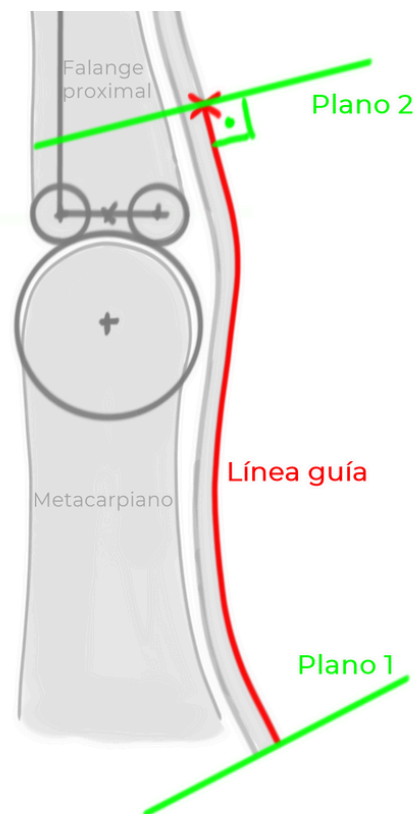


Figura 3.5.17: delimitación de la línea guía de referencia

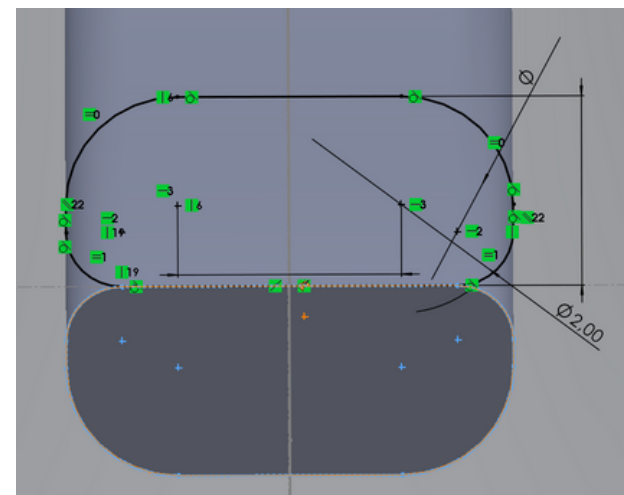


Figura 3.5.18: boceto perfil para el barrido del tendón profundo

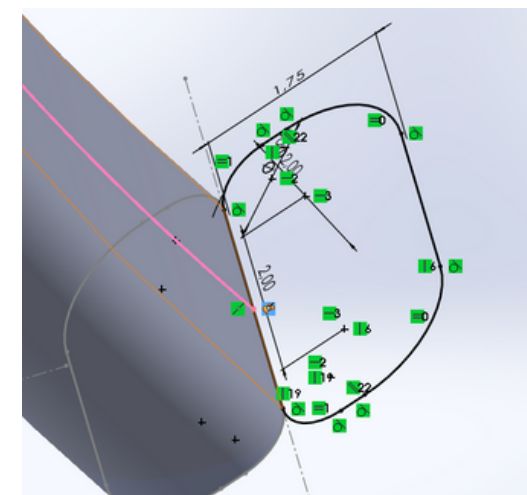


Figura 3.5.19: boceto en perspectiva del perfil inferior

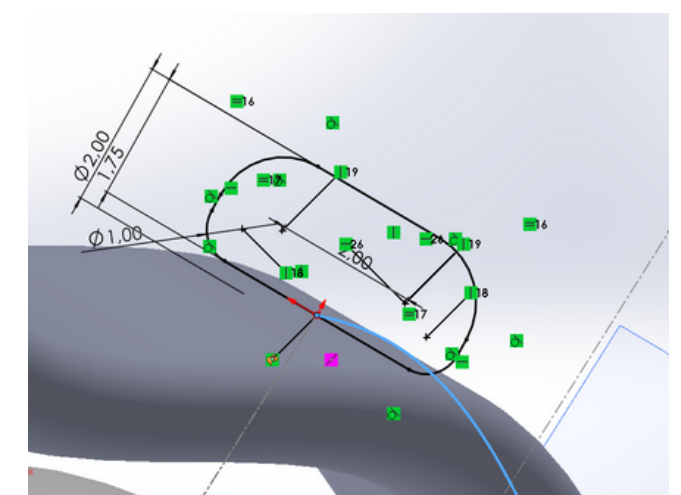


Figura 3.5.20: boceto en perspectiva del perfil superior

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

### Recubrimiento 1 - Ejecución de la operación

Una vez establecidos los dos perfiles y la línea guía se ejecutó la operación obteniendo el resultado que se ve en la *figura 3.5.22*.

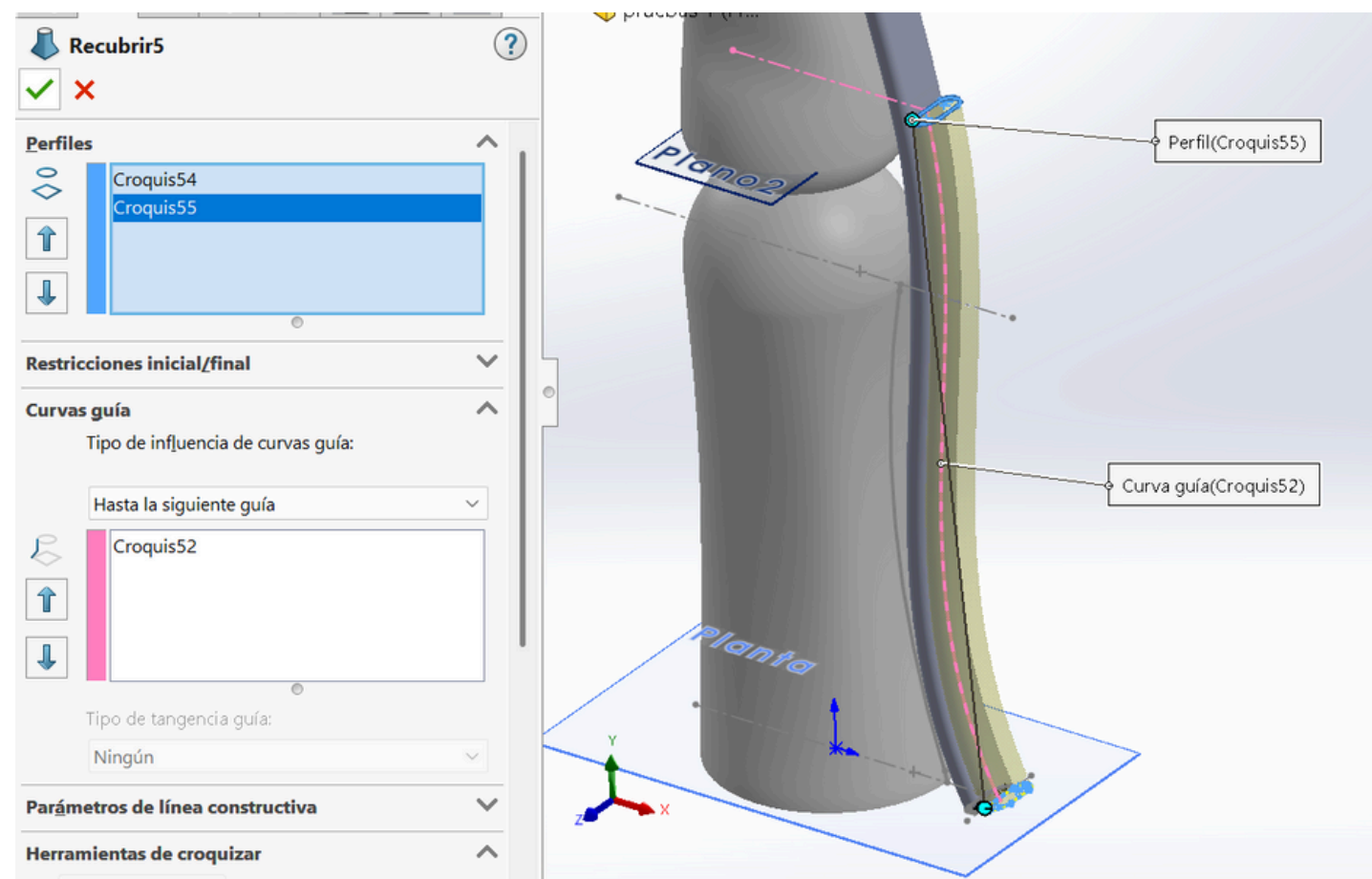


Figura 3.5.21: recubrimiento inicial del tendón superficial

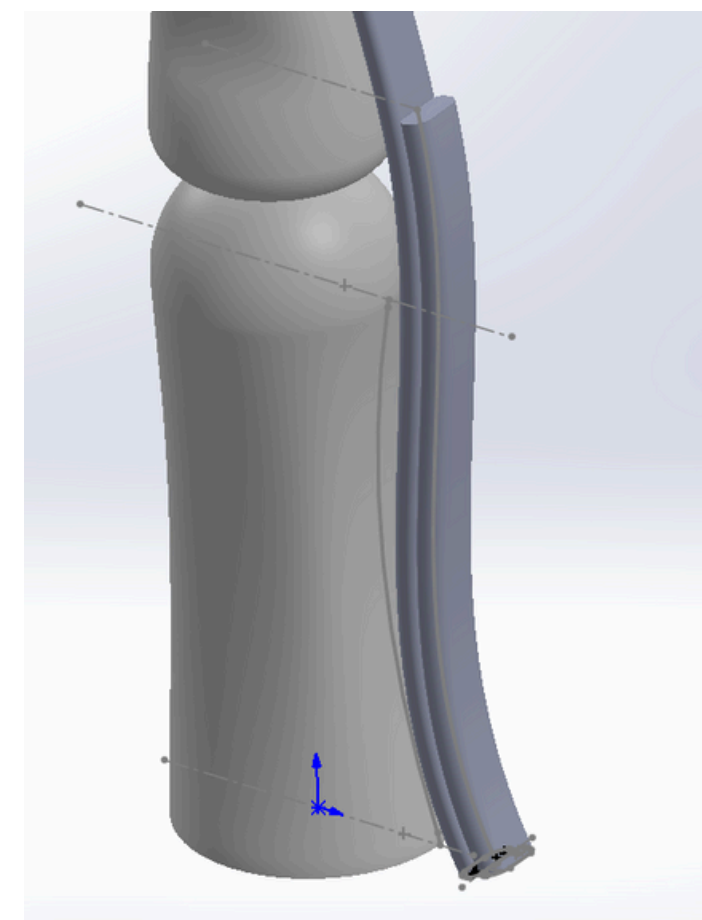


Figura 3.5.22: resultado del recubrimiento inicial del tendón superficial

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

### RECUBRIMIENTO 2

Este caso era más complejo, ya que al contrario que en el recubrimiento inicial, la línea guía no puede utilizar como referencia la curvatura completa del tendón profundo, ya que en esta parte ambos tendones se entrecruzan, además de que cada uno ancla en distintas zonas, y por tanto, la trayectorias no son totalmente paralelas.

#### Recubrimiento 2 - Línea guía

El primer paso fue delimitar el segmento de la curva proyectada por el tendón profundo que sí que va a ser común en ambos tendones (figura 3.5.23). Este segmento se correspondería con el **tramo intermedio** de la línea guía.

Posteriormente, se procedió a completar la **línea guía** añadiendo los otros tramos (inicial y final).

El **tramo inicial** se definió mediante un **spline** de dos puntos. Uno de ellos coincide con la cara del extremo de la parte del tendón superficial ya modelada. El otro punto coincide con el extremo inferior del tramo intermedio. En **ambos puntos** el spline se hizo **tangente** al tramo intermedio y a la curva de la primera parte del tendón de manera que las transiciones en ambos extremos fuesen orgánicas.

El **tramo final** consistió también en un **spline** de dos puntos, uno coincidente con el extremo superior del tramo intermedio y el otro con el punto medio de una de las líneas del boceto base de la falange media. En este caso el spline sólo se hizo tangente al tramo intermedio.

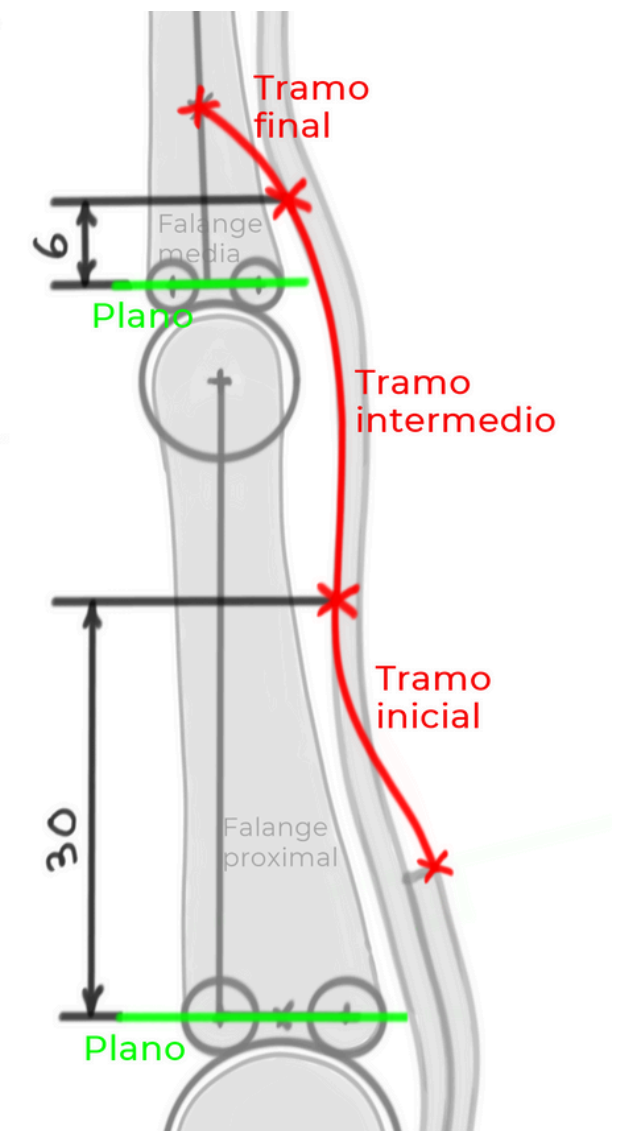


Figura 3.5.23: delimitación del tramo intermedio para el recubrimiento 2 del tendón superficial

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

### Recubrimiento 2 - Perfiles

Se establecieron los **planos** requeridos para los **cuatro perfiles** necesarios (figura 3.5.24). Los **planos 2, 3 y 4** se generaron haciéndolos perpendiculares a la línea guía en los distintos puntos que delimitan los tramos de la misma. El **plano 1** es el mismo utilizado en el recubrimiento 1 realizado previamente

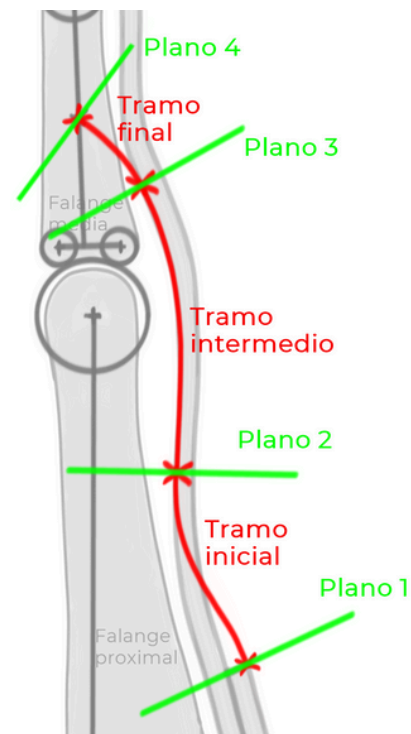


Figura 3.5.24: línea guía y planos para recubrimiento 2 del tendón superficial

En cada plano se dibujaría el boceto correspondiente en función de cómo tiene que variar la sección del tendón para obtener el resultado buscado.

Para obtener los perfiles situados de los planos 1, 3 y 4 se bocetó la misma geometría ya empleada en la primera parte del tendón para todos ellos.

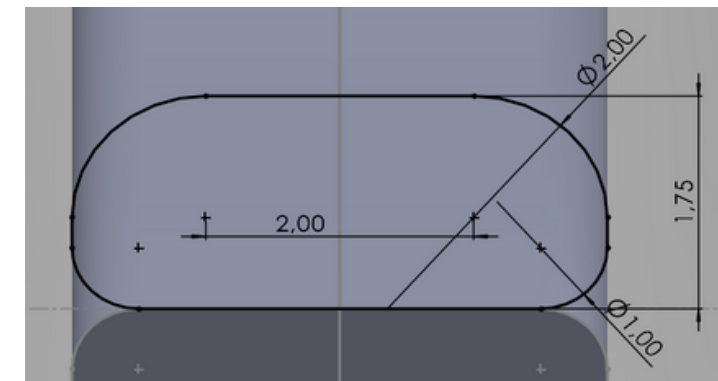


Figura 3.5.25: boceto perfil para el barrido del tendón profundo

En el caso del perfil del plano 2, se dibujó una variante de la geometría previa, modificando principalmente la anchura. (figura 3.5.26)

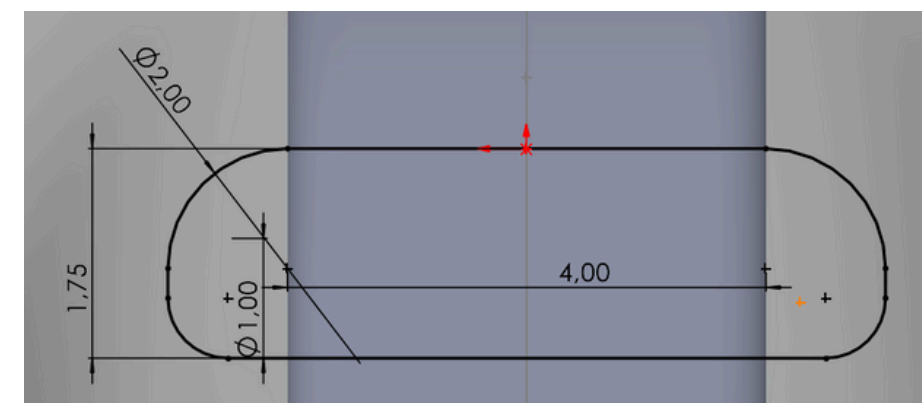


Figura 3.5.26: variante del boceto perfil para el tendón superficial

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

### Recubrimiento 2 - Ejecución de la operación

Una vez establecidos los dos perfiles y la línea guía se ejecutó la operación obteniendo el resultado que se ve en la *figura 3.5.26*.

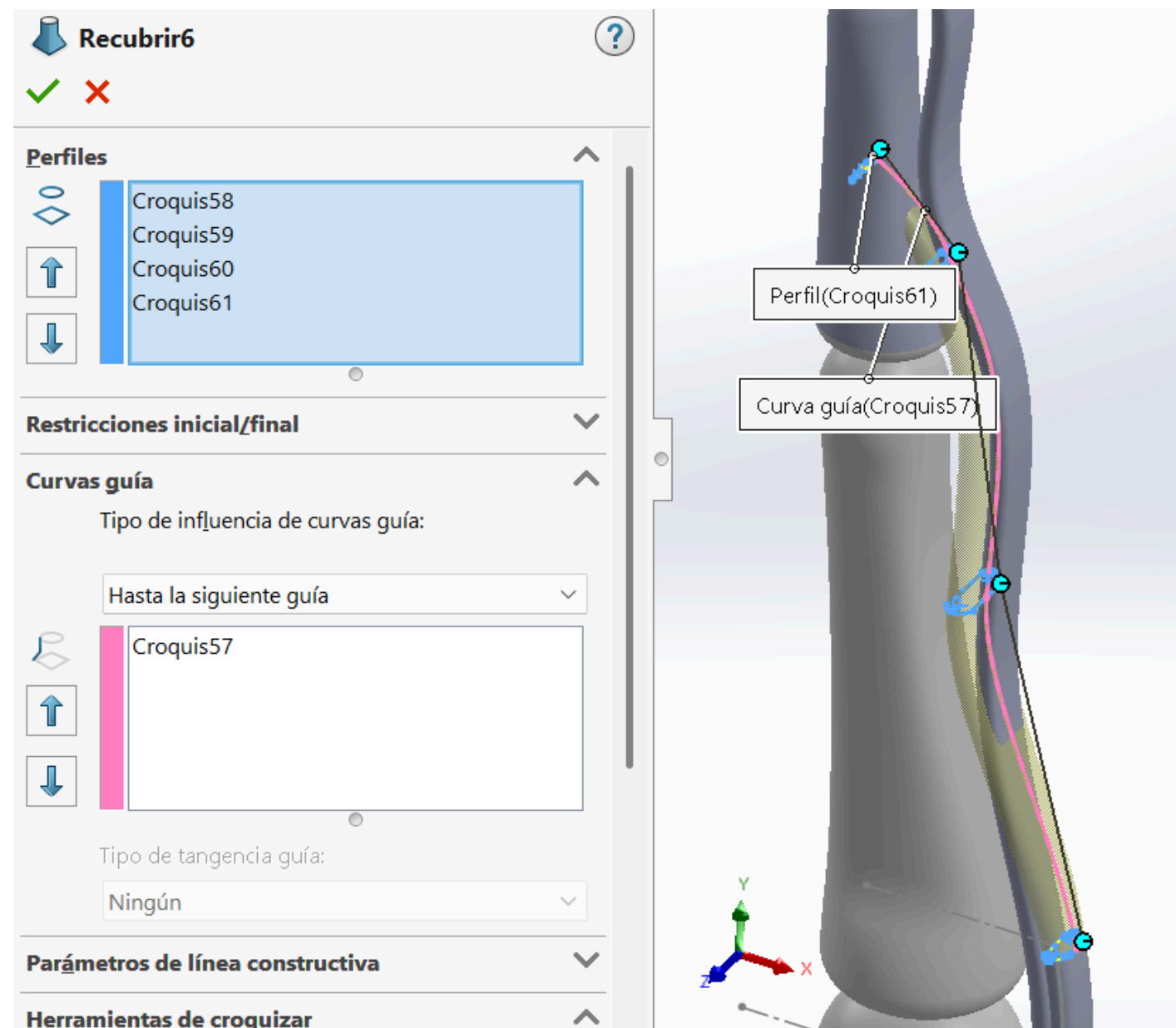


Figura 3.5.26: variante del boceto perfil para el tendón superficial



Figura 3.5.27: vista de perfil del recubrimiento 2 del tendón superficial

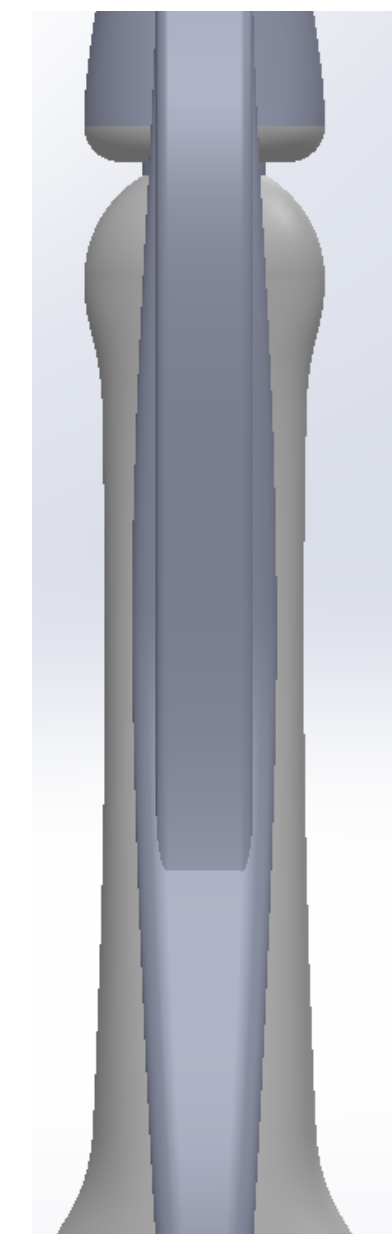


Figura 3.5.28: detalle resultado del Quiasma de Camper

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.5 TENDONES FLEXORES

### 3.5.4 TENDÓN SUPERFICIAL - RESULTADOS FINALES

Aquí se pueden observar los resultados que se obtuvieron al realizar las operaciones del tendón superficial, junto con el resto de elementos ya modelados y en distintas posiciones.



Figura 3.5.29: tendón superficial y profundo (posición base)

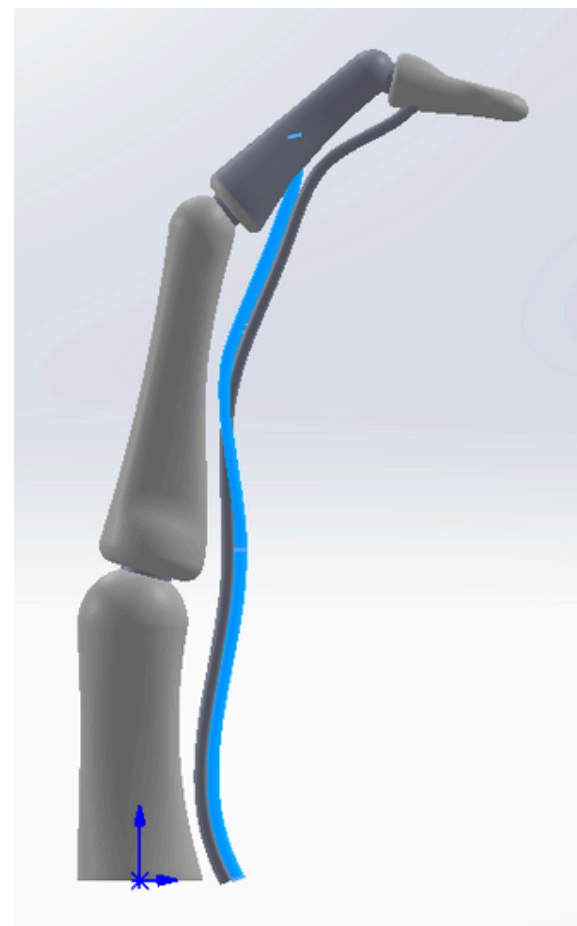


Figura 3.5.30: tendón superficial y profundo (falange proximal a 15°, media a 30° y distal a 70°)



Figura 3.5.31: tendón superficial y profundo (falange proximal a 15°, media a 30° y distal a -10°)

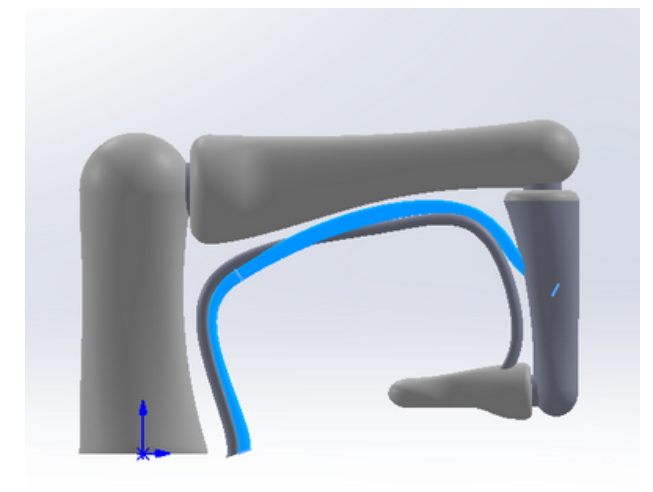


Figura 3.5.32: tendón superficial y profundo (falange proximal a 90°, media a 90° y distal a 90°)

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.6 PLACAS VOLARES

Las placas volares se conectan a los huesos cada articulación. Una **inserción** se sitúa en la zona palmar de la base del hueso superior, donde la placa es más **gruesa** y **ancha**. A medida que nos acercamos a la otra inserción, entre la cabeza y la base del hueso inferior, se va estrechando y haciéndose más fina (*figura 3.6.1*) Debido a esta forma cuyo grosor cambia a lo largo de la placa se optó por utilizar el recubrimiento para la placa de cada articulación (MCF, IFP e IFD).

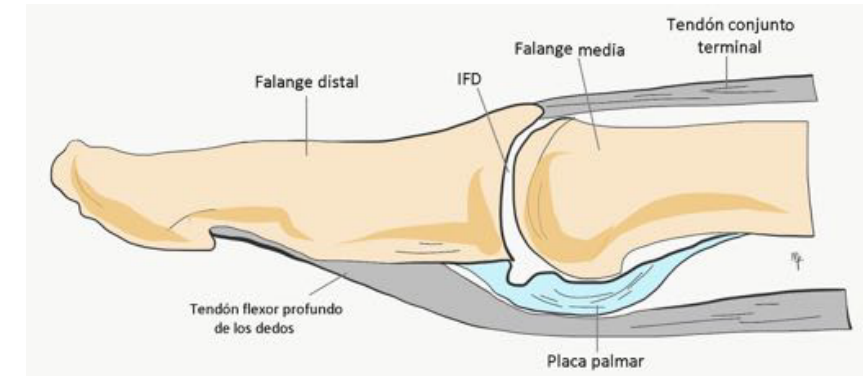


Figura 3.6.1: ilustración placa volar [1.5.1]

### 3.6.1 RECUBRIMIENTO - PLANOS

Se establecieron primero los **planos** en los que se definirían los bocetos para los perfiles. En los tres casos se siguió un procedimiento análogo que consistió en tomar como referencia los planos que separan base y cuerpo de las falanges y que coinciden con una de las líneas de los bocetos base (*figura 3.6.2*).

A partir de estos planos, se crearon los demás (dos más por cada placa) de manera que fueran **paralelos** y siempre quedara un plano ligeramente **por encima** del de referencia (zona cercana a la base de la falange) y el otro bastante **más abajo** (cercano a la mitad de la falange precedente). (Ver *figuras 3.6.3-4-5*).

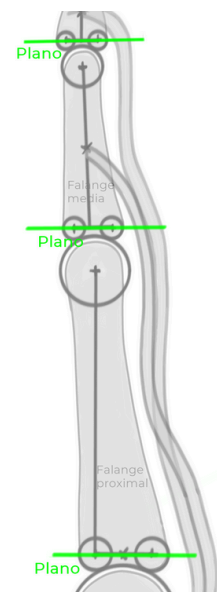


Figura 3.6.2: planos de referencia para los recubrimientos de las placas volares

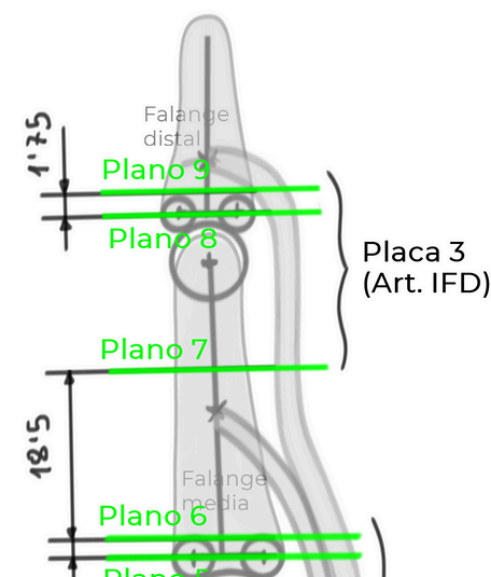


Figura 3.6.3: planos de trabajo para el recubrimientos de la placa IFD

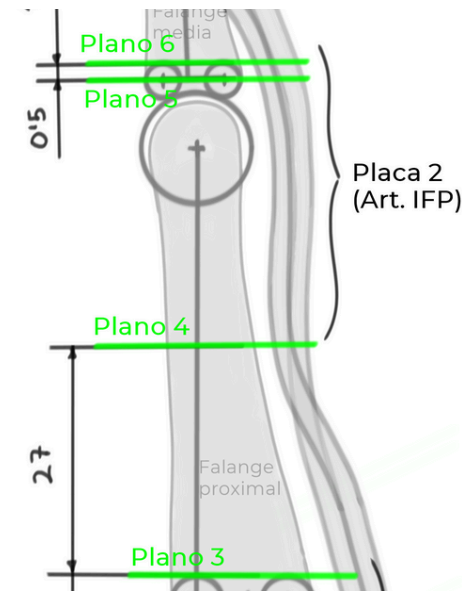


Figura 3.6.4: planos de trabajo para el recubrimientos de la placa IFP

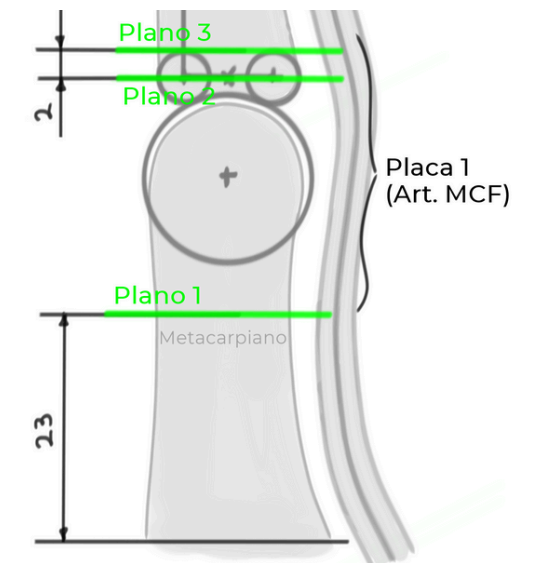


Figura 3.6.5: planos de trabajo para el recubrimientos de la placa MCF

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.6 PLACAS VOLARES

### 3.6.2 RECUBRIMIENTO - PERFILES

La geometría elegida para los perfiles consistió en **arcos de anillo** (figura 3.6.6). En cada placa los parámetros varían según el plano de trabajo para lograr esa forma más gruesa en la inserción superior y más fina en la inferior. En la *figura 3.6.7* se puede ver el ejemplo de posicionamiento de los perfiles para la placa de la articulación IFP, respecto a las falanges correspondientes. En las *figuras 3.6.8-10* se muestran los bocetos de los tres perfiles de la placa mencionada, apreciándose las diferencias de proporciones

En estas operaciones, se prescindió de líneas guía, por lo que será el **posicionamiento** de los perfiles (ver *figura 3.6.7*) lo que determinará, de manera automática, el **recorrido** que describe la operación de recubrimiento para conectar todos los perfiles.

Este proceso se siguió en cada placa de cada una de las tres articulaciones (MCF, IFD, IFP).

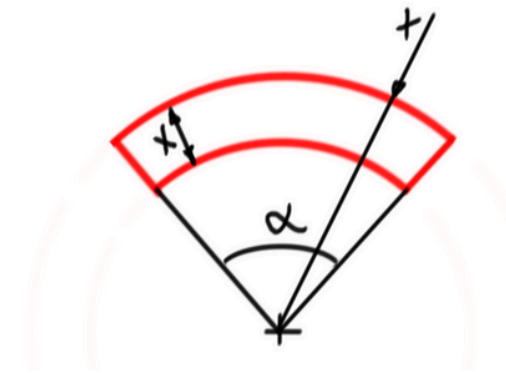


Figura 3.6.6: planos de trabajo para el recubrimiento de la placa MCF

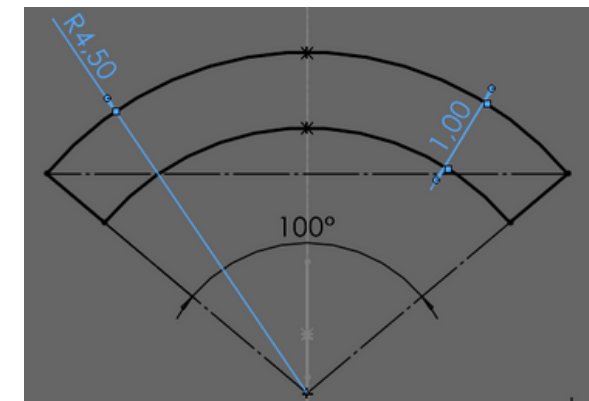


Figura 3.6.8: perfil 2 placa 3 (art. IFP)

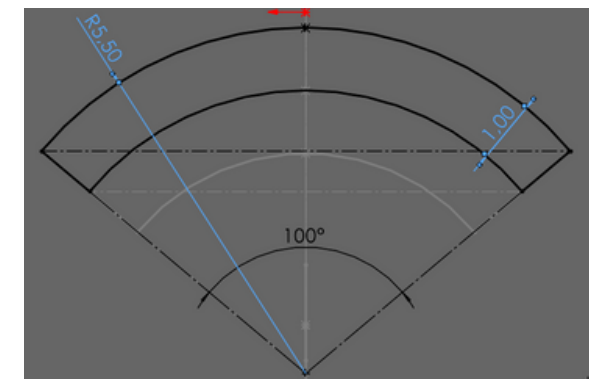


Figura 3.6.9: perfil 2 placa 2 (art. IFP)

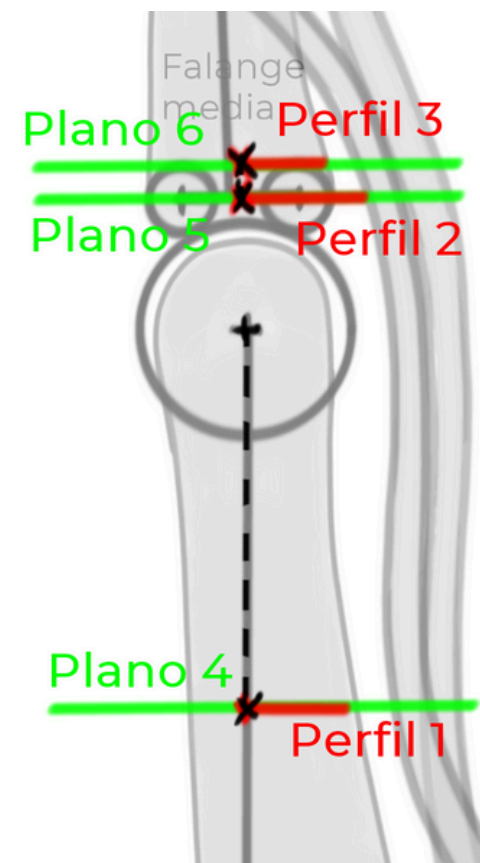


Figura 3.6.7: posición de perfiles de la placa 2 (art. IFP)

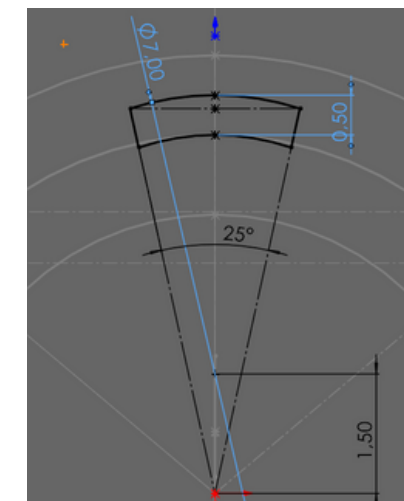


Figura 3.6.10: perfil 1 placa 2 (art. IFP)

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.6 PLACAS VOLARES

### 3.6.3 RECUBRIMIENTO - VISTAS PRELIMINARES

En este apartado se muestran las vistas preliminares de las operaciones de recubrimiento de cada placa. Se pueden observar cómo se ha aplicado el mismo procedimiento.

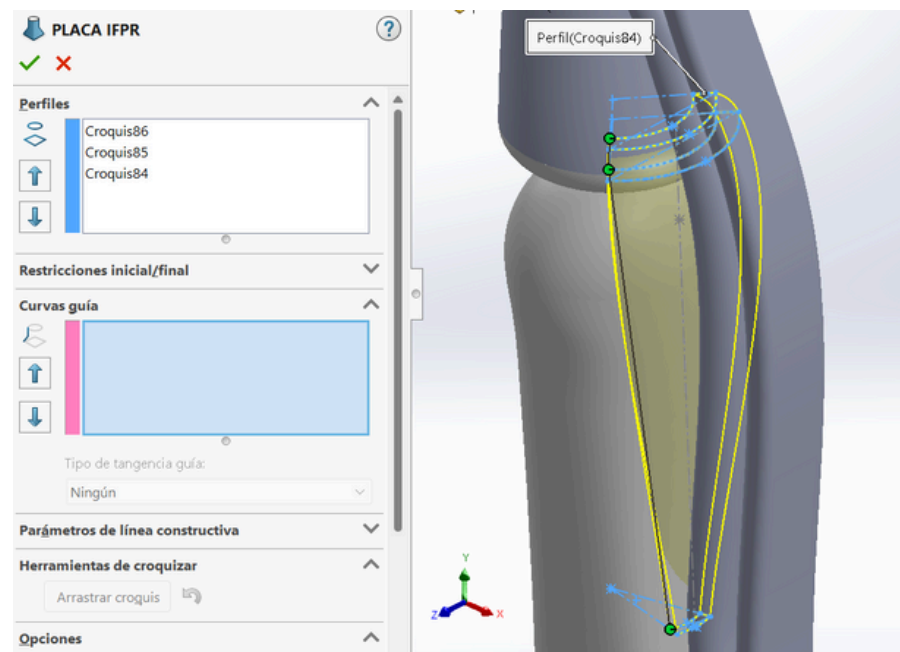


Figura 3.6.11: vista preliminar del recubrimiento de la placa IFP

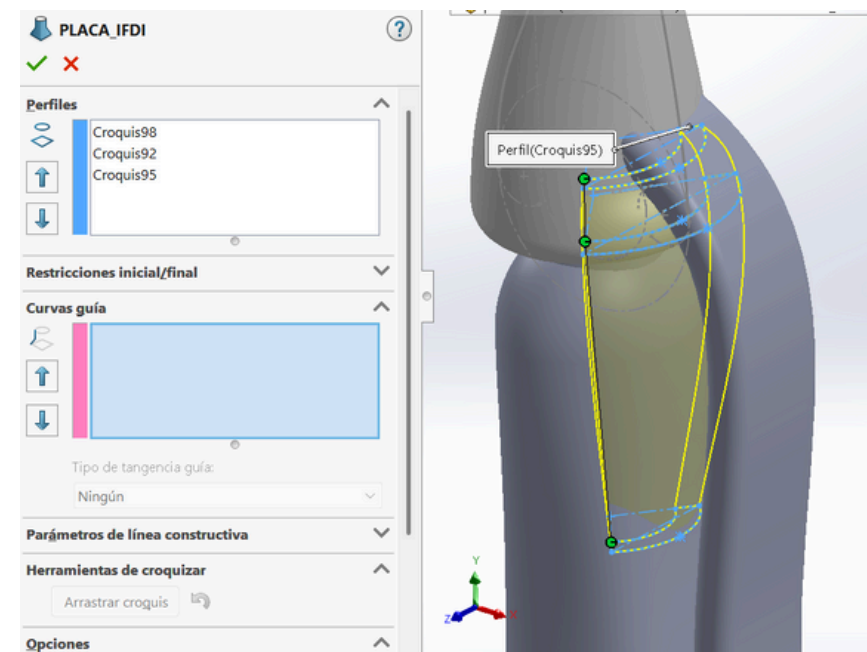


Figura 3.6.12: vista preliminar del recubrimiento de la placa IFD

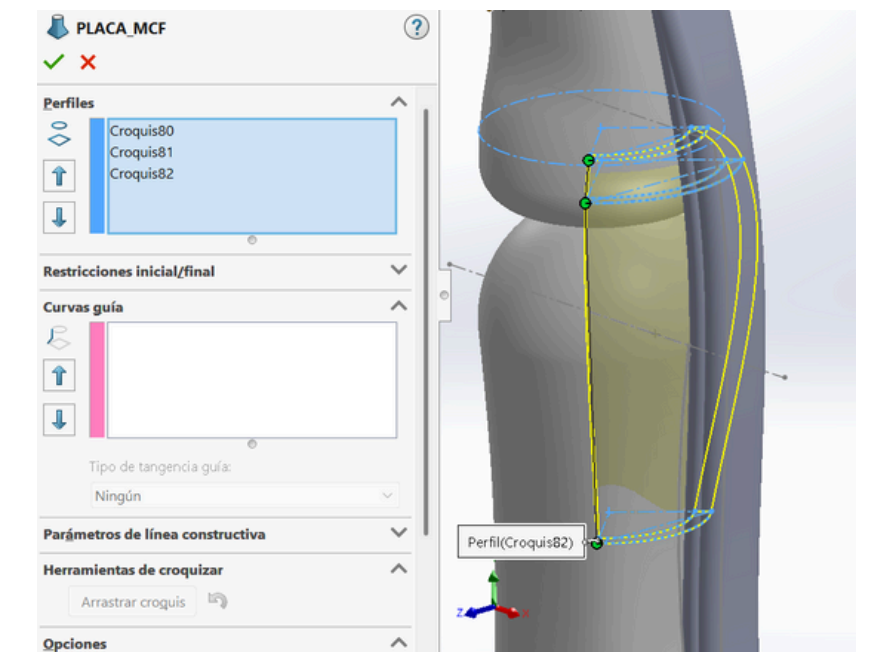


Figura 3.6.13: vista preliminar del recubrimiento de la placa MCF

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.6 PLACAS VOLARES

### 3.6.4 RESULTADOS FINALES

A continuación se muestra el resultado en conjunto de las placas, y también se muestra el resultado, en vista de perfil, de cada una en distintas posiciones. En el caso de la polea IFP, cuando el ángulo es muy cerrado, como en el ejemplo de 90° (figura 3.6.19), la placa se hace muy fina, debido a la manera en que se posicionan los perfiles de la operación. Por esto, a la hora de realizar los cálculos de posiciones en las que suceda esto, se hará una pequeña modificación de la operación de esta placa concreta.

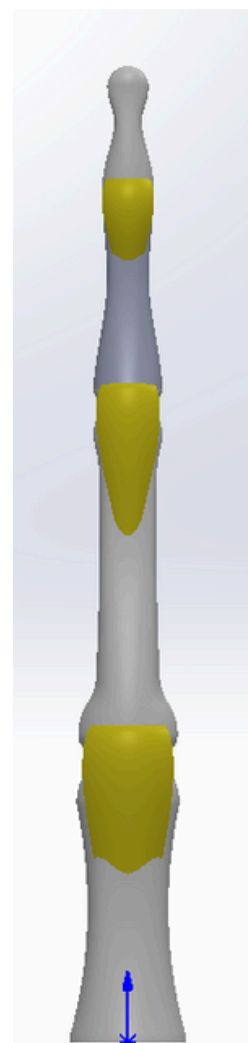


Figura 3.6.14: vista alzado de las placas volares

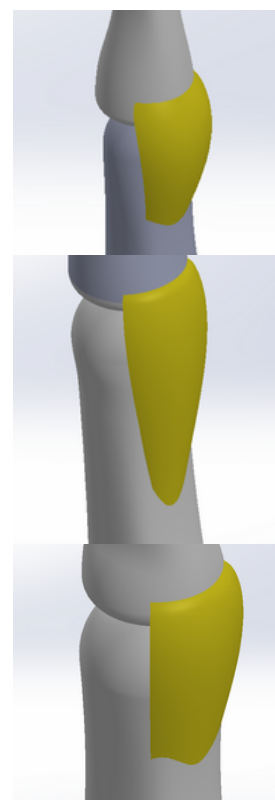


Figura 3.6.15: vista en perspectiva de las placas volares

**Placa IFD**  
Flexión de 90°

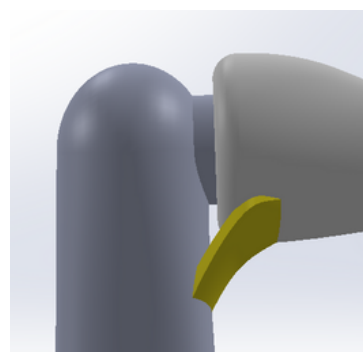


Figura 3.6.16: vista de perfil placa IFD (falange distal a 90°)

**Placa IFD**  
Flexión de 45°

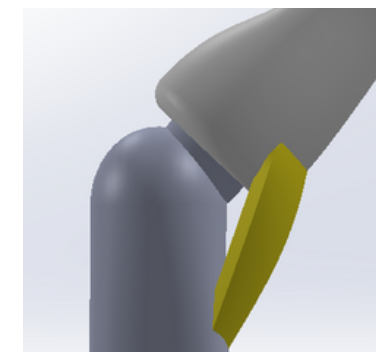


Figura 3.6.17: vista de perfil placa IFD (falange distal a 45°)

Hiperextensión de 10°

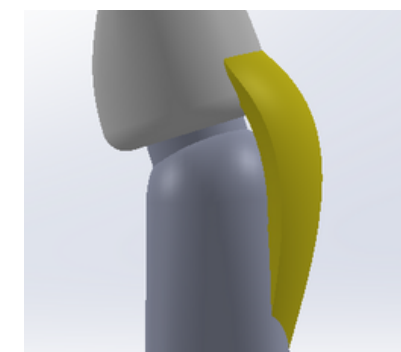


Figura 3.6.18: vista de perfil placa IFD (falange distal en hiperextensión de 10°)

**Placa IFP**  
Flexión de 90°

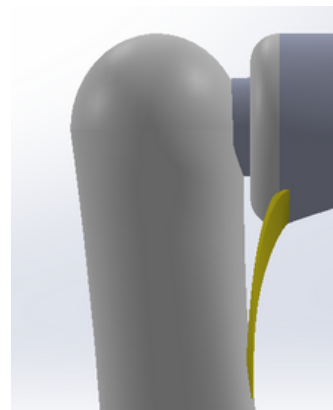


Figura 3.6.19: vista de perfil placa IFP (falange media 90°)

**Placa IFP**  
Flexión de 45°

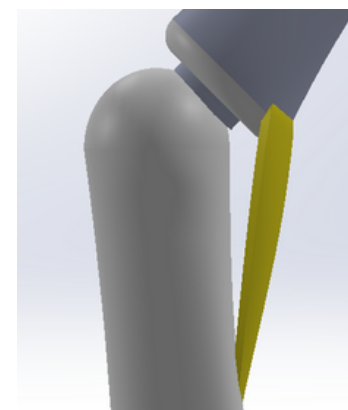


Figura 3.6.20: vista de perfil placa IFP (falange media 45°)

**Placa IFP**  
Flexión de 90°

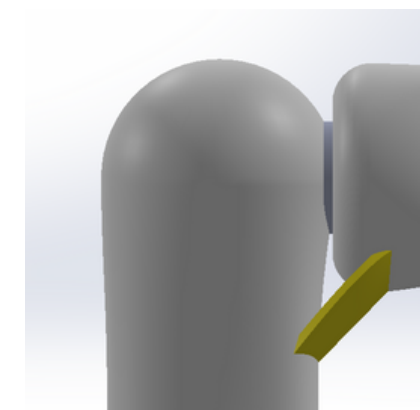


Figura 3.6.21: vista de perfil placa MCF (falange proximal a 90°)

**Placa IFP**  
Flexión de 45°

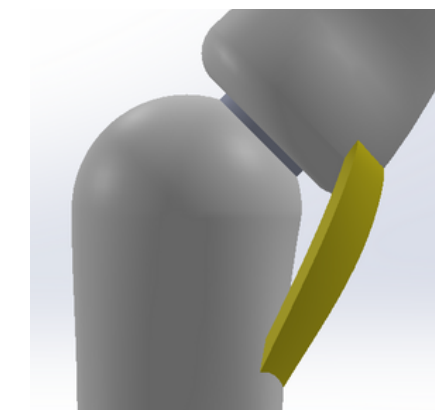


Figura 3.6.22: vista de perfil placa MCF (falange proximal a 90°)

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.6 PLACAS VOLARES

### 3.6.5 MODIFICACIÓN DE LA PLACA IFP

Esta modificación consistió en añadir a la operación de **recubrimiento** de la placa **IFP** cuatro **líneas guía** para proporcionarle el **grosor** y **forma** necesarias en las posiciones más cerradas, pero manteniendo los perfiles de arcos de anillo (*figura 3.6.23*). Dos de las líneas guía se definieron con **curvas 3D** (*figura 3.6.24*) dándole el ancho deseado. Las otras dos fueron **splines** de tres puntos que imitaban de forma más **realista** (*figura 3.6.25*), remarcando el estrechamiento característico y consiguiendo los resultados mostrados (*figuras 3.6.26/27*) respecto a la versión original (*figura 3.6.26*)

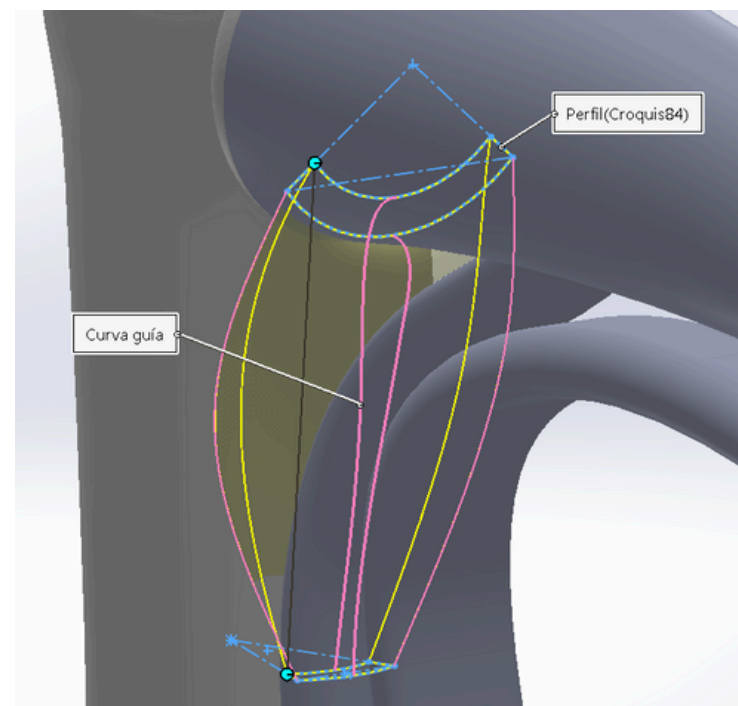


Figura 3.6.23: operación de recubrimiento de la placa IFP modificada

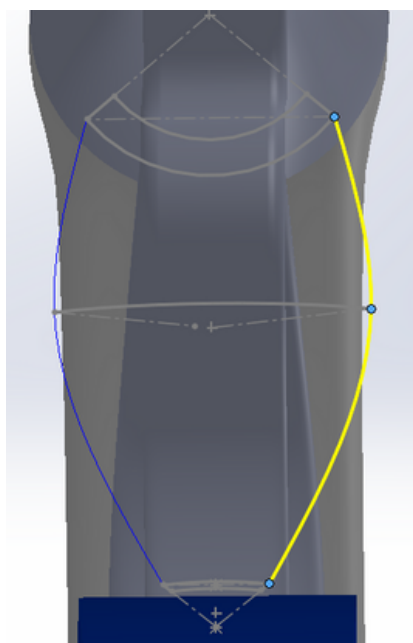


Figura 3.6.24: curvas 3D (líneas guía del recubrimiento de la placa IFP modificada)

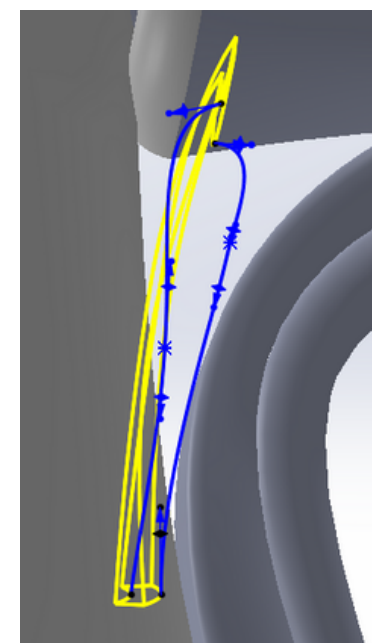


Figura 3.6.25: splines (líneas guía) del recubrimiento de la placa IFP modificada

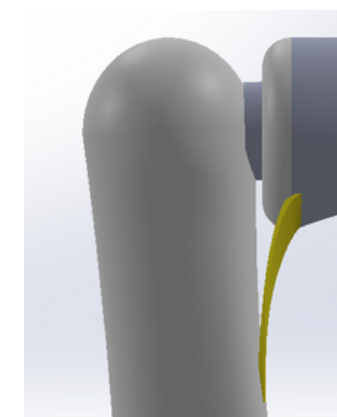


Figura 3.6.26: vista de perfil placa IFP (falange media 90°)

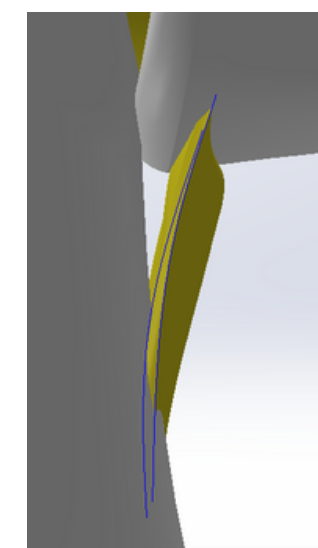


Figura 3.6.27: vista de perfil placa IFP modificada



Figura 3.6.28: vista en sección placa IFP modificada

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.7 POLEAS

En el caso de las **poleas** se distinguieron **dos grupos** de cara al modelado. Por un lado, aquellas poleas situadas en las **zonas articulares** (A1, A3 y A5) y por otro las situadas en las **zonas medias** de las falanges (A0, A2, A4). Se trabajó cada grupo de maneras distintas, debido al tamaño y al comportamiento del dedo al cambiar de posición.

### 3.7.1 POLEAS A1, A3 y A5

Estas poleas tienen la **particularidad** de que no anclan en las falanges, sino en las placas volares, lo que presenta una mayor dificultad al tener que modelar las poleas de manera que se mantengan posicionadas en las placas incluso cuando las falanges forman ángulos muy cerrados, donde las placas reducen su tamaño tal y como se apreciaba en el anterior apartado (*figura 3.7.1*).

Por otro lado, las poleas rodean a los tendones y su **forma** se adapta a la **curvatura** de los mismos (*figura 3.7.2*), aunque al ser las poleas articulares de menor tamaño, se decidió representar estas poleas de manera más sencilla, ya que en un tramo tan pequeño el hecho de que la forma de la polea se adapte a la forma del tendón no supondría un gran cambio.

Así pues, se decidió utilizar operaciones de **extrusión** para modelar las tres poleas que componen este grupo, lo que facilitaría y agilizaría el modelado, consiguiendo el resultado buscado.

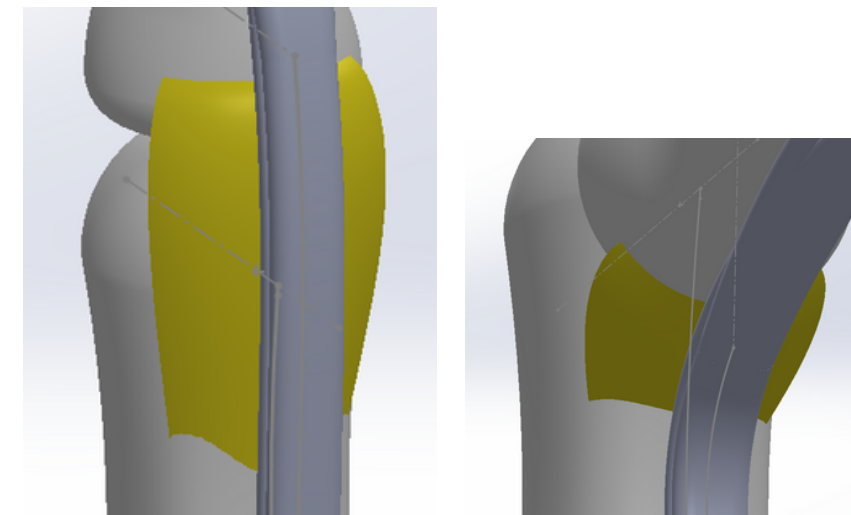


Figura 3.7.1: placa de la articulación MCF con las falanges alineadas y en ángulo cerrado

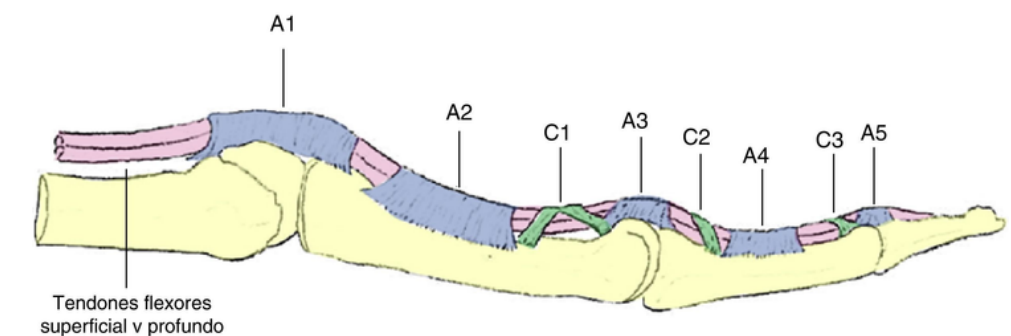


Figura 3.7.2: distribución de las poleas del dedo [3.7.2]

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.7 POLEAS

### POLEAS ARTICULARES (A1, A3, A5) - EXTRUSIÓN

Para dibujar el boceto de la extrusión fue necesario definir un plano de manera que la operación resultante quedara correctamente colocada con respecto a la placa volar.

Para ello, se creó un boceto en el plano de perfil, donde se dibujaron unas líneas que conectarán distintas partes/puntos de los arcos de anillo utilizados como perfiles en el modelado de las placas (*figura 3.7.3-5*).

El **punto medio** de estas línea se utilizaría para generar planos perpendiculares a la línea por dicho punto. En el caso particular de la **polea A3**, no se utilizó dicho punto medio, si no que se definió otro punto en la línea a una **distancia variable** del punto medio. Esta distancia cambia en función del ángulo de la falange proximal gracias a una **ecuación**. Este detalle fue necesario para conseguir un mejor resultado en ciertas posiciones del dedo. Se puede observar este último caso particular y los otros planos en la *figura 3.7.6*.

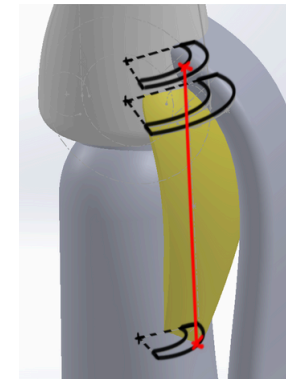


Figura 3.7.3 geometrías de referencia placa IFD

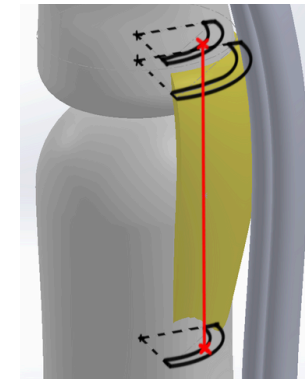


Figura 3.7.4 geometrías de referencia placa MCF

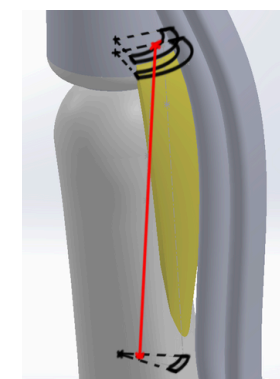


Figura 3.7.5 geometrías de referencia placa IFP

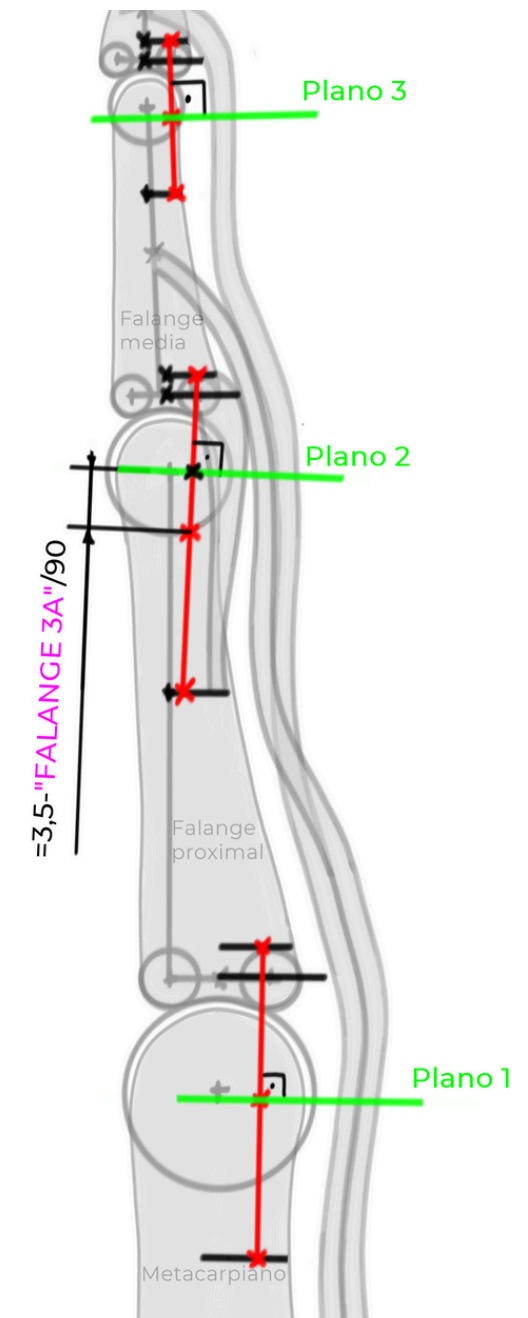


Figura 3.7.6: definición de planos para los perfiles de las placas

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.7 POLEAS

Una vez definidos los planos, dibujaron los **bocetos** que funcionarían como **perfiles** para las tres extrusiones. Estos bocetos consistieron en **rectángulos** centrados con respecto a la placa volar y con anchura entre 5-6 mm y la altura y distancia al centro de los arcos de anillo de las placas en función de la polea. (*figura 3.7.8*)

Los **puntos** donde las curvas proyectadas de los tendones intersecan con los planos de trabajo creados (*figura 3.7.7*) se utilizaron como referencia para definir los bocetos de los perfiles.

Los puntos mencionados se utilizaron haciendo que la línea más externa pasara por dichos puntos (ver punto señalado en la *figura 3.7.8*). De esta manera, el rectángulo utilizado siempre abarca todo el tendón dejando una pequeña holgura, que más adelante determinará el grosor de las poleas. Este último aspecto se replicará en el otro grupo de poleas (A0, A2 y A4).

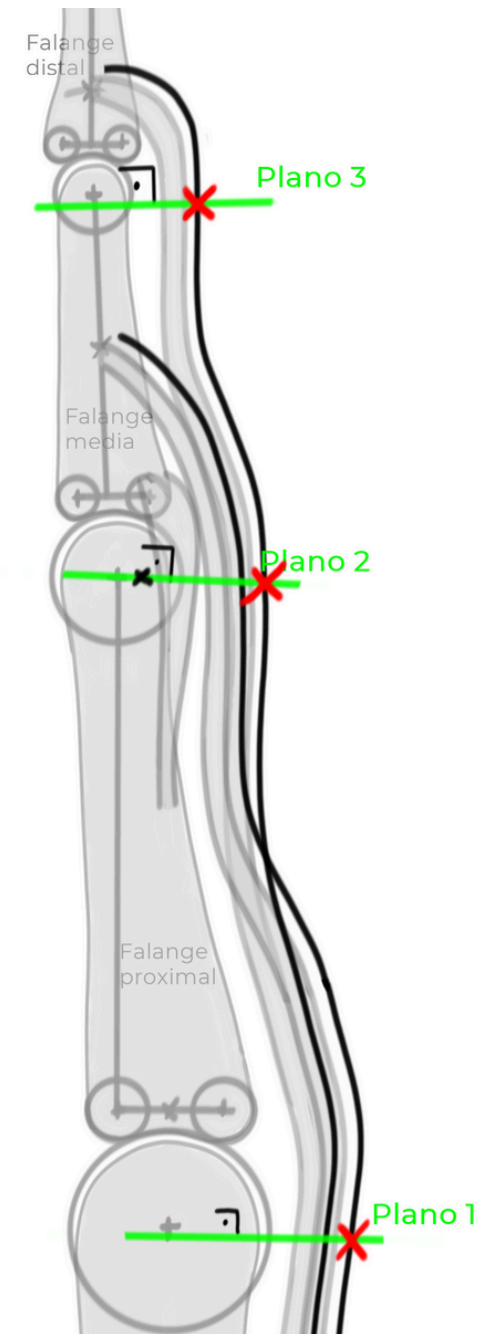


Figura 3.7.7 intersección de los planos de las poleas A1, A3 y A5 con curvas proyectadas de los tendones

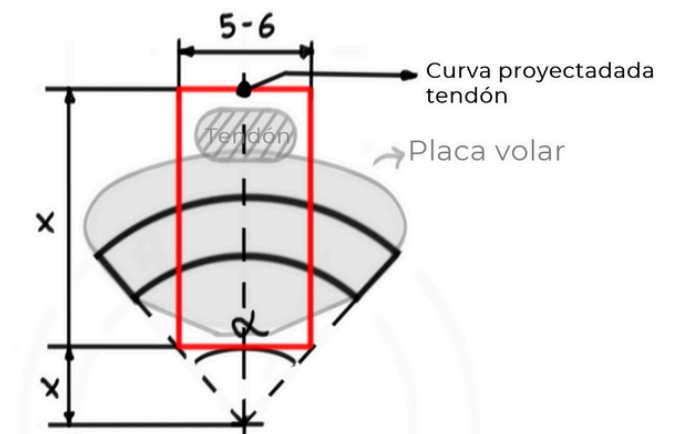


Figura 3.7.8: definición y geometría del perfil para las poleas A1, A3 y A5

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.7 POLEAS

Con el objetivo de controlar mejor la colocación de las poleas independientemente de la posición del dedo, se optó por realizar una **extrusión bidireccional**, es decir, el sólido se genera en las dos direcciones posibles perpendiculares al boceto. Además, se aplicaron ecuaciones a la distancias de extrusión de manera que la extrusión en cada sentido fuera variable (aunque la extrusión total en valor absoluto es constante) en función los ángulos formados por las articulaciones.

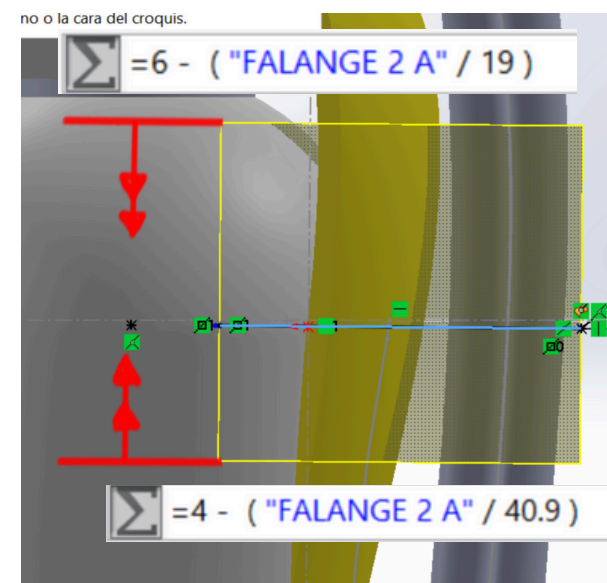


Figura 3.7.9: funcionamiento de la extrusión bidireccional de la polea A1

En el caso de la **polea A1**, las ecuaciones funcionan en base al ángulo de la **falange proximal**. En dirección positiva, la extrusión parte de **6 mm** cuando el ángulo sea de **0°** e irá reduciendo a medida que la falange flexiona. En dirección negativa, parte de **4 mm** e irá reduciendo también, aunque de manera más sutil.

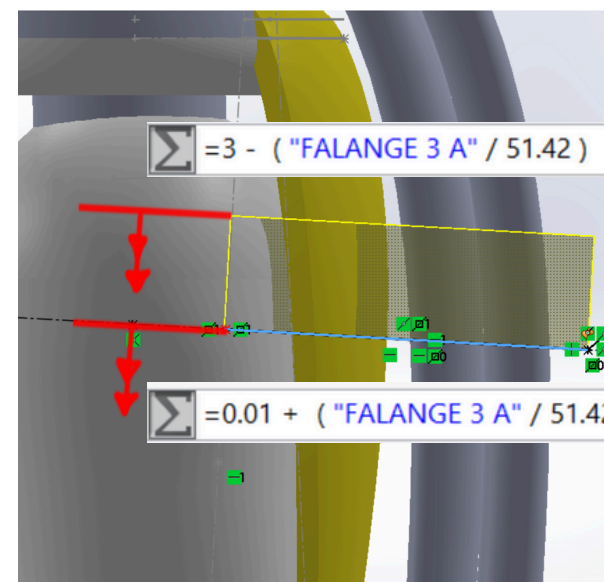


Figura 3.7.10: funcionamiento de la extrusión bidireccional de la polea A3

En el caso de la **polea A3**, las ecuaciones funcionan en base al ángulo de la **falange media**. En dirección positiva, la extrusión parte de **3 mm** cuando el ángulo sea de **0°** y irá reduciendo a medida que la falange flexiona. En dirección negativa, parte casi de **0 mm** e irá aumentando en la misma medida

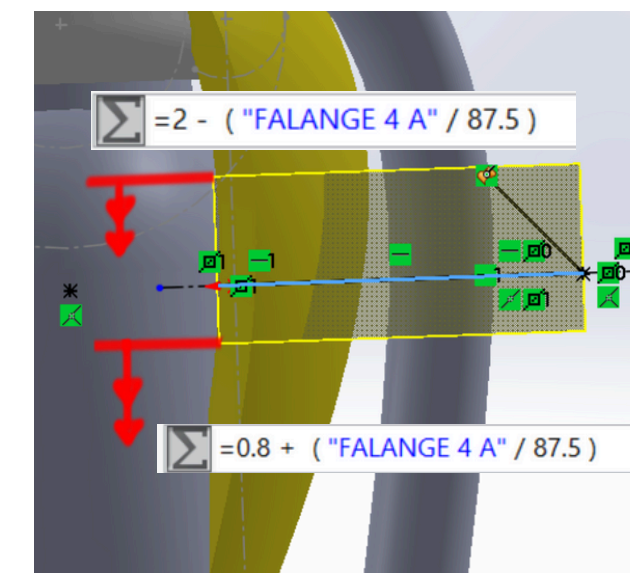


Figura 3.7.11: funcionamiento de la extrusión bidireccional de la polea A5

En el caso de la **polea A5**, las ecuaciones funcionan en base al ángulo de la **falange distal**. En dirección positiva, la extrusión parte de **2 mm** cuando el ángulo sea de **0°** y se va reduciendo a medida que la falange flexiona. En dirección negativa, parte casi de **0.8 mm** e irá aumentando en la misma medida

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.7 POLEAS

### 3.7.2 POLEAS A0, A2 Y A4

Estas poleas son de **mayor tamaño** y abarcan tramos más **largos** de los tendones, por lo que en este caso sí se consideró relevante representar unas poleas cuya forma se adaptara a la curva de los tendones en cada tramo, sin importar la posición del dedo. Debido a estas características se optó por realizar **recubrimientos** para obtener resultados satisfactorios.

#### POLEAS A0, A2 Y A4 - PERFILES Y LÍNEAS GUÍA

Se estimaron necesarios **2 perfiles** por polea, uno **superior** y otro **inferior**. Para establecer los planos de trabajo (uno para cada perfil) se utilizaron como referencia algunos planos del modelado de las falanges y proyecciones desfasadas de las curvas descritas por los tendones para obtener los planos necesarios. (figura 3.7.12)

Como se puede observar los planos superiores (4 y 6) son paralelos a los planos que separan base y cuerpo de las falanges y están situados a una distancia  $x$  de los mismos.

De la misma forma se establecieron otros planos a menos distancia, y los puntos de intersección entre estos y las curvas proyectadas de los tendones se utilizaron para obtener los planos inferiores (planos 1, 3 y 5), perpendiculares a la curvas de los tendones en los puntos mencionados. De esta forma también se obtuvo el plano superior (2) de la polea A0.

Esta forma de establecer los planos dio los **mejores resultados** con respecto a la **adaptación** de las poleas a los tendones y a la conservación de los tamaños y proporciones de manera bastante uniforme independientemente de la posición del dedo.

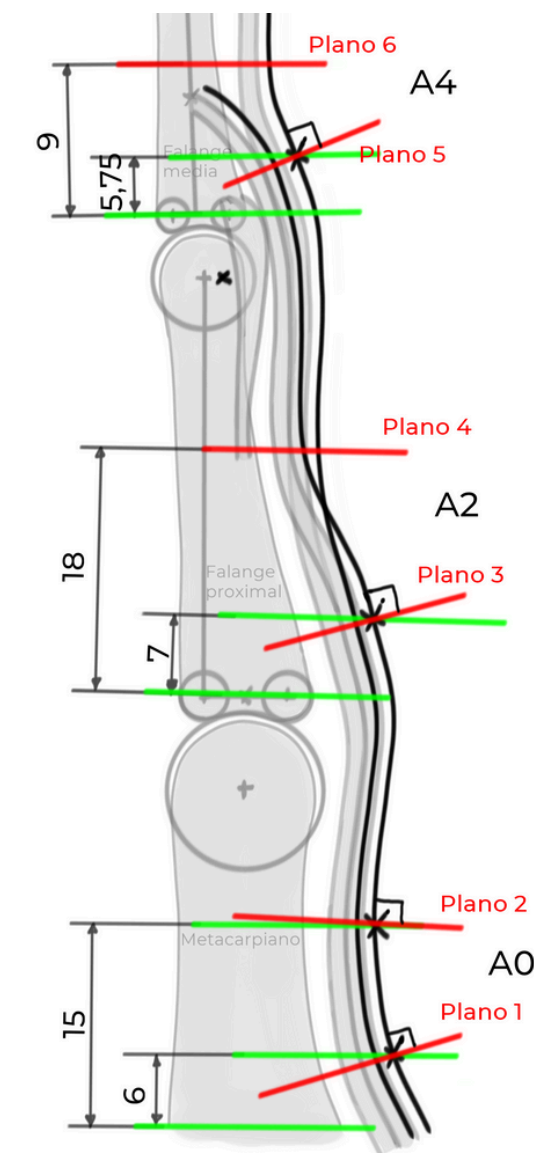


Figura 3.7.12: definición de planos para los perfiles de las poleas A0, A2 y A4

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.7 POLEAS

### POLEAS A0, A2 Y A4 - PERFILES Y LÍNEAS GUÍA

Los planos de trabajo y su intersección con las proyecciones de los dos tendones se utilizaron para **delimitar** y **recortar** los tramos necesarios de cada curva proyectada desfasada, obteniendo así las **líneas guía** (figura 3.7.13). En el caso de la **polea A2**, en el tramo abarcado, los tendones se cruzan y las proyecciones penetran en los tendones, por lo que se creó un **"spline"** que conectaba los puntos de intersección generados por los dos planos correspondientes.

Por su parte, los **bocetos** de los perfiles se basan en la misma geometría vista en las poleas articulares, con anchuras entre 4,75 y 7,25 mm, y en este caso **centrados** y **acotados** respecto al centro de las **cabezas de las falanges**, tal y como se ve en el ejemplo de la figura 3.7.14.

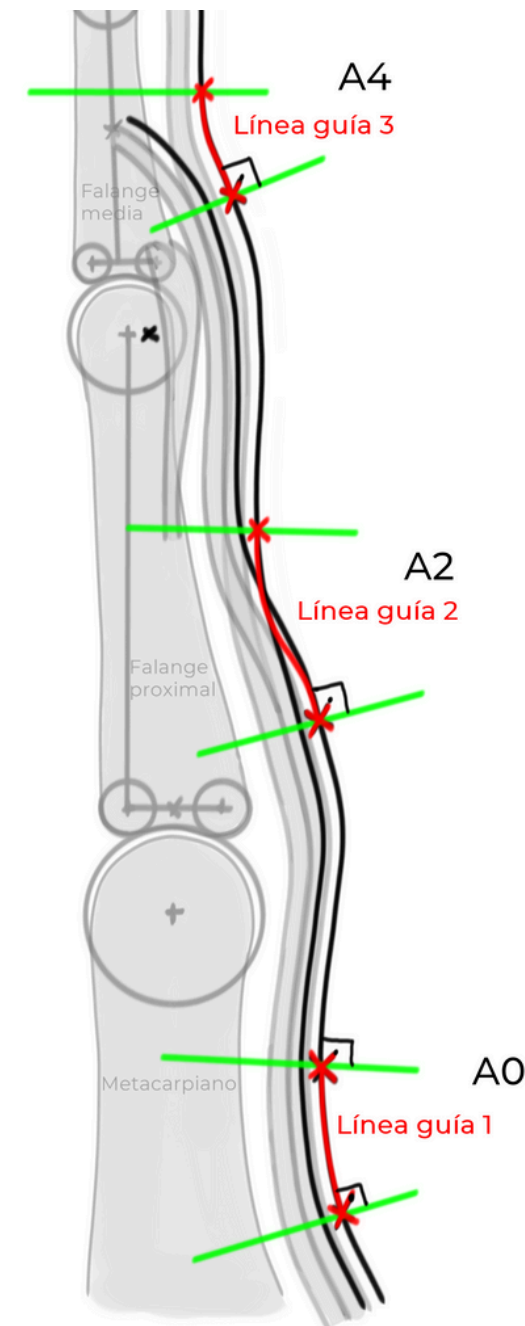


Figura 3.7.13: definición de líneas guía de las poleas A0, A2 y A4 (vista de perfil)

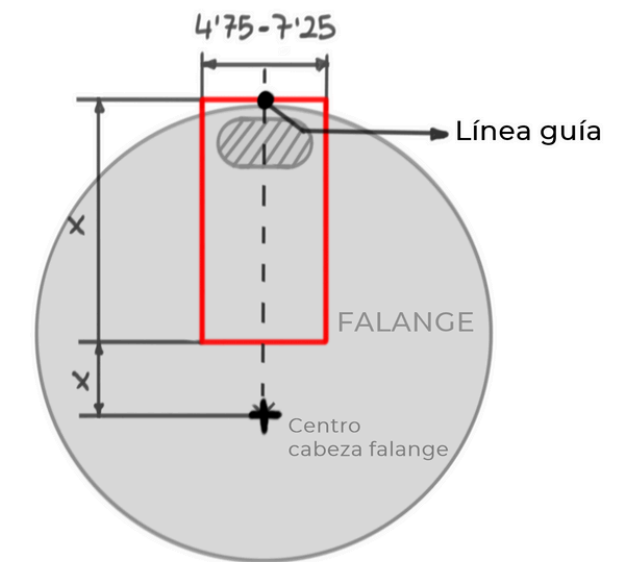


Figura 3.7.14: geometría y posicionamiento de los perfiles de las poleas A0, A2 y A4

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.7 POLEAS

### POLEAS A0, A2 Y A4 - VISTAS PRELIMINARES

A continuación se muestran las vistas preliminares de las operaciones de recubrimiento de cada polea

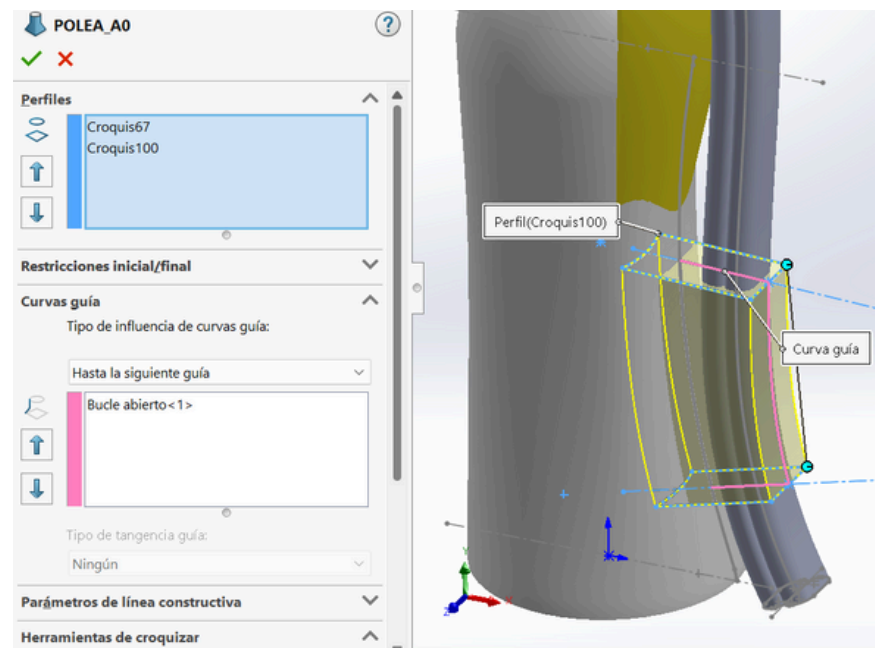


Figura 3.7.15: recubrimiento polea A0

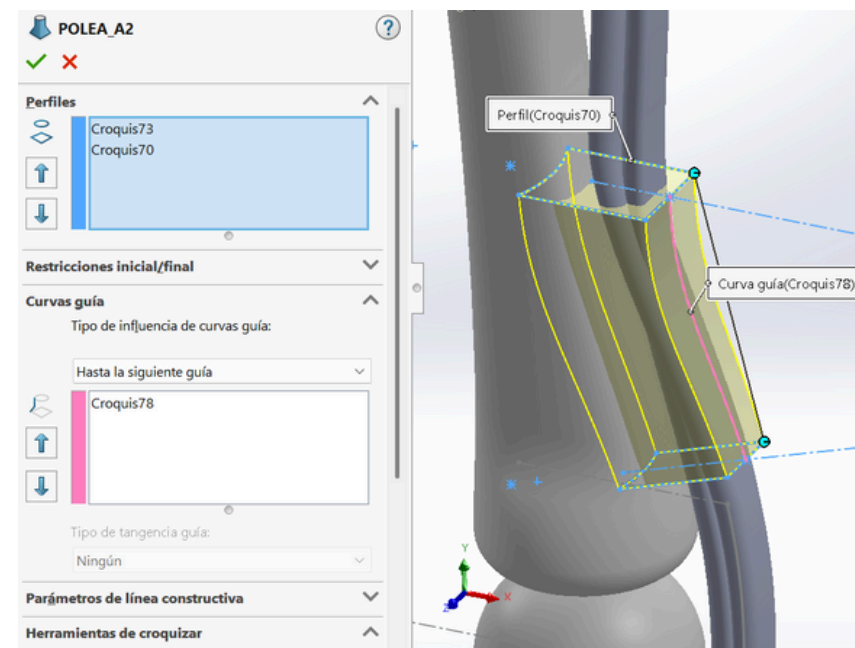


Figura 3.7.16: recubrimiento polea A2

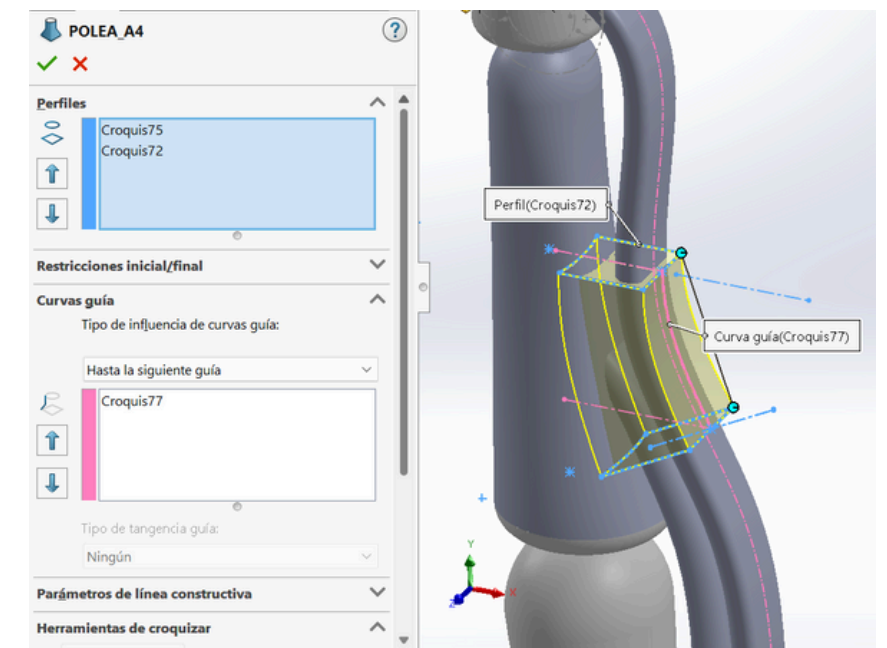


Figura 3.7.17: recubrimiento polea A4

Obviamente las poleas no son macizas, ya que tienen un agujero longitudinal por donde deslizan los tendones, pero se decidió tratar los agujeros en la **fase final** del modelado.

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.7 POLEAS

### 3.7.3 POLEAS - RESULTADOS

A continuación se muestran los resultados obtenidos tras las operaciones de extrusión (poleas A1, A3 y A5) y recubrimiento (poleas A0, A2 y A4).

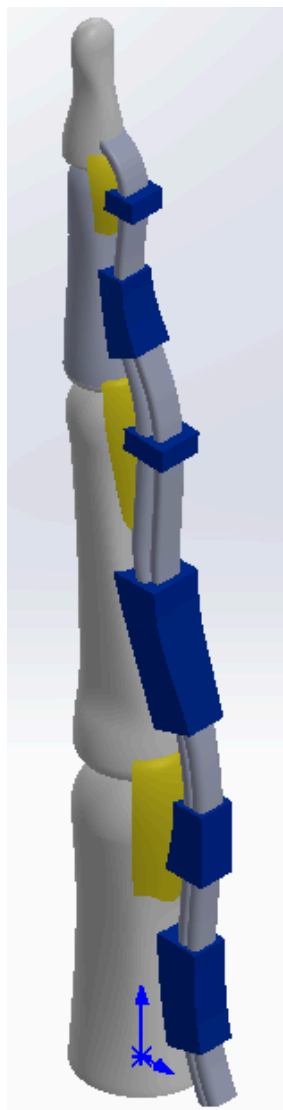


Figura 3.7.18: modelo tras modelado de poleas

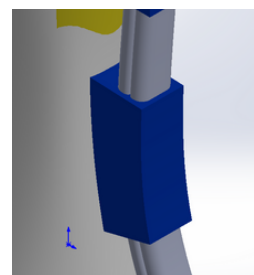


Figura 3.7.19: polea A0

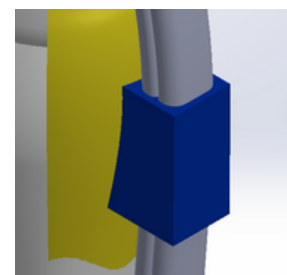


Figura 3.7.20: polea A1

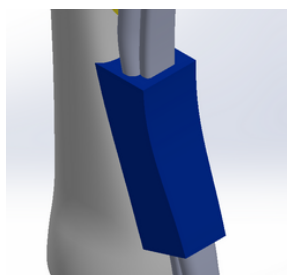


Figura 3.7.21: polea A2

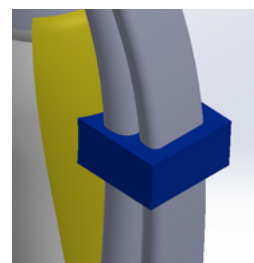


Figura 3.7.22: polea A3

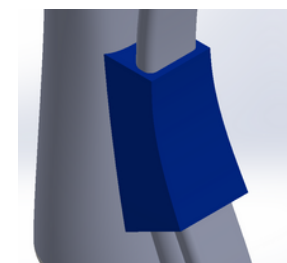


Figura 3.7.23: polea A4

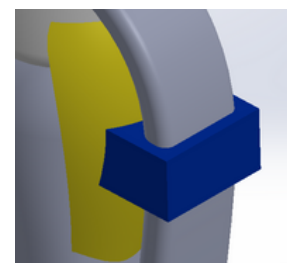


Figura 3.7.24: polea A5

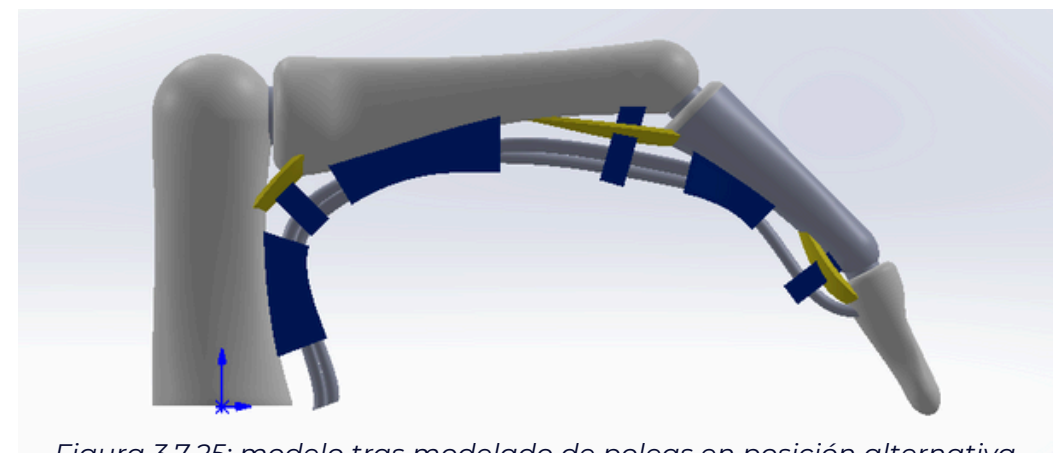


Figura 3.7.25: modelo tras modelado de poleas en posición alternativa

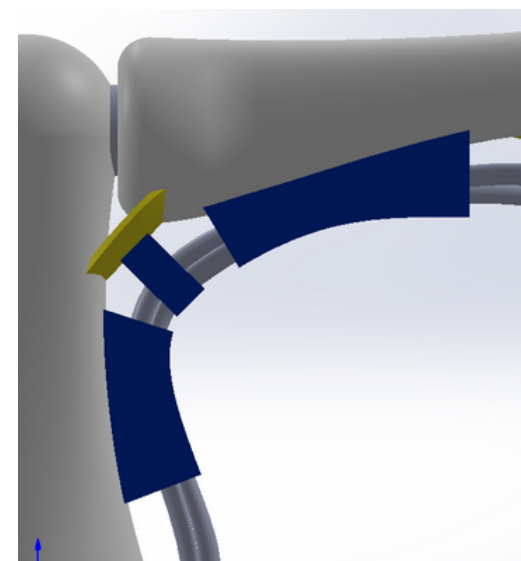


Figura 3.7.26: detalle poleas A0, A1 y A2

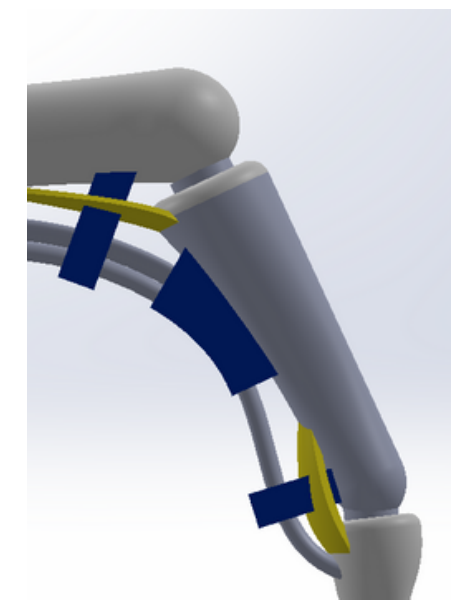


Figura 3.7.27: detalle poleas A3, A4 y A5

Obviamente las poleas reales no son macizas, ya que los tendones deslizan a través las mismas, pero se decidió tratar los agujeros en la **fase final** del modelado por razones que se explicarán en dicha fase.

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.8 FASE FINAL

En los apartados anteriores, como ya se han mencionado en varias ocasiones, al ejecutar la mayoría de operaciones se ha desactivado la opción **“fusionar resultado”**, convirtiendo los sólidos resultantes en **independientes**. Como consecuencia, hay elementos, como el tendón superficial, que se corresponden con más de un **sólido**. Además, hay sólidos que **interfieren entre sí**, como por ejemplo la parte de los tendones que penetra en las falanges.

En esta última será necesario **gestionar** los sólidos de manera que todas las partes del dedo estén íntegramente definidas por un sólo sólido. Para ello, el hecho de que los sólidos derivados de cada operación sean independientes, permitirá la aplicación de las herramientas de **intersección** y **combinación** necesarias para gestionar los sólidos y definir de manera definitiva todos los elementos (tendones, poleas, falanges, etc.).

En esta fase también se completará el modelado de las poleas y se realizarán los últimos detalles.

### 3.8.1 INTERSECCIÓN Y COMBINACIÓN DE ELEMENTOS

La herramienta **“intersección”** permite seleccionar **distintos** sólidos que **interfieran** o **penetren** entre sí y convertir las regiones intersección de los mismos (parte común) y las regiones que no pertenecen a dicha intersección como sólidos **nuevos** e **independientes**. En la *figura 3.8.1* se muestra un ejemplo básico representativo de cómo funcionaría esta herramienta con un ejemplo de dos sólidos sencillos que intersecan entre sí.

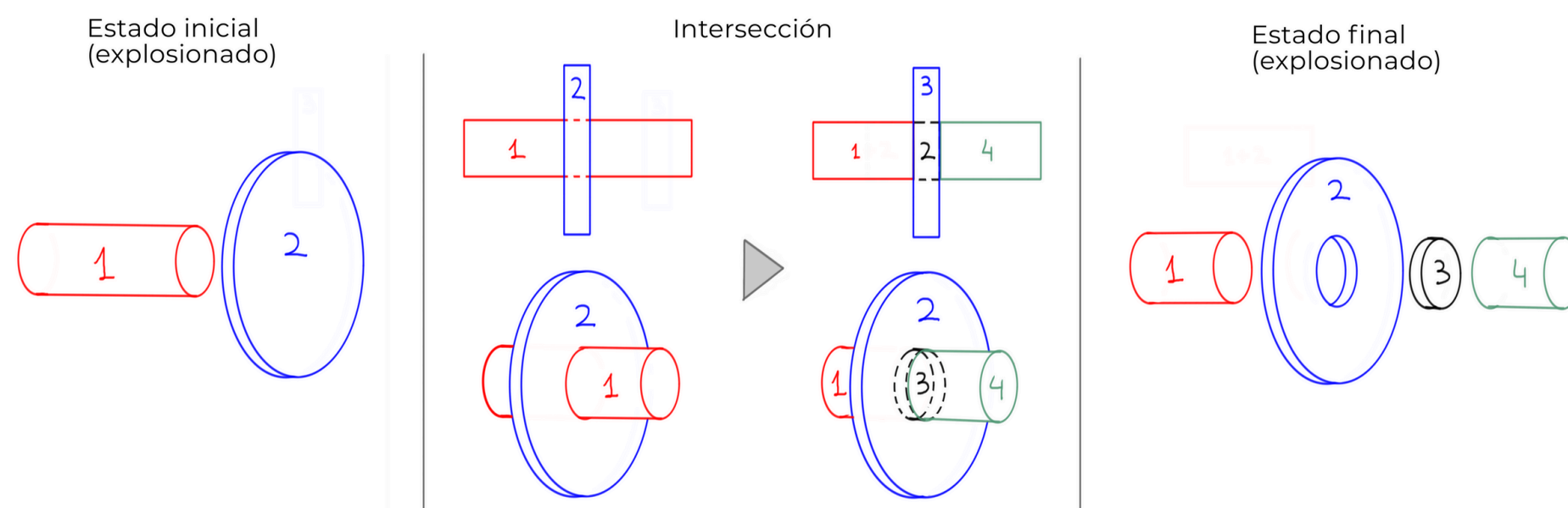


Figura 3.8.1: esquema de funcionamiento de la herramienta intersección

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.8 FASE FINAL

Por otra parte, está la herramienta combinar, la cual permite seleccionar un grupo de sólidos independientes que estén en contacto y combinar dos o más en uno sólo, o eliminarlos según se necesite. La *figura 3.8.2* muestra un ejemplo de cómo funcionaría la herramienta, partiendo del resultado del ejemplo anterior

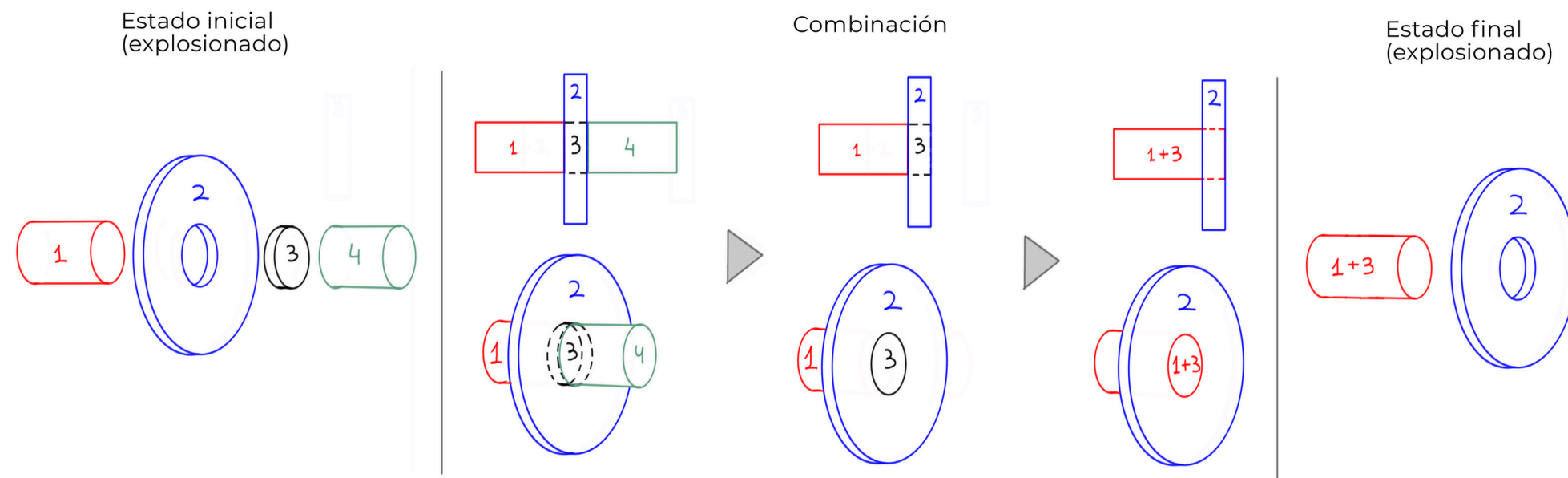


Figura 3.8.2: esquema de funcionamiento de la herramienta intersección

El proceso consistió en dividir el conjunto en grupos de sólidos que interfieren entre sí e ir realizando uno a uno la operación de intersección separar los grupos en nuevos sólidos y posteriormente combinar/eliminar unos u otros para obtener las distintas partes del dedo compuestas por un sólo sólido.

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.8 FASE FINAL

- **METACARPIANO/FALANGES - POLEAS (A0, A2 Y A4)**

A continuación se muestra en varias imágenes el proceso del **caso Falange media-Polea A4**, que será análogo a los otros casos de interferencias entre falanges/metacarpiano y poleas.

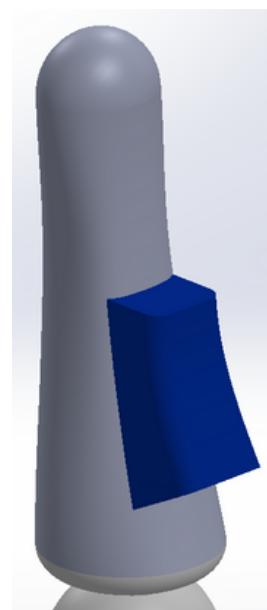


Figura 3.8.3: falange media-polea A4

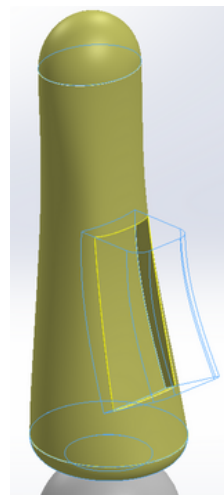


Figura 3.8.4: falange media-polea A4. Intersección, Región 1

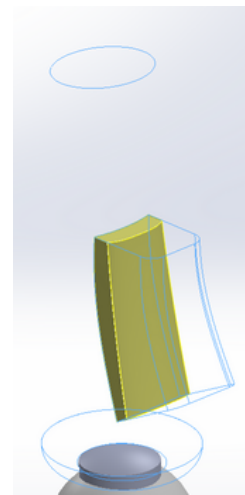


Figura 3.8.5: falange media-polea A4. Intersección, Región 2

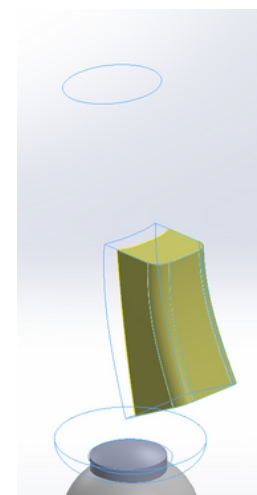


Figura 3.8.6: falange media-polea A4. Intersección, Región 3



Figura 3.8.7: falange media-polea A4. Combinación Regiones 1 y 2

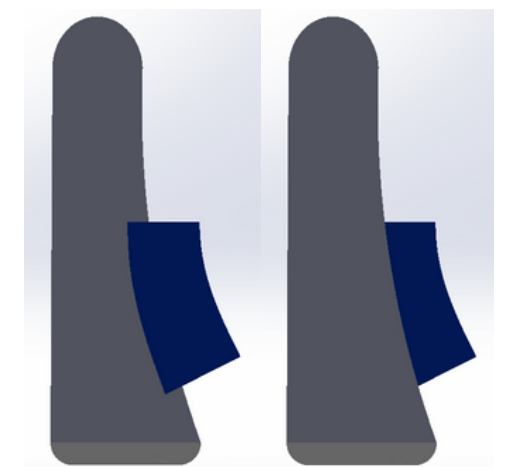


Figura 3.8.8: falange media-polea A4. Vista en sección antes/después de intersección y combinación

Tal y como muestran las imágenes, tras aplicar la **intersección**, la región intersección (*figura 3.8.5*) se **combina** con la región 1 (*figura 3.8.4*) integrándose en la falange.

A simple vista, el cambio es inapreciable, pero como se puede comprobar en las vistas de sección antes y después (*figura 3.8.8*), internamente, los sólidos han cambiado su composición y, aunque en contacto, la falange y la polea ya no se penetran en ningún punto.

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.8 FASE FINAL

- **PLACAS VOLARES - POLEAS (A1, A3 Y A5)**

A continuación se muestra el ejemplo del caso **Placa volar MCF - Polea A1**. En este caso, por un lado se combinó la región intersección (figura 3.8.12) con la región de la placa (figura 3.8.10), tal y como se ve en la figura 3.8.14, y por otro lado, se eliminó la región sobrante de la polea (figura 3.8.11). La figura 3.8.15 ilustra mejor el resultado del proceso.

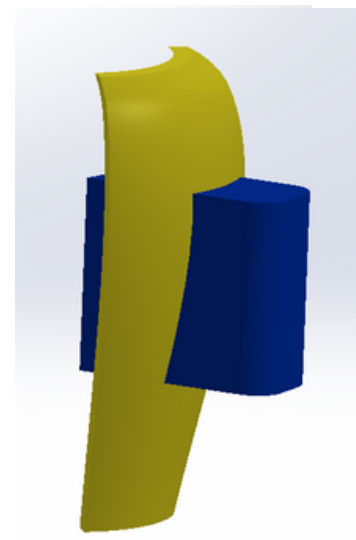


Figura 3.8.9: placa volar MCF - Polea A1

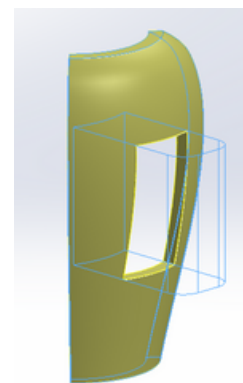


Figura 3.8.10: placa volar MCF-Polea A1. Intersección, Región 1 placa

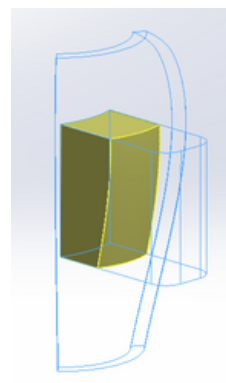


Figura 3.8.11: placa volar MCF-Polea A1. Intersección, Región 2

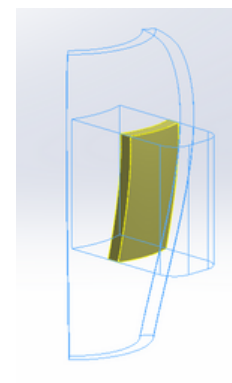


Figura 3.8.12: placa volar MCF-Polea A1. Intersección, Región intersección

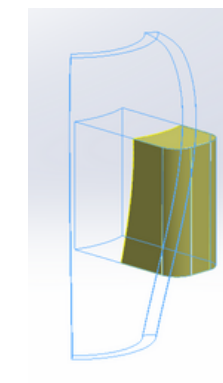


Figura 3.8.13: placa volar MCF-Polea A1. Intersección, Región 3

### Intersección

### Combinación

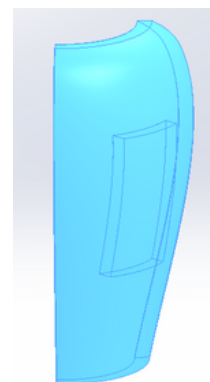


Figura 3.8.14 Captura: placa volar MCF-Polea A1. Combinación de Región 1 placa con Región intersección

### Antes/después

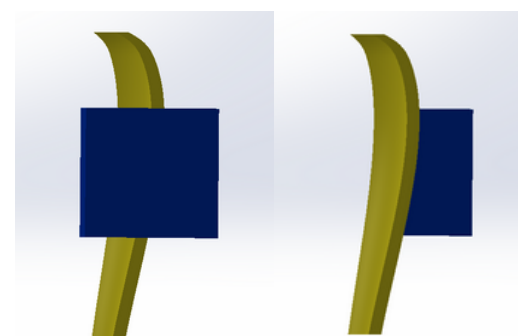


Figura 3.8.15: placa volar MCF-Polea A1. Vista en sección antes/después de intersección y combinación

El proceso para el resto de casos de **interferencias placas volares-poleas** será el mismo.

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.8 FASE FINAL

### • METACARPIANO/FALANGES - PLACAS VOLARES - CARTÍLAGOS ARTICULARES

A continuación se muestra en varias imágenes el proceso del **caso Metacarpiano - Placa volar MCF - Cartílago MCF**. En este caso se el proceso consistió en combinar las regiones intersección metacarpo-placa (*figura 3.8.18*) y metacarpo-cartílago (*figura 3.8.20*) con la región del metacarpo (*figura 3.8.17*). La *figura 3.8.23* muestra mejor el resultado del proceso.

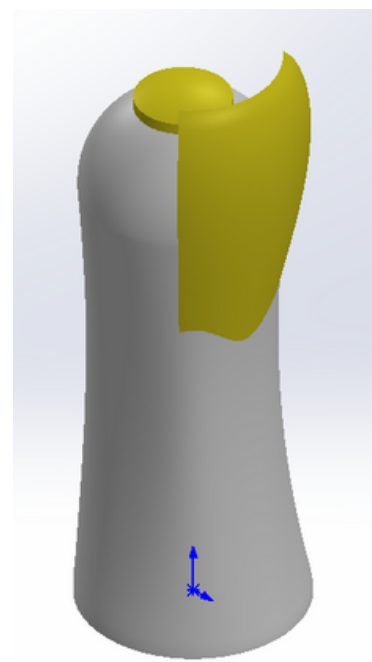


Figura 3.8.16: metacarpo-placa volar MCF-Cartílago MCF. Intersección, Región metacarpo

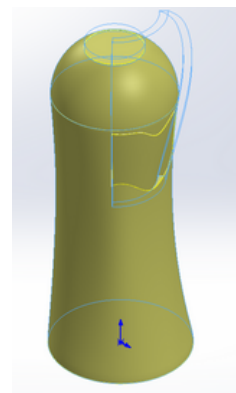


Figura 3.8.17: metacarpo-placa volar MCF-Cartílago MCF. Intersección, Región metacarpo

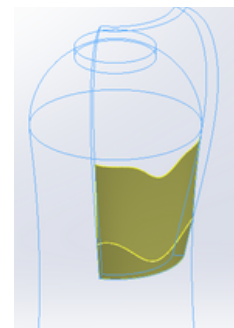


Figura 3.8.18: metacarpo-placa volar MCF-Cartílago MCF. Intersección, Región intersección metacarpo-placa

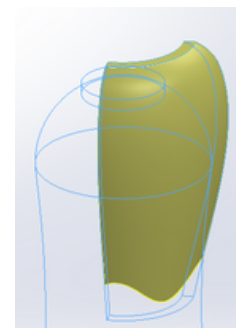


Figura 3.8.19: metacarpo-placa volar MCF-Cartílago MCF. Intersección, Región MCF

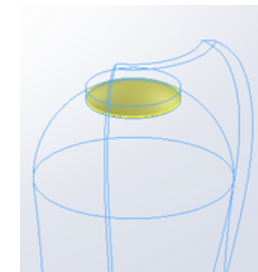


Figura 3.8.20: metacarpo-placa volar MCF-Cartílago MCF. Intersección, Región intersección metacarpo-cartílago

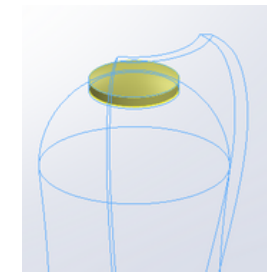


Figura 3.8.21: metacarpo-placa volar MCF-Cartílago MCF. Intersección, Región cartílago

### Combinación

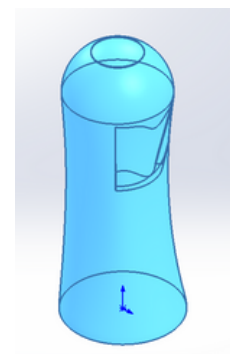


Figura 3.8.22: placa volar MCF-Polea AI. Combinación de Región placa con Región intersección

### Antes/después

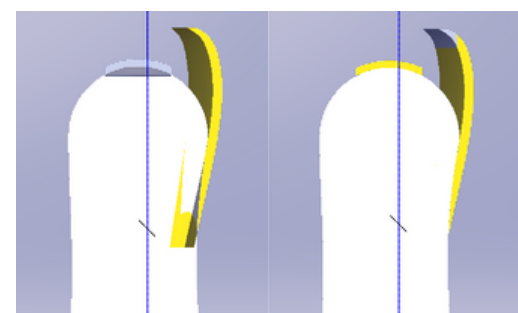


Figura 3.8.23: metacarpo-placa volar MCF-Cartílago MCF. Vistas en sección antes/después de intersección y combinación

El proceso para el resto de casos de **interferencias falanges-placas-cartílagos** será el mismo.

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.8 FASE FINAL

- **TENDÓN SUPERFICIAL: UNIÓN DE TRAMOS**

En el caso del tendón estaba compuesto por dos operaciones de recubrimiento distintas que habían dado lugar a **dos sólidos** por lo que fue necesario **combinar** ambos tramos el tendón en **un sólo sólido**.

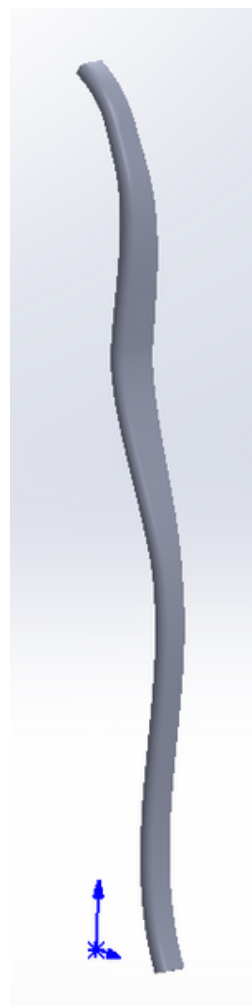


Figura 3.8.24: tramo 2 del tendón superficial



Figura 3.8.25: tramo 2 del tendón superficial



Figura 3.8.26: tramo 1 del tendón superficial

### Combinación

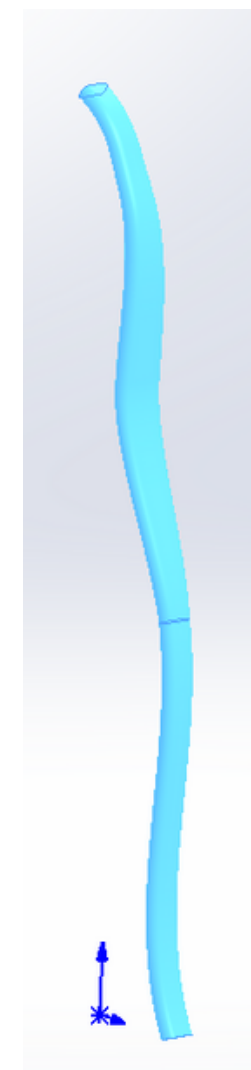


Figura 3.8.27. combinación tramos tendón superficial

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.8 FASE FINAL

### • FALANGES-TENDONES

A continuación se muestra en varias imágenes el proceso del **caso Falange media-Tendón superficial**. En este caso el tendón penetra en la falange, por lo que se combinó la región intersección falange-tendón (*figura 3.8.30*) con la región de la falange (*figura 3.8.29*). En la *figura 3.8.33* se puede observar mejor el resultado.

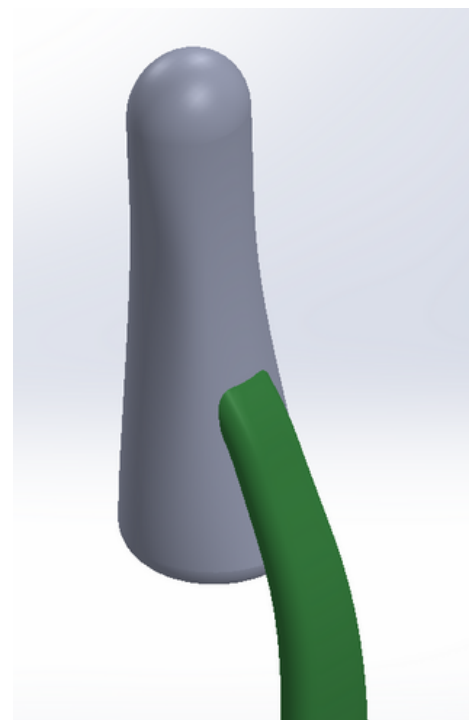


Figura 3.8.28: falange media-tendón superficial.

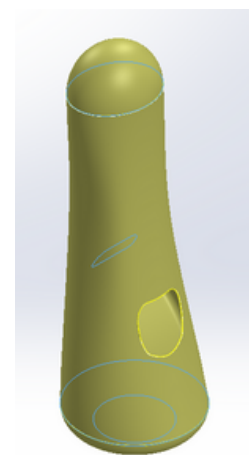


Figura 3.8.29: falange media-tendón superficial. Intersección, región falange media

### Intersección

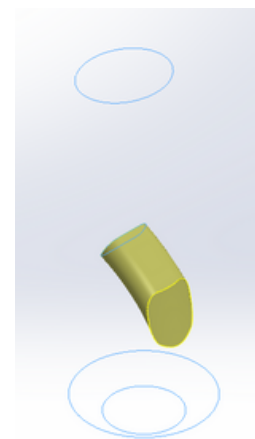


Figura 3.8.30: falange media-tendón superficial. Intersección, región intersección

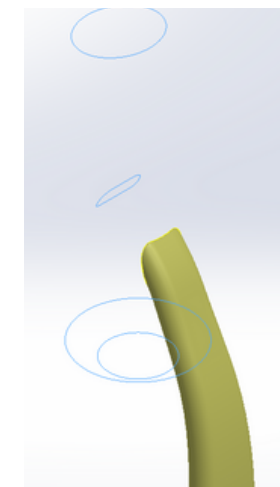


Figura 3.8.31: falange media-tendón superficial. Intersección, región tendón

### Combinación

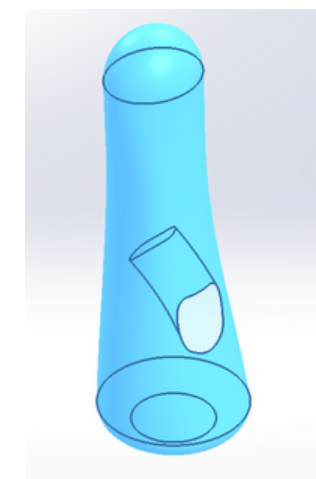


Figura 3.8.32: falange media-tendón superficial. Combinación región intersección con región falange.

### Antes/después

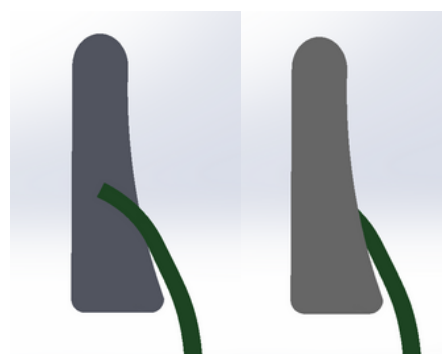


Figura 3.8.33: Falange media-tendón superficial. Secciones antes y después de la intersección/combinación

El proceso fue exactamente el mismo para la interferencia Falange distal-Tendón profundo

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.8 FASE FINAL

### 3.8.2 POLEAS - INTERFERENCIAS Y ÚLTIMOS DETALLES

Debido a errores en el programa, las interferencias entre los **tendones** y las **poleas** se trabajaron mediante operaciones de **barrido/recubrimiento de corte**. En un barrido/recubrimiento normal, la forma generada por la operación se convierte en sólido nuevo, pero en el caso del **barrido/recubrimiento de corte**, el **espacio** abarcado por la forma generada es **cortado/eliminado**, es decir, que si un sólido ya existente ocupa parcial o completamente dicho espacio, será cortado, dejando la forma exacta de la operación **vacía**.

#### TENDÓN PROFUNDO-POLEAS (A1, A2, A3, A4, A5)

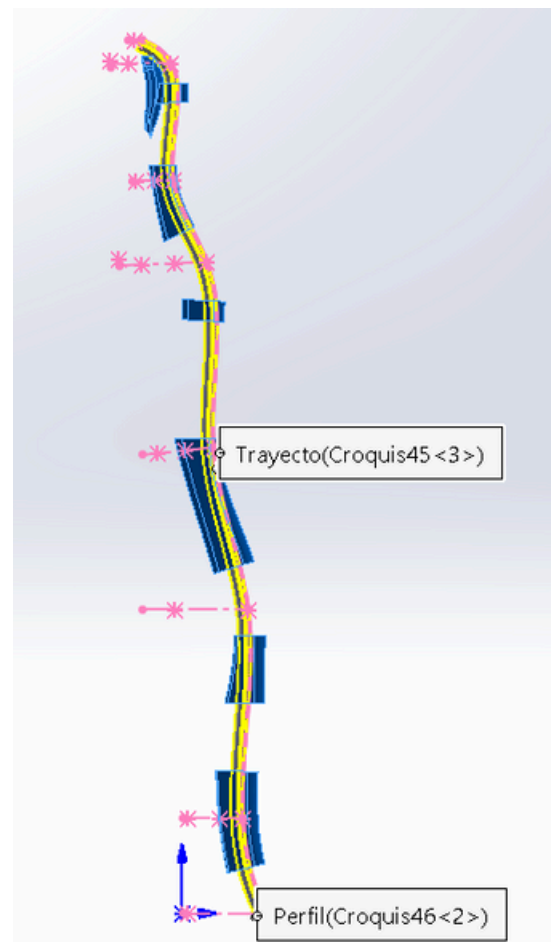


Figura 3.8.34: barrido de corte sobre las poleas y el tendón superficial

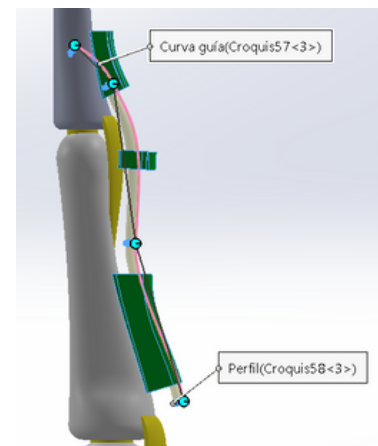


Figura 3.8.35: recubrimiento de corte 2 sobre las poleas.

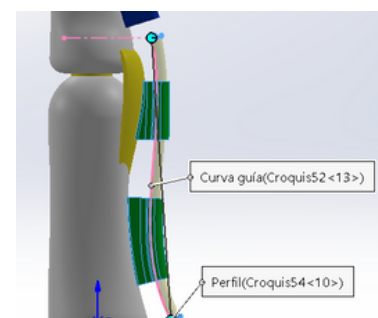


Figura 3.8.36: recubrimiento de corte 1 sobre las poleas

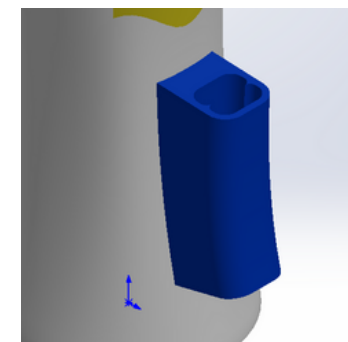


Figura 3.8.37: corte de los tendones en polea A0

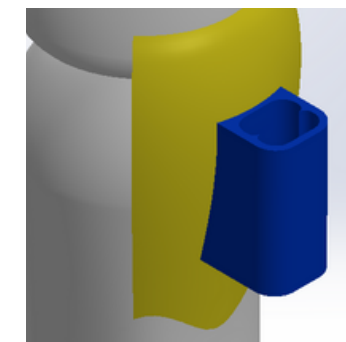


Figura 3.8.38: corte de los tendones en polea A1

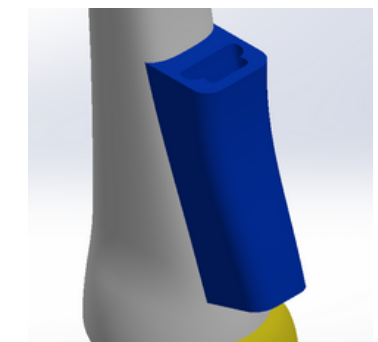


Figura 3.8.39: corte de los tendones en polea A2

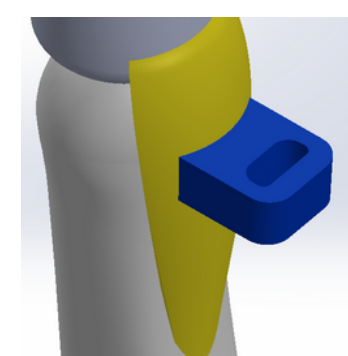


Figura 3.8.40: corte de los tendones en polea A3

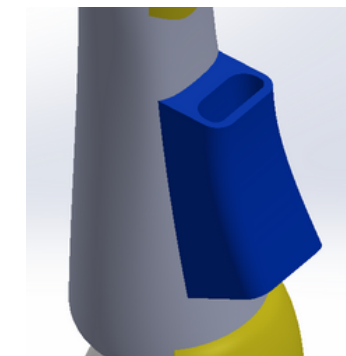


Figura 3.8.41: corte de los tendones en polea A4

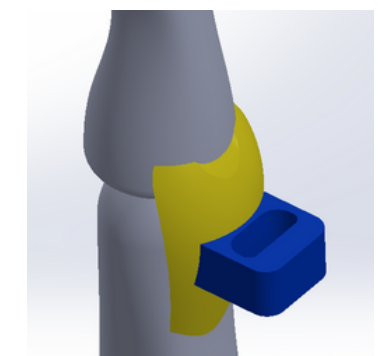


Figura 3.8.42: corte de los tendones en polea A5

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.8 FASE FINAL

### POLEAS - ÚLTIMOS DETALLES

Las poleas no rodean totalmente los tendones como un anillo, si no que más bien lo sujetan como cintas cuyos extremos están anclados a las falanges (A0, A2 y A4) o placas volares (A1, A3 y A5), es decir, no hay polea entre las falanges/placas y los tendones

Por este motivo, para completar el modelado, se realizaron **extrusiones**, **recubrimientos** o **barridos de corte** para eliminar la parte sobrante. Para ello, tomando de referencia los huecos de los tendones, se definieron los perfiles en las caras superiores e inferiores de las poleas, y en algunos casos también se definieron líneas guía para que el corte siguiera la curva de los tendones.

Por otro lado, también se aplicaron pequeños **redondeos** de entre 0,3 y 1 mm tanto en aristas vivas internas como externas para evitar posibles concentradores de tensiones y darles un aspecto más **orgánico** a las poleas.

A continuación se muestran las vistas preliminares de las operaciones y el resultado final de cada polea.

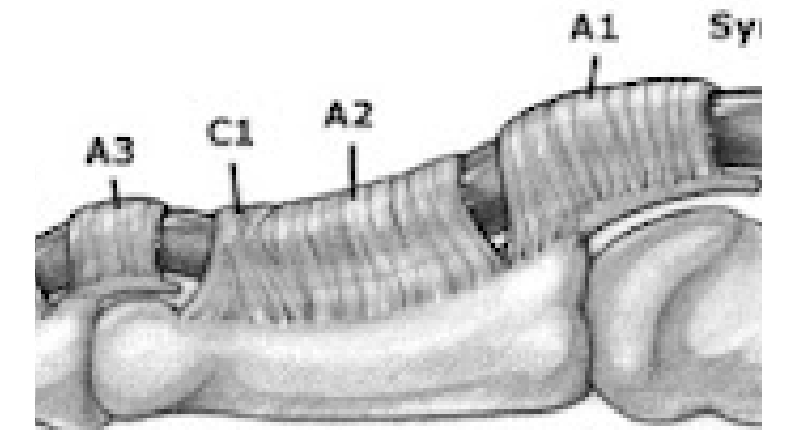


Figura 3.8.43: ilustración detalle de poleas [3.8.43]

Polea A0

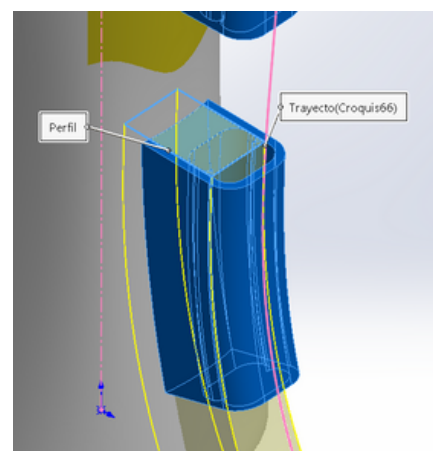


Figura 3.8.44: barrido de corte sobre la polea A0

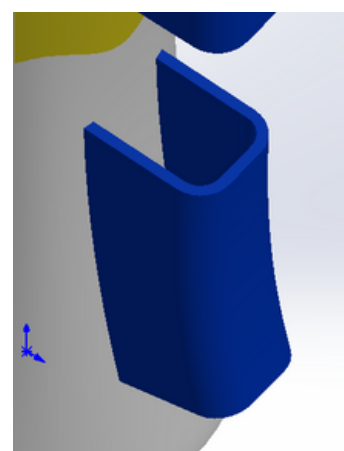


Figura 3.8.45: polea A0

Polea A1

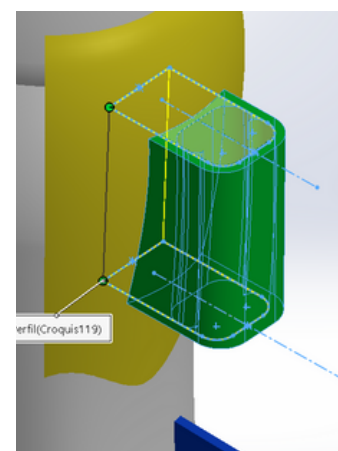


Figura 3.8.46: barrido de corte sobre la polea A1

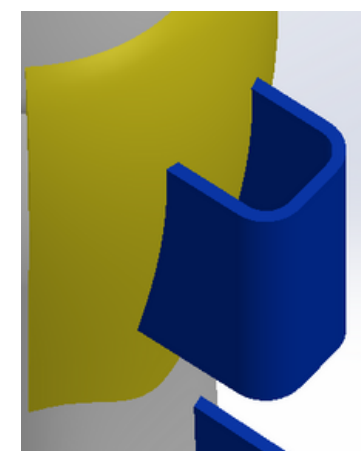


Figura 3.8.47: polea A1

Polea A2

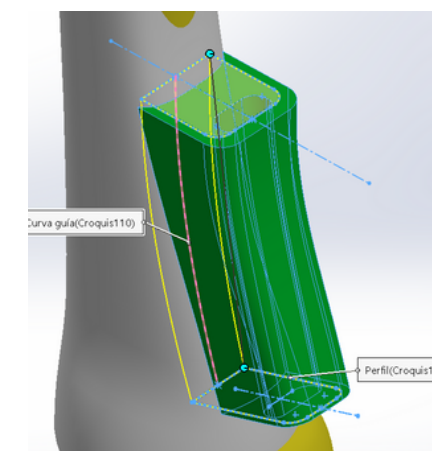


Figura 3.8.48: barrido de corte sobre la polea A2

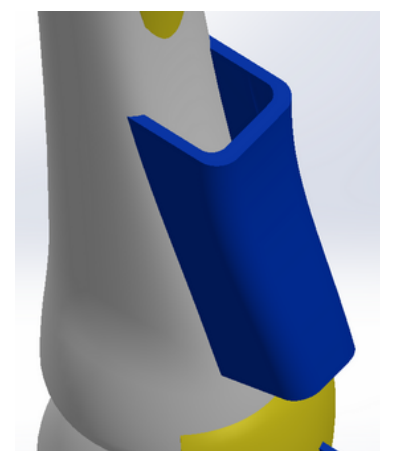


Figura 3.8.49: polea A2

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.8 FASE FINAL

Polea A0

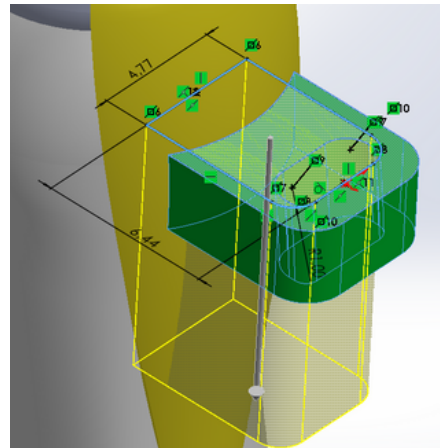


Figura 3.8.50: barrido de corte sobre la polea A3



Figura 3.8.51: polea A3

Polea A1

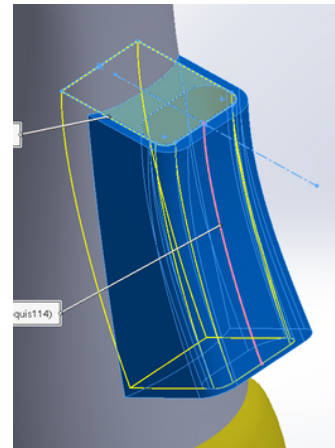


Figura 3.8.52: barrido de corte sobre la polea A4

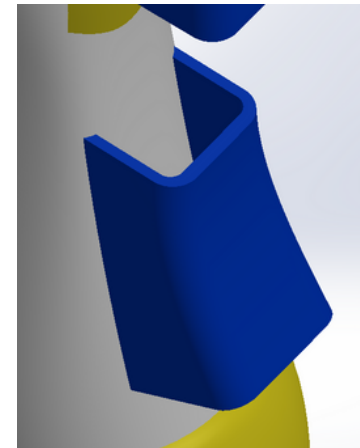


Figura 3.8.53: polea A4

Polea A2

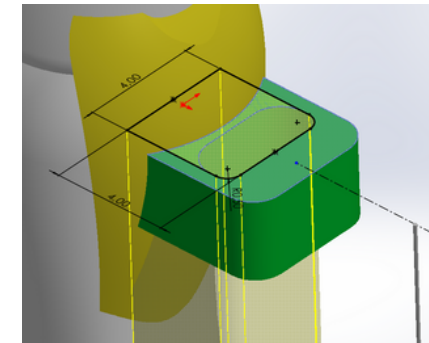


Figura 3.8.54: barrido de corte sobre la polea A5



Figura 3.8.55: polea A5

# 3. DESARROLLO DEL MODELO PARAMÉTRICO

## 3.8 FASE FINAL

### 3.8.3 MODELO COMPLETO - RESULTADOS FINALES

Aquí se puede observar el dedo en varias posiciones y desde distintas perspectivas y con distintos colores aplicados para distinguir mejor las partes. El resultado obtenido satisface los **objetivos** tanto **funcionales** como **estéticos**, con un aspecto bastante orgánico gracias a las formas y colores, y sobre todo, con la capacidad de posicionarse de distintas formas controlando la flexión de cada falange independientemente. Además, por la forma en que está modelado, se pueden controlar distintas cotas para cambiar proporciones y dimensiones de distintas partes.

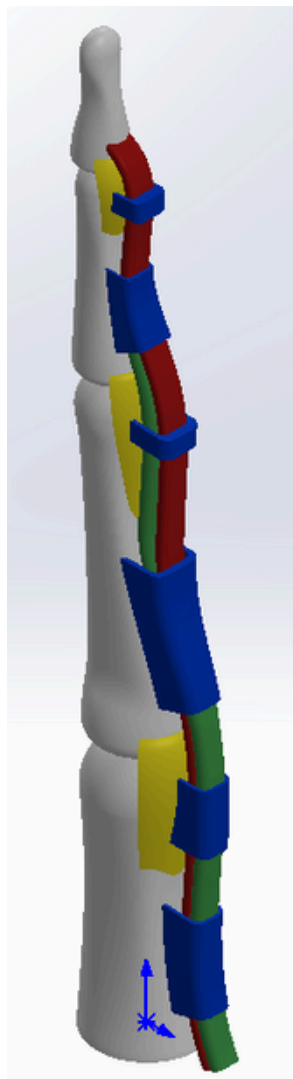


Figura 3.8.56: modelo del dedo completo

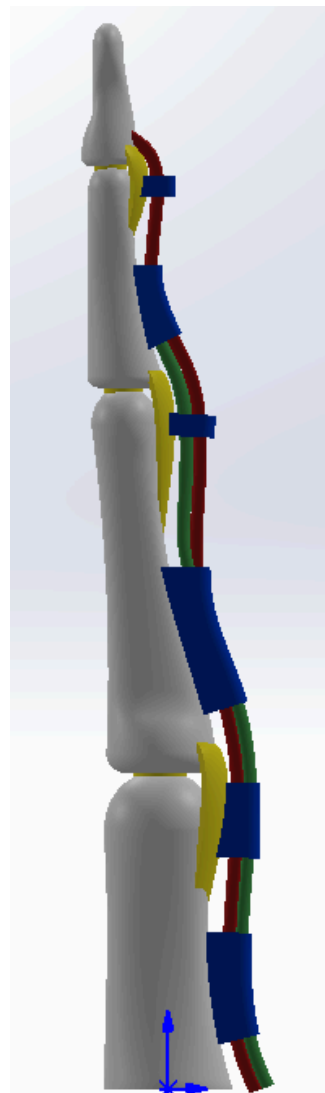


Figura 3.8.57: modelo del dedo completo (perfil)

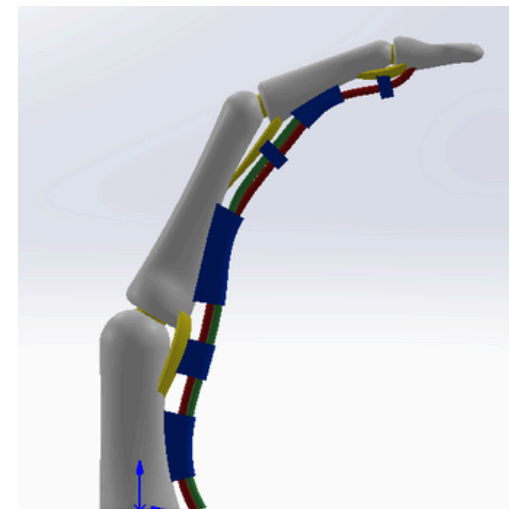


Figura 3.8.58: modelo del dedo completo variante de posición 1

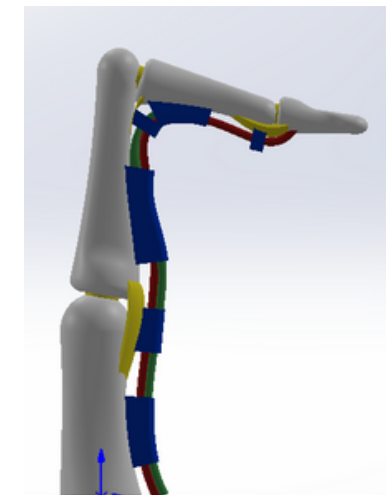


Figura 3.8.59: modelo del dedo completo variante de posición 3

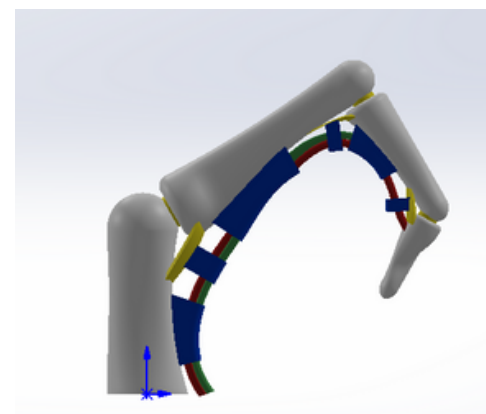


Figura 3.8.60: modelo del dedo completo variante de posición 2

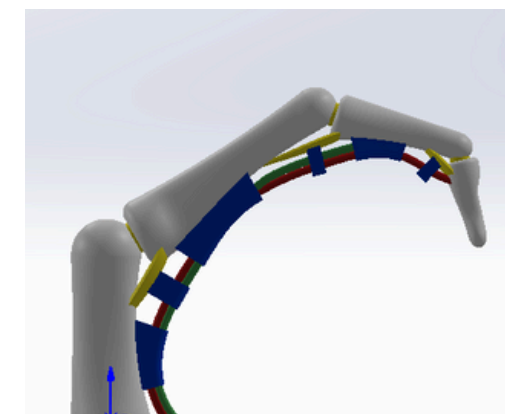


Figura 3.8.61: modelo del dedo completo variante de posición 4

# **ANEXO 4**

## **SIMULACIONES**

# 4. SIMULACIONES

En este apartado se profundiza en el proceso seguido para realizar las simulaciones y analizar el comportamiento de las partes del dedo frente a tensiones críticas. Para ello, partir del modelo paramétrico desarrollado en el **Anexo 3 - Modelado del dedo**, se utilizará el módulo **Simulation** de SolidWorks para realizar los distintos análisis FEM.

## 4.1 ESTUDIO DE REFERENCIA

Para realizar los cálculos se tomó como referencia el estudio **“Pathomechanics of closed rupture of the flexor tendon pulleys in rock climbers” (1998) de Marco RA [A34]**, cuyo objetivo es determinar la patomecánica (estudio de las alteraciones de la mecánica del cuerpo debido a lesiones y cómo los problemas biomecánicos contribuyen a ello) de las roturas traumáticas de las poleas de los tendones flexores.

### 4.1.1 EJECUCIÓN

Con este objetivo, se diseñó un **experimento** (figura 4.1.1) en el que se analizaron los dedos **índice, corazón y anular** de 7 antebrazos (21 dedos en total) desarticulados por el codo procedentes de cadáveres de individuos en un rango de 61 a 84 años. Estos antebrazos se colocaron en un marco de carga sustentados a través de 3 clavijas. El dedo sometido a prueba se posicionó en **posición de full crimp** con la articulación **MCF** flexionada **15°-45°**, la **IFP** flexionada **90°-100°** y la **IFD hiperextendida 5°**. La variación de los ángulos dependía de si el dedo analizado era índice, anular o corazón. La punta del dedo se apoyó en una plataforma. Por otro lado, los **tendones** profundo y superficial se conectaron a **motores** paso a paso lineales individuales que producían el desplazamiento de los actuadores de los tendones a velocidad constante y manteniendo una **relación de fuerza** entre profundo y superficial de **3:1** respectivamente hasta el fallo. Posteriormente, se estudió cómo fallaba cada caso: si las poleas fallaban de forma aislada o múltiples, qué polea fallaba primero, bajo qué fuerzas de los tendones, etc.

El procedimiento de este estudio se utilizó para establecer algunas condiciones determinantes, como qué fuerzas van a actuar, dónde y en qué magnitud, que partes del modelo serán fijas o libres, o cómo se va a posicionar el modelo. Por otro lado, los resultados se tomaron como referencia también para validar de alguna manera el modelo y sus resultados.

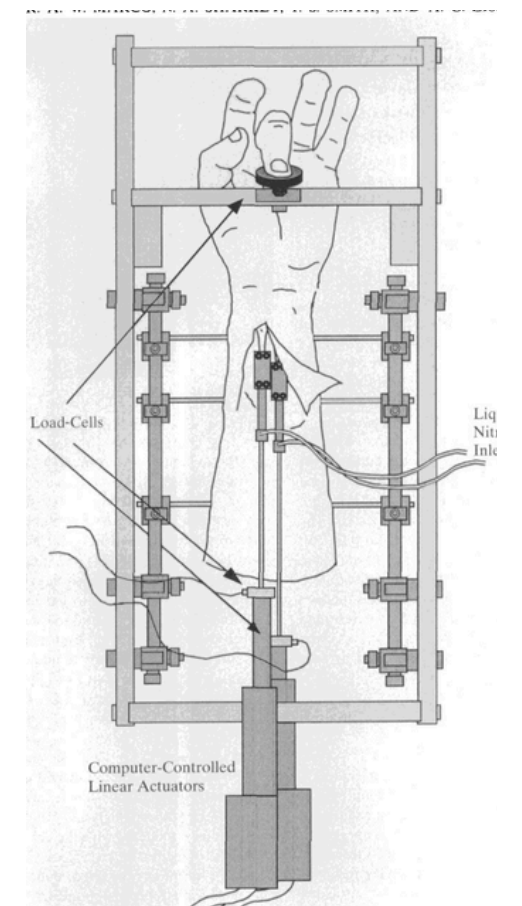


Figura 4.1.1: esquema del procedimiento de ensayo del estudio de Marco RA [4.1.1]

# 4. SIMULACIONES

## 4.1 ESTUDIO DE REFERENCIA

### 4.1.2 RESULTADOS

A continuación se resumen las observaciones del estudio tras la realización de las pruebas de los 21 dedos:

- En 19 de 21 casos se rompieron la A2 A3 o A4 antes de que fallaran los tendones por avulsión o fractura o los huesos.
- En 17/19 el fallo inicial fue una rotura aislada, siendo 14 de esas roturas de polea A4, y las otras 3 de la A3.
- En 2 de los 19 dedos el fallo inicial fue múltiple, de 2 o 3 poleas. En uno, la rotura fue de las poleas A3-A4 y en el otro de las poleas A2-A3-A4.
- La polea A2 rompió en último lugar en 4 casos, la A3 en 8 y la A4 en 1. La A3 además, nunca rompió primero y mostró predisposición a deformarse en lugar de desgarrarse.
- En la polea A2, las roturas fueron desde el borde distal hasta el borde proximal, mientras que en la A4, desde el borde proximal hasta el distal. (El borde proximal de una polea hace referencia al borde más cercano a la palma y el distal al más lejano). Las roturas se produjeron en las fibras y no en las zonas de inserciones.
- La polea A1 se mantuvo intacta en todos los casos.
- El evento terminal más común fue la avulsión del tendón flexor profundo 10/19
- La fuerza ejercida por el tendón profundo en el momento de la primera rotura fue significativamente mayor en el dedo

Las observaciones anteriores se relacionaron con los parámetros registrados del tendón mediante una gráfica de la fuerza registrada en el tendón profundo frente a su excursión (*figura 4.1.2*), mostrando la secuencia de rotura más probable. También se creó una tabla (*figura 4.1.3*) con los parámetros registrados en los momentos de fallo inicial y terminal.

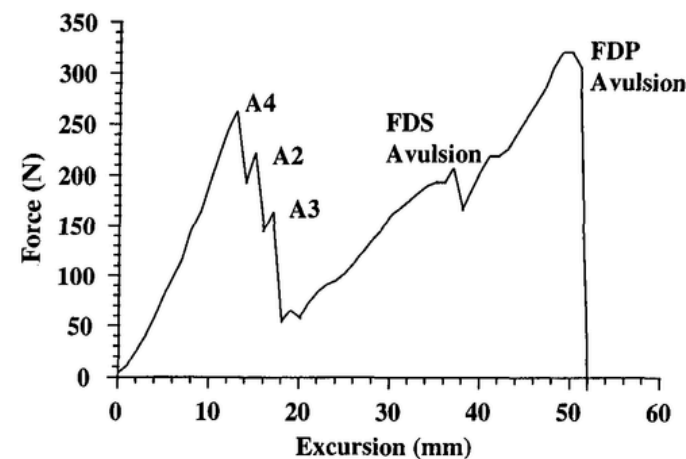


Figura 4.1.2 Secuencia más probable de rotura de las poleas [4.1.2]

PARAMETERS MEASURED AT THE MOMENT OF THE INITIAL RUPTURE OF A PULLEY AND AT THE TIME OF THE TERMINAL EVENT IN FIVE HANDS\*

Parameter	Initial Rupture†			Terminal Event‡		
	Index Finger	Long Finger	Ring Finger	Index Finger	Long Finger	Ring Finger
Flexor digitorum profundus tendon Force (N)	256 ± 21	266 ± 49	187 ± 69§	268 ± 72	296 ± 102	248 ± 104
Excursion (mm)	13.4 ± 5.4	11.4 ± 4.3	10.1 ± 2.9	37.7 ± 11.6	41.4 ± 9.8	33.4 ± 11.5
Force at fingertip (N)	100 ± 46	90 ± 35	45 ± 24	237 ± 117	206 ± 94	156 ± 163

Figura 4.1.3 Tabla de parámetros medidos en el momento de falla inicial y terminal de poleas de las pruebas del estudio [4.1.3]

# 4. SIMULACIONES

## 4.1 ESTUDIO DE REFERENCIA

### 4.1.3 CONCLUSIONES

En base a los resultados se extrajeron unas conclusiones, de las cuales, las más relevantes de cara a la valoración del modelo paramétrico 3D son las siguientes:

- La **probabilidad** de que se rompiera la polea **A4** antes que la A2 fue considerablemente **mayor** pese a presentar fuerzas parecidas en el tendón en el momento de rotura.
- La **probabilidad** de que la polea **A3** se rompiera en último lugar fue significativamente **mayor** en los casos de **rotura aislada**, lo que concuerda con su **flexibilidad** y capacidad de transmitir las cargas, siendo la única que no rompió primero pese a ser la más débil.
- La polea **A2** falló desde el **borde distal** (el más lejano a la palma) hasta el proximal (el más cercano a la palma), mientras que en la **A4**, esto ocurrió de manera inversa, desde el **borde proximal** hasta el distal.
- La **deformación** de la polea **A3** ayuda a **transmitir** las cargas al borde distal y proximal de las poleas A2 y A4 respectivamente.
- Las **fuerzas** en el tendón en el momento de la **primera rotura** fueron significativamente **más pequeñas** en el dedo **anular** que en el índice y corazón, lo que puede explicar la **prevalencia** de roturas en el anular como ya indican otros estudios.

# 4. SIMULACIONES

## 4.2 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

Para definir el **modelo** de **elementos finitos** se establecieron los **parámetros** necesarios y que influyen en los resultados que se obtienen, como propiedades mecánicas de los distintos elementos, interacciones físicas entre los mismos o la fuerza o fuerzas externas que van a actuar. Muchos de estos parámetros, como ya se ha mencionado se basan en el estudio de Marco RA [34]

### 4.2.1 POSICIONES DEL MODELO

El modelo desarrollado se sometería a varias pruebas, dividiéndose en dos partes principales. Por un lado, se analizó el agarre **Full crimp** para poder validar el modelo comparando directamente sus resultados con los del estudio de referencia [A34]. Por otro lado, se completó este apartado analizando también los otros dos agarres típicos, el **Half crimp** y el **Open grip**, para ampliar los resultados y analizar también su validez basándonos en la información recabada a cerca de la biomecánica y aspectos anatómicos.

#### FULL CRIMP

Este **agarre** es el que permite **maximizar** tanto la superficie de **contacto** entre la yema del dedo y la superficie de contacto como la **fuerza** capaz de ejercer por los tendones. Esto hace que sea un agarre principalmente utilizado cuando la **presa** (superficie de apoyo donde se agarra) es **muy pequeña**. Como ya se ha mencionado en otros apartados, esta característica hace que sea un agarre especialmente exigente en términos biomecánicos y por tanto el de mayor interés a la hora de estudiar su impacto en las poleas.

En el estudio de referencia [A34], en función del dedo, el full crimp se realizaba colocando las articulaciones **MCF** desde 15° hasta 45° de flexión en incrementos de 15° empezando con el índice y terminando en el anular. Con la articulación **IFP** se procedió de manera análoga, pero en ángulos de flexión desde 90° hasta 100° y con incrementos de 5°. Por su parte, la articulación **IFD** se colocó en hiperextensión de 5° para los tres dedos.

En las simulaciones realizadas, se optó por aplicar las tres variantes de angulaciones del full crimp en el mismo modelo para **simplificar** el proceso. Así pues, se introdujeron los ángulos como valores de las variables globales para conseguir la posición.

# 4. SIMULACIONES

## 4.2 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

A continuación se muestran los valores de las variables globales introducidos, ángulos resultantes de las articulaciones e imágenes del conjunto completo para los tres dedos.

### ÍNDICE

Variables globales	
"FALANGE 3 A"	= 90
"FALANGE 4 A"	= 5
"FALANGE 2 A"	= 14

Figura 4.2.4: tabla de valores de las variables globales para la posición de dedo índice en full crimp

DEDO ÍNDICE	Articulación MCF	Articulación IFP	Articulación IFD
Ángulo	<b>15°</b> (Flexión)	<b>90°</b> (Flexión)	<b>5°</b> (Hiperextensión)

Figura 4.2.5: tabla con los ángulos de las articulaciones del modelo en posición de dedo índice

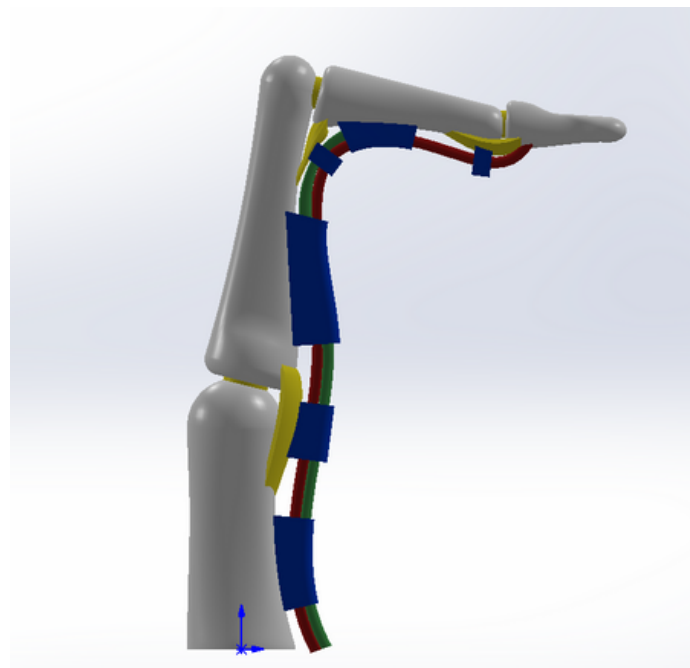


Figura 4.2.6: modelo en posición de dedo índice visto de perfil

### CORAZÓN

Variables globales	
"FALANGE 3 A"	= 95
"FALANGE 4 A"	= 5
"FALANGE 2 A"	= 30

Figura 4.2.7: tabla de valores de las variables globales para la posición de dedo corazón en full crimp

DEDO CORAZÓN	Articulación MCF	Articulación IFP	Articulación IFD
Ángulo	<b>30°</b> (Flexión)	<b>95°</b> (Flexión)	<b>5°</b> (Hiperextensión)

Figura 4.2.8: tabla con los ángulos de las articulaciones del modelo en posición de dedo corazón

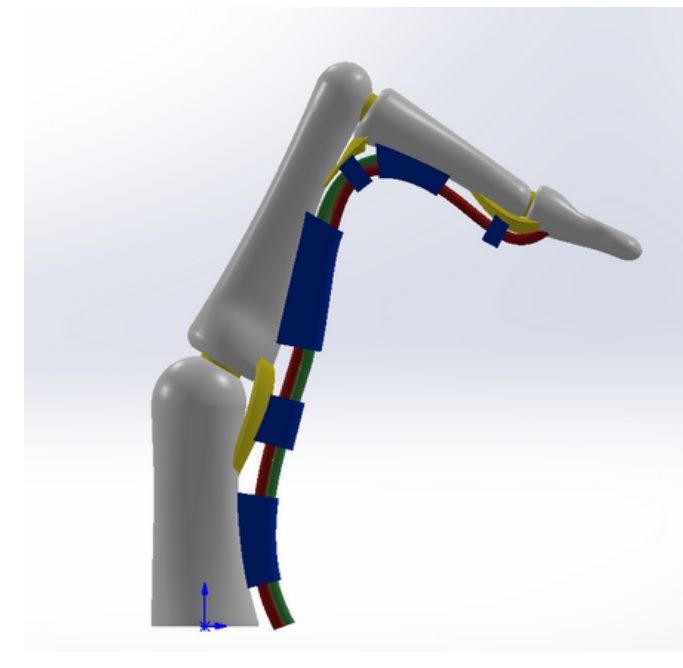


Figura 4.2.9: modelo en posición de dedo corazón visto de perfil

# 4. SIMULACIONES

## 4.2 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

### ANULAR

Variables globales	
"FALANGE 3 A"	= 90
"FALANGE 4 A"	= 5
"FALANGE 2 A"	= 14

Figura 4.2.10: tabla de valores de las variables globales para la posición de dedo anular en full crimp

DEDO ANULAR	Articulación MCF	Articulación IFP	Articulación IFD
Ángulo	<b>45°</b> (Flexión)	<b>100°</b> (Flexión)	<b>5°</b> (Hiperextensión)

Figura 4.2.11: tabla con los ángulos de las articulaciones del modelo en posición de dedo anular

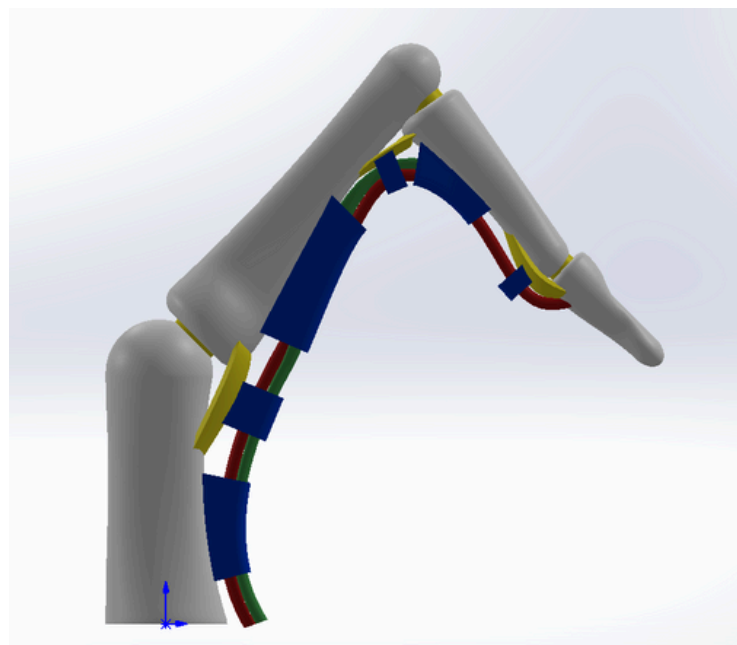


Figura 4.2.12: modelo en posición de dedo anular visto de perfil

# 4. SIMULACIONES

## 4.2 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

### HALF CRIMP

Este agarre muy **común** y también es de tipo **cerrado**, aunque **menos agresivo** que el full crimp, permite aplicar también bastante fuerza en presas **pequeñas** y **horizontales** y es una opción **más segura** para las poleas.

La principal diferencia con el full crimp, es que en el half crimp la articulación **IFD** no llega a hiperextender, e incluso puede realizar una leve flexión. Por otro lado, la articulación **MCF** se extiende más, con una flexión **más leve**, de unos **30°** y la articulación **IFP** se mantiene en una flexión bastante de **pronunciada** de unos **90°**. [A2]

Variables globales	
"FALANGE 3 A"	= 90
"FALANGE 4 A"	= 15
"FALANGE 2 A"	= 30

Figura 4.2.13: tabla de valores de las variables globales para el half crimp

HALF CRIMP	Articulación MCF	Articulación IFP	Articulación IFD
Ángulo	<b>30°</b> (Flexión)	<b>90°</b> (Flexión)	<b>5°</b> (Flexión)

Figura 4.2.14: tabla con los ángulos de las articulaciones del modelo en half crimp

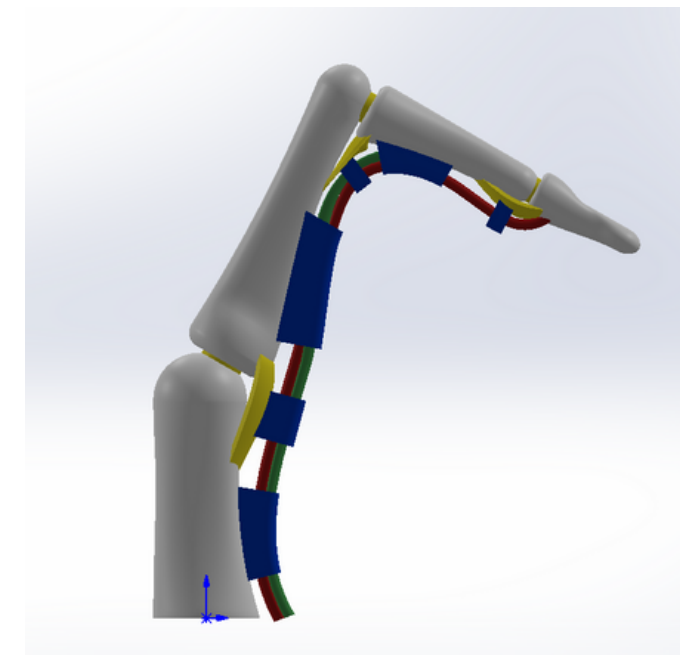


Figura 4.2.15: modelo en posición de half crimp visto de perfil

# 4. SIMULACIONES

## 4.2 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

### OPEN GRIP

Este agarre es el **menos exigente** que el half crimp, ya que es abierto. Es el más débil de todos, sin embargo, es especialmente **eficaz** en **presas grandes** y **redondeadas**, donde generalmente no es posible aplicar un agarre arqueado como el full crimp o el half crimp.

Este agarre se realiza con la articulación **IFD** flexionada unos **15°**, la **IFP** flexionada unos **25-35°** y la **MCF** unos **10-15°**. Al no flexionar tanto ninguna de las falanges, el open grip **reduce** considerablemente el **trabajo** al que se someten las poleas. [A2]

Variables globales	
"FALANGE 3 A"	= 42
"FALANGE 4 A"	= 35
"FALANGE 2 A"	= 20

Figura 4.2.16: tabla de valores de las variables globales para el open hand

HALF CRIMP	Articulación MCF	Articulación IFP	Articulación IFD
Ángulo	<b>15°</b> (Flexión)	<b>90°</b> (Flexión)	<b>5°</b> (Hiperextensión)

Figura 4.2.17: tabla con los ángulos de las articulaciones del modelo en open hand

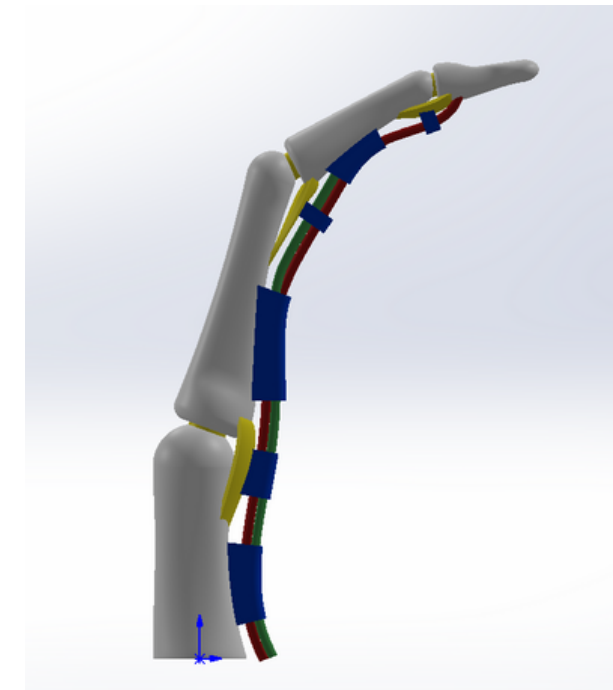


Figura 4.2.18: modelo en posición open hand visto de perfil

# 4. SIMULACIONES

## 4.2 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

### 4.2.2 PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS ELEMENTOS

Fue necesario definir un material para cada tipo de elemento que compone el modelo, estableciendo unas propiedades **mecánicas** y **físicas** básicas aproximadas pero realistas. Se distinguieron entre **cinco** posibles **materiales**: **cartílago** (cartílagos articulares), **placa** (placas volares), **tendón** (tendones profundo y superficial), **polea** (poleas A1-A5) y **hueso** (metacarpo y falanges). En todos los materiales se consideró un **comportamiento isótropo elástico lineal**.

En la siguiente tabla se muestran los valores establecidos para el **módulo elástico**, **densidad** y **coeficiente de Poisson** de los distintos materiales basados en los resultados de distintos estudios experimentales [A22-A33].

	Hueso	Cartílago	Placa	Polea	Tendón
<b>Módulo de Young</b> (MPa)	15.000	5.000	150	400	1.500
<b>Densidad</b> (kg/mm <sup>3</sup> )	1.700	1.100	1.200	1.300	1.100
<b>Coeficiente de Poisson</b>	0,3	0,45	0,3	0,3	0,25
<b>Límite elástico</b> (MPa)	100	0,5	15	30	50

Tabla 4.2.19: propiedades mecánicas/físicas de los materiales generados para el modelo

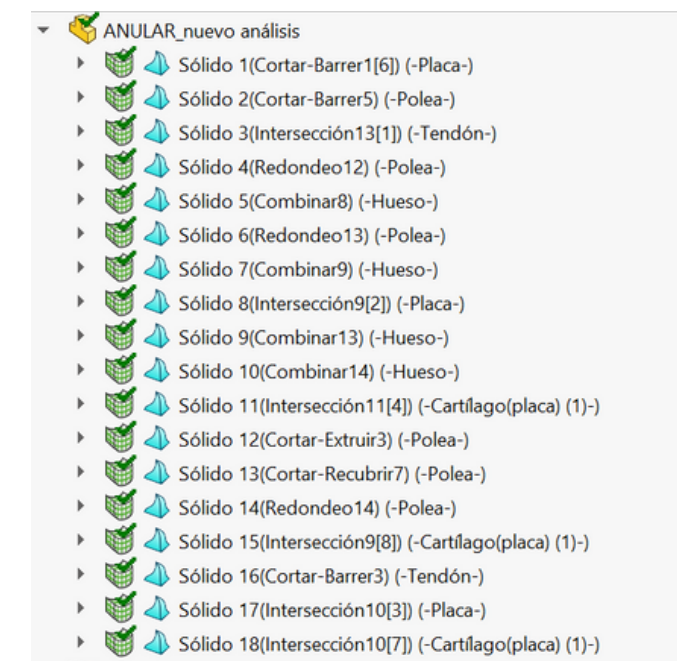


Figura 4.2.20: asignación de materiales a los sólidos del modelo (anular)

# 4. SIMULACIONES

## 4.2 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

### 4.2.3 INTERACCIONES

En SolidWorks las **interacciones** permiten establecer unas relaciones que determinan cómo van a **interactuar físicamente** entre sí los distintos elementos de un ensamblaje o pieza. Principalmente se van a utilizar **dos tipos** de interacciones en estos cálculos:

- **Unión rígida:** considera los elementos seleccionados que están en contacto como si estuvieran unidos por la superficie en la que se tocan.
- **Contacto:** considera los componentes seleccionados en contacto como elementos separados, pudiendo deslizarse tangencialmente entre sí, pero pudiendo ejercer fuerza normal de compresión entre ellos.

Se considerarán **uniones rígidas** las **inserciones** de las poleas A1, A3 y A5 en las placas volares, las de las poleas A0, A2 y A4 en los huesos, las de los tendones flexores en las falanges media y distal y las de las placas volares a los huesos. En el caso de las interacciones **placas volares-hueso**, sólo se considerará como unión rígida la **inserción distal** (la más lejana a la palma), ya que la **proximal** es **laxa** y permite el movimiento más libre (ver *figura 4.2.21*), por lo que se decidió considerarla como contacto.

También se establecerá como unión rígida las superficies **cartílago articular-hueso**, ya que el modelo es una simplificación y no cuenta con todos los ligamentos que refuerzan la articulación y la mantienen unida, se decidió considerar que los huesos y cartílagos estaban todos unidos entre sí.

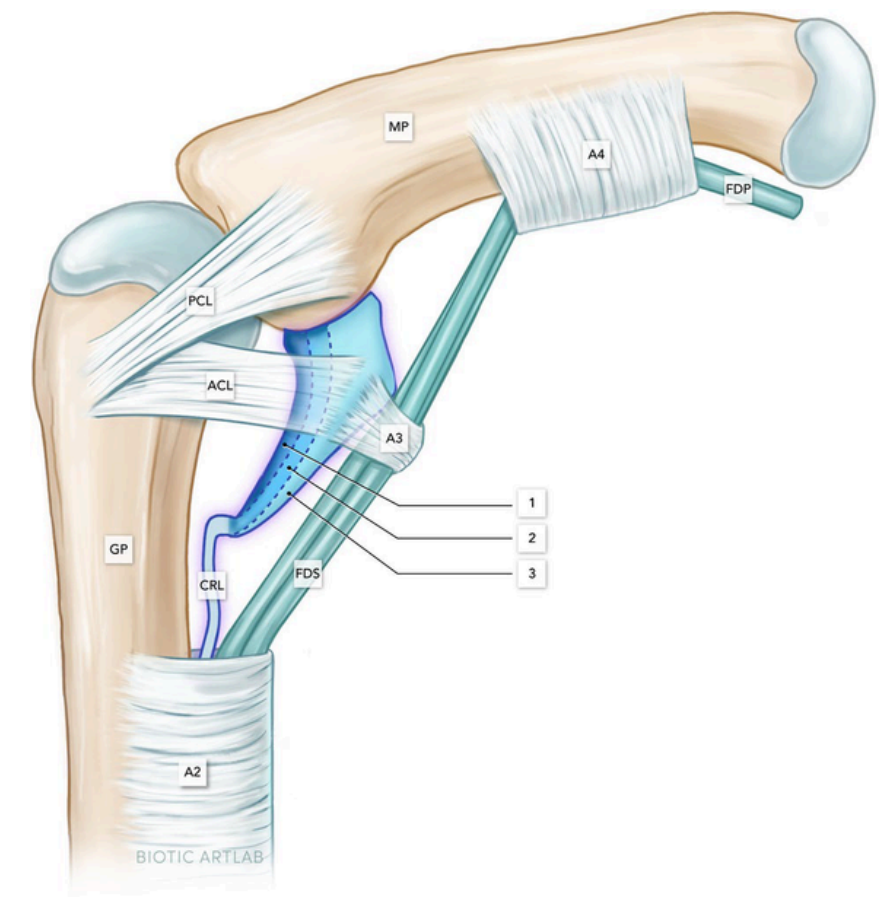


Figura 4.2.21: detalle inserciones de la placa volar

# 4. SIMULACIONES

## 4.2 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

### 4.2.3 INTERACCIONES

Por otro lado, se considerarán como **contactos** todas **interacciones entre tendones**, entre tendones y poleas, entre el tendón profundo y la placa IFD (ya que en el modelo se tocaban) y como ya se ha mencionado antes las inserciones inferiores de las placas en los huesos.

En las *figuras 4.2.21 y 4.2.22* se puede observar de manera más visual cómo se **distribuyen** las interacciones explicadas.

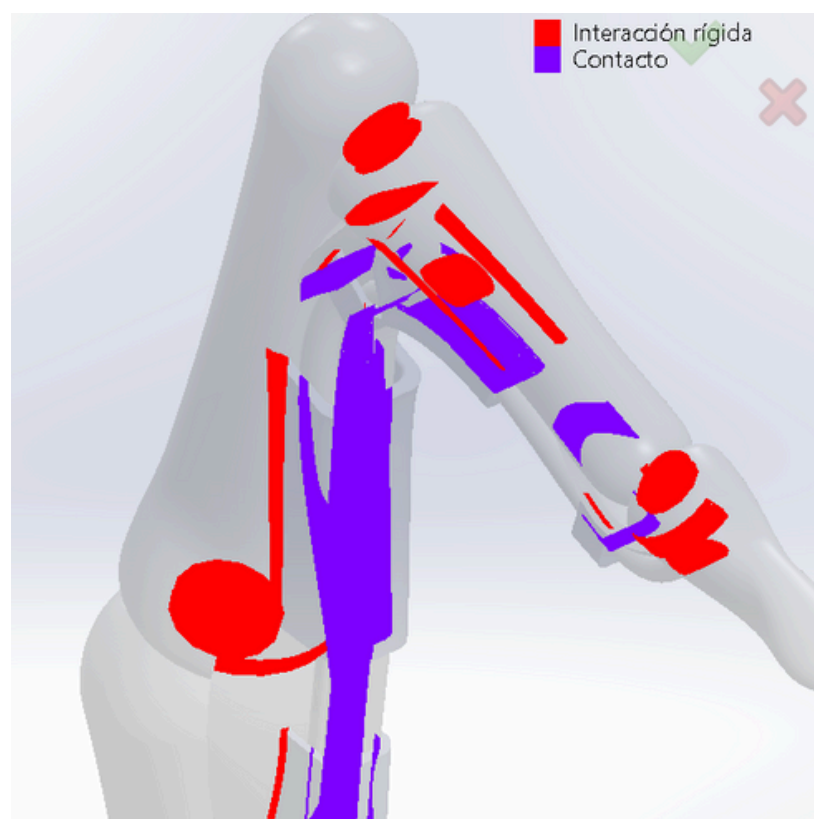


Figura 4.2.22: visualización de interacciones 1



Figura 4.2.23: visualización de interacciones 2

# 4. SIMULACIONES

## 4.2 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

### 4.2.4 CARGAS Y CONDICIONES DE CONTORNO

En el estudio de referencia [A34], el **promedio de fuerza** de tendón **profundo** a la que se producía el fallo aislado de A4 o A2 o el fallo múltiple, que fue de **256 N**. Este valor es el que se aplicó al tendón profundo en las simulaciones, mientras al **superficial** se le aplicó **256/3 N**, siguiendo la relación de proporción que se usó en el estudio de **3:1**.

Se definieron unas fuerzas **perpendiculares** a las **secciones** de los extremos con las magnitudes mencionadas, tal y como se muestra en las *figuras 4.2.26-27*.

Por otro lado, se **restringió** el movimiento según los **tres ejes coordenados** en la sección que delimita la parte de la base del **metacarpo** y en la **punta de la falange distal** (*figura 4.2.24/25*)

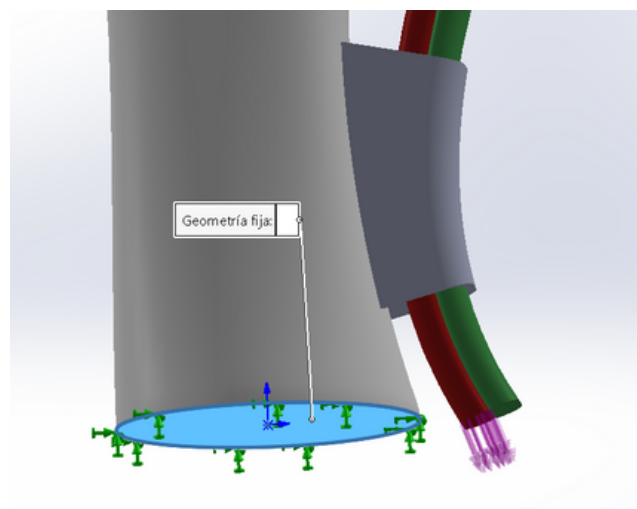


Figura 4.2.24: sujeción de la base

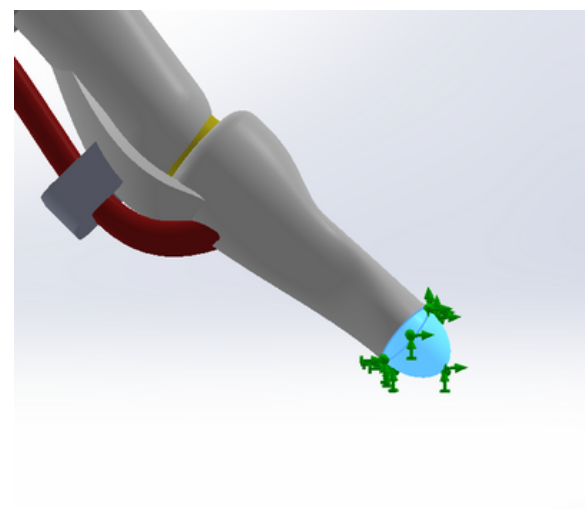


Figura 4.2.25: sujeción de la punta del dedo

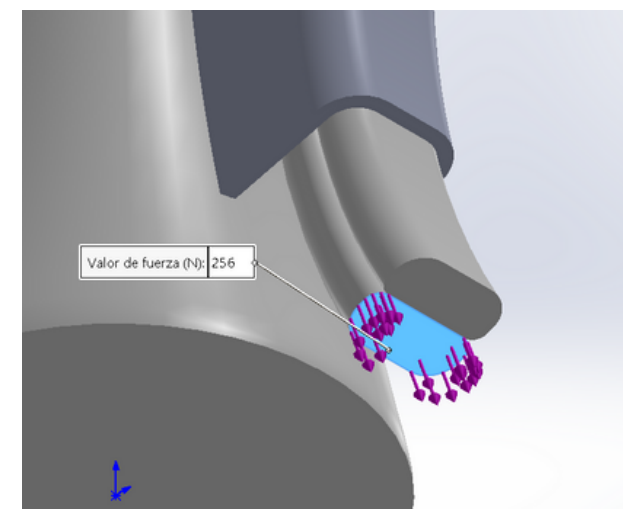


Figura 4.2.26: fuerza sobre el tendón profundo

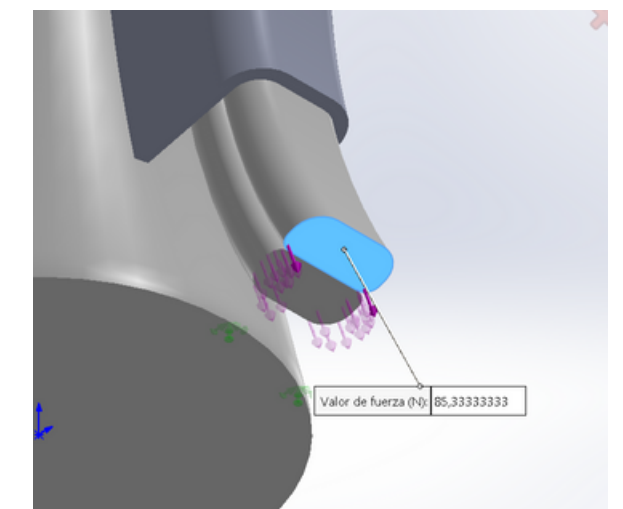


Figura 4.2.27: fuerza sobre el tendón superficial

# 4. SIMULACIONES

## 4.2 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

### 4.2.5 MALLADO

Como en cualquier análisis FEM, antes de ejecutar los cálculos fue necesario realizar el **mallado** del modelo en cada posición a analizar. En los tres casos, se realizó un mallado con **tetraedros bilineales** de **densidad** de malla **intermedia** basado en **curvatura de combinado**, que es la opción predefinida y recomendada para modelos grandes o complejos debido a que reduce el tamaño del elemento al aumentar la curvatura de la superficie, proporcionando buen rendimiento y calidad de resultados.

El tamaño **máximo y mínimo** de elementos en todas las posiciones fue de aproximadamente **4,88 y 0,24 mm**, respectivamente. En las siguientes figuras se muestra el ejemplo del caso del full crimp en el dedo corazón. Para este caso el **número total de elementos** fue de **66585** (ver figura 4.2.30). En el dedo anular e índice este valor fue del mismo orden: 68252 y 65336 respectivamente

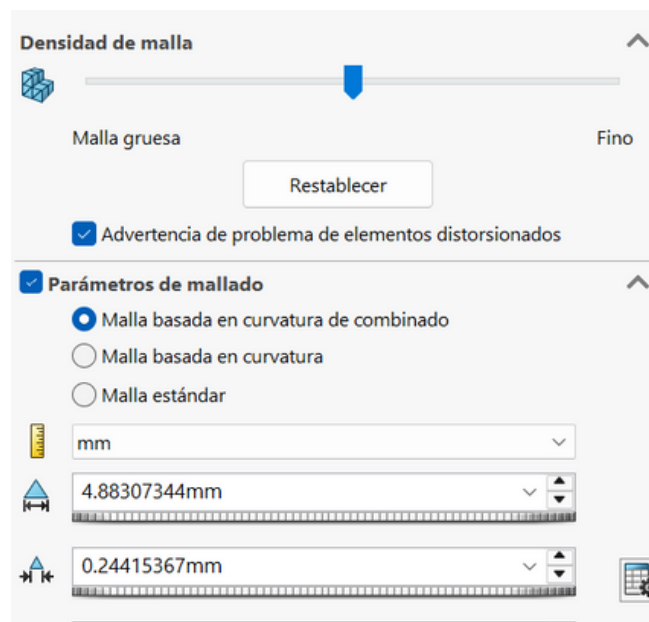


Figura 4.2.28: configuración del mallado del caso Full Crimp Corazón.

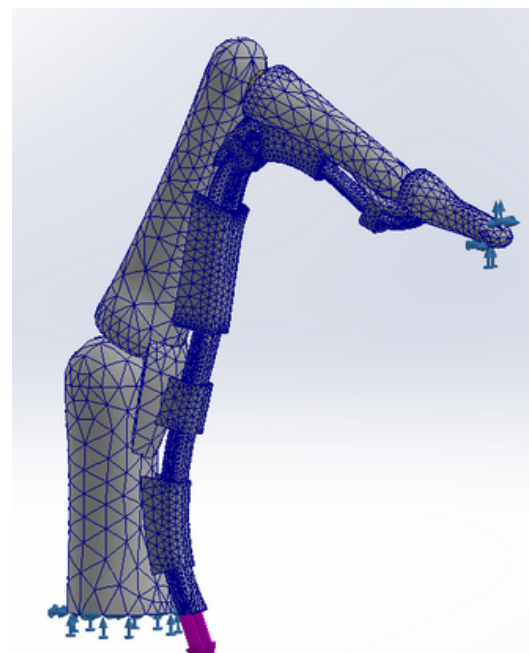


Figura 4.2.29: mallado del caso Full Crimp: Corazón

Nombre de estudio	Análisis estático 3 (-Predeterminado-)
DetallesTipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado	Malla basada en curvatura de combinado
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 puntos
Tamaño máx. de elemento	4,88307 mm
Tamaño mín. de elemento	0,244154 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	117689
Número total de elementos	66585
Cociente máximo de aspecto	714,93

Figura 4.2.30: datos de mallado del caso Full Crimp Corazón.

# 4. SIMULACIONES

## 4.3 EJECUCIÓN DE CÁLCULOS Y ANÁLISIS

Una vez establecidos todos los parámetros necesarios para realizar las simulaciones, se ejecutaron los cálculos, obteniendo las **tensiones de Von Mises**, **desplazamientos** y **deformaciones** de los agarres. Para facilitar el análisis y la comparación se estableció como **valor máximo de tensión** a representar por la escala de colores de **250 MPa** en todas las pruebas. De esta manera será más fácil comparar los resultados obtenidos derivados de las diferencias posicionales.

### 4.3.1 AGARRE FULL CRIMP

#### TENSIONES

Se puede observar cómo en todos los casos las tensiones se concentran en la zona de la **articulación IFP**, especialmente en las poleas **A4, A2 y A3**. Aun así, la **polea A4** parece ser la **más solicitada**, no obstante es necesario observar la parte interna de las poleas para ver qué ocurre realmente.

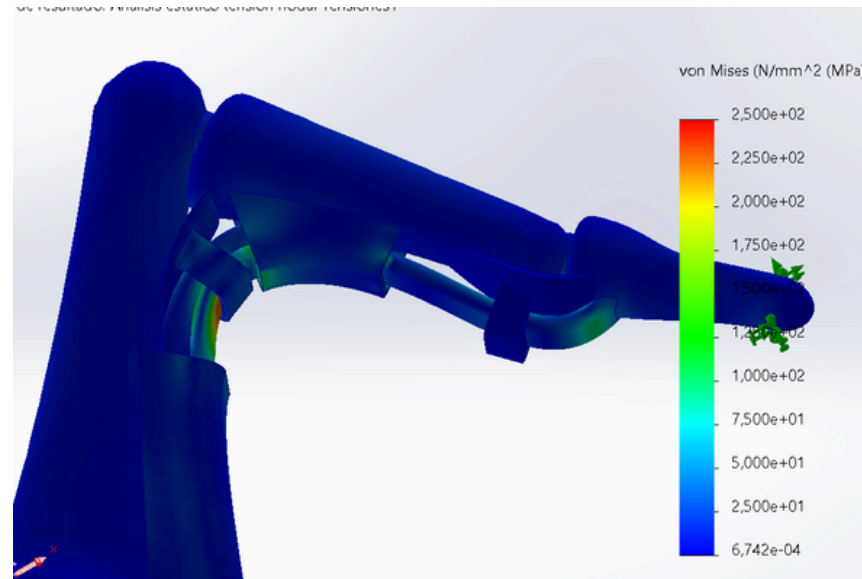


Figura 4.3.1: visualización de tensiones de Von Mises en posición Anular.

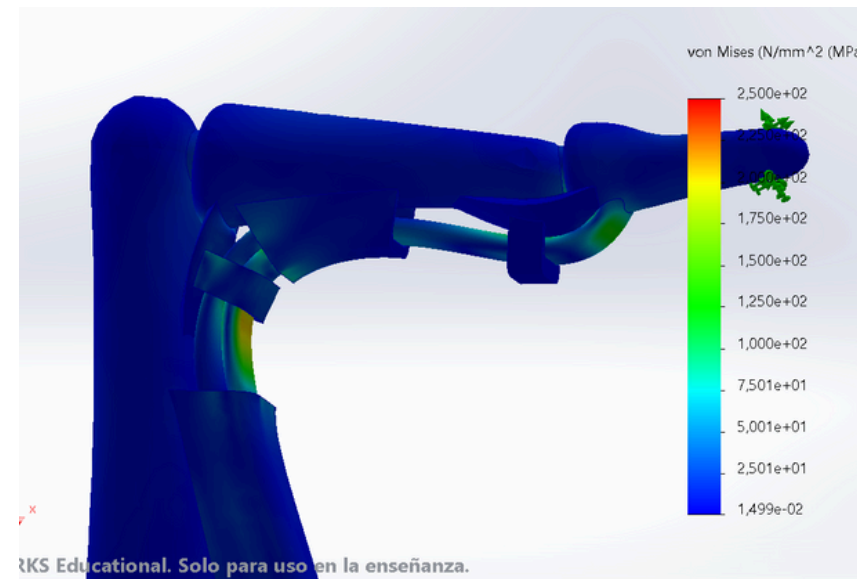


Figura 4.3.2: visualización de tensiones de Von Mises en posición Corazón

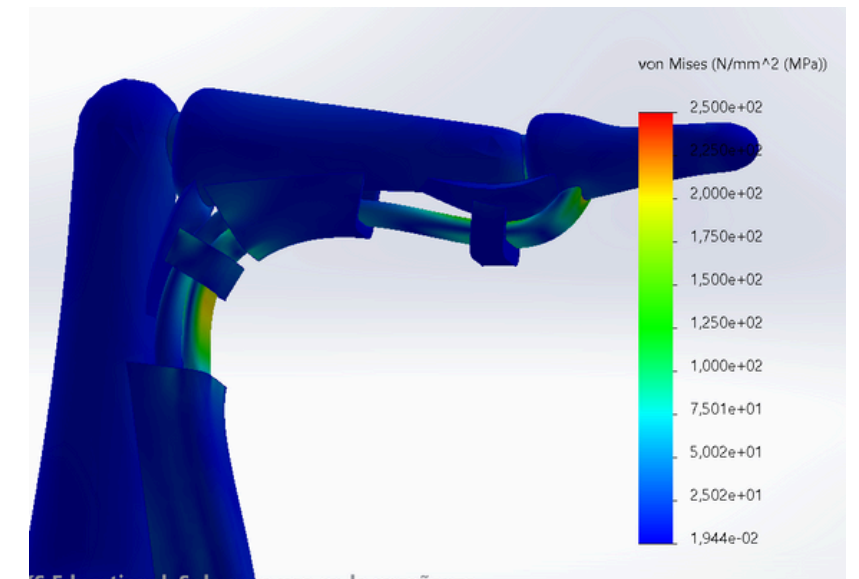


Figura 4.3.3: visualización de tensiones de Von Mises en posición Índice

# 4. SIMULACIONES

## 4.3 EJECUCIÓN DE CÁLCULOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Los resultados muestran una evidente **concentración** de tensiones en el **borde proximal** de la **polea A4**, especialmente en la **zonas internas** de las **esquinas**. En posición **anular**, las mayores tensiones se mueven en torno a los **300 MPa** por arriba o por abajo, con una **máxima de 331 MPa**; en posición **corazón**, en torno a los **240 MPa**, con un **máximo de 271 MPa**; y en posición **índice**, en torno a los **210 MPa**, con un **máximo de 237 MPa**. (figura 4.3.5/7/9)

En las siguientes *figuras 4.3.4/6/8* se pueden ver los **valores por nodos** de las zonas mostradas ordenados de **mayor a menor** en cada caso. Debido a la cantidad de nodos, los valores visibles en las listas sólo corresponden con la zona de **rojo** más intenso, correspondiente a **valores iguales o mayores** al máximo establecido (250MPa).

### Anular

Nodo	Valor (N/mm <sup>2</sup> (MPa))	X (mm)	Y (mm)
8081	3,370e+02	34,83924866	61,91376495
13130	3,235e+02	34,85699844	62,03163528
7884	3,197e+02	34,83924866	61,91376495
9779	3,148e+02	34,82416916	61,81307602
9370	3,055e+02	35,00611877	61,82217407
16988	3,054e+02	35,01937866	61,81287384
10894	3,006e+02	34,85699844	62,03163528
8082	2,933e+02	34,81272125	61,73632050
9775	2,894e+02	34,75444412	61,95077515

Figura 4.3.4: listado de tensiones de nodos en las zonas de mayor tensión en posición Anular

### Corazón

Nodo	Valor (N/mm <sup>2</sup> (MPa))	X (mm)	Y (mm)
3378	2,716e+02	27,59548759	71,13838196
11269	2,588e+02	27,50736046	71,05967712
6374	2,577e+02	27,79492188	71,09314728
3187	2,549e+02	27,59548759	71,13838196
6369	2,521e+02	27,50430298	71,15078735
7575	2,494e+02	27,51731491	71,06504059
3596	2,463e+02	27,43239403	70,96439362
11270	2,455e+02	27,51792336	70,97310638
11422	2,437e+02	27,58085251	71,25714111

Figura 4.3.6: listado de tensiones de nodos en las zonas de mayor tensión en posición Corazón

### Índice

Nodo	Valor (N/mm <sup>2</sup> (MPa))	X (mm)	Y (mm)
88082	2,369e+02	16,68548203	78,29479218
79227	2,367e+02	16,72967148	78,39162445
79423	2,297e+02	16,72967148	78,39162445
87746	2,261e+02	16,64060974	78,36898804
83245	2,250e+02	16,93270683	78,42475891
85194	2,220e+02	16,92013168	78,42406464
79651	2,186e+02	16,65352821	78,18997955
88197	2,185e+02	16,67675591	78,28458405
86919	2,184e+02	16,64163971	78,36853790
87393	2,117e+02	16,67168617	78,49671936

Figura 4.3.8: listado de tensiones de nodos en las zonas de mayor tensión en posición Índice

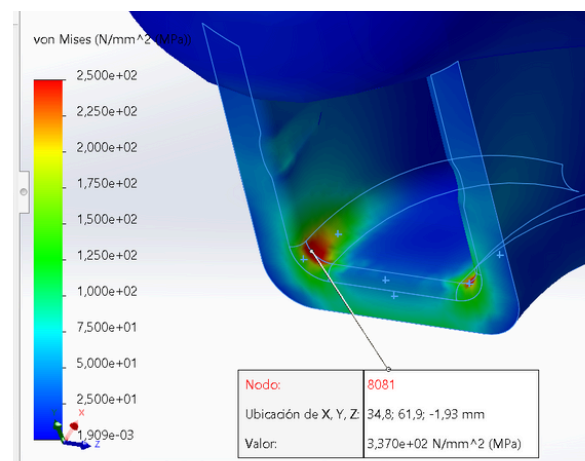


Figura 4.3.5: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Anular. Vista 1

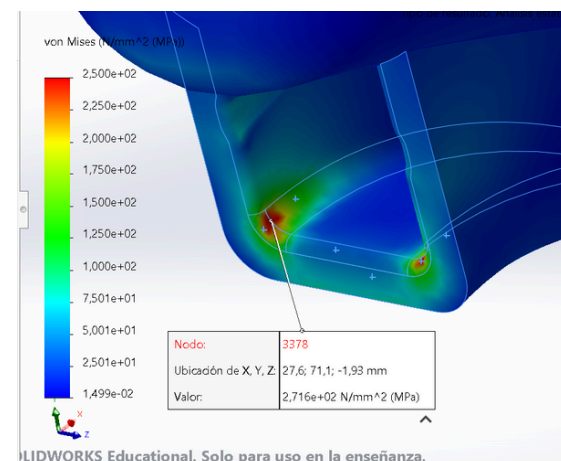


Figura 4.3.7: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Corazón. Vista 1

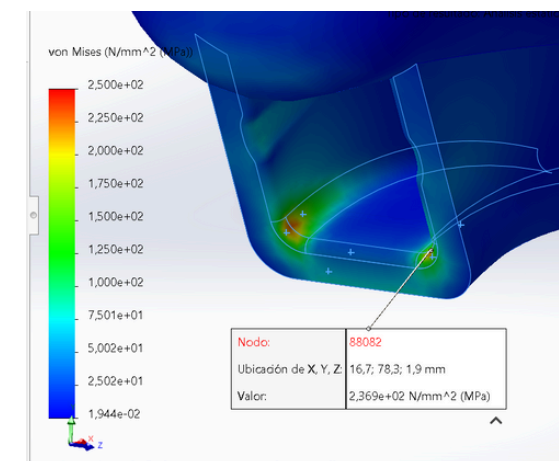


Figura 4.3.9: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Índice. Vista 1

# 4. SIMULACIONES

## 4.3 EJECUCIÓN DE CÁLCULOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

En las **zonas circundantes** y cercanas a las de mayor tensión (rojas/naranjas), **de color verde**, las tensiones se sitúan entre **100-140 MPa**. En las siguientes figuras se pueden visualizar las diferencias entre una posición y otra, confirmando que, aunque con distribuciones muy similares, la **magnitud** de las tensiones es **mayor** en la posición del **dedo anular**, seguido de del **corazón** y por último, del **índice**, el que registra las **menores tensiones**, con apenas tonos rojos y zona verde menos amplia y de menor intensidad. Se puede comprobar en la extensión de las superficies con tonos intensos, tanto rojos como verdes, ya que se aprecia cómo del anular al corazón la superficie roja y verde disminuye, y finalmente, en el dedo índice la superficie roja es mucho más pequeña y menos intensa, al igual que la zona verde que tiene tonos más azulados, indicando una zona más amplia por debajo de los 100 MPa.

Anular

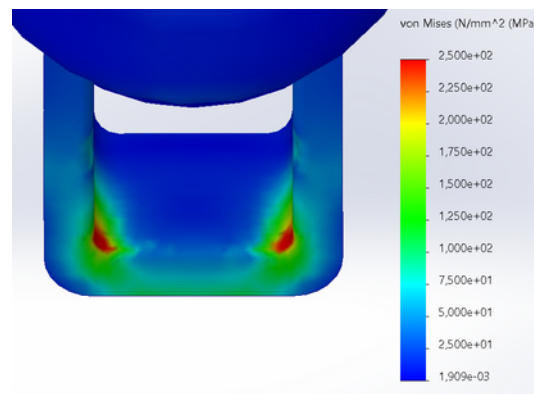


Figura 4.3.10: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Anular. Vista 2

Corazón

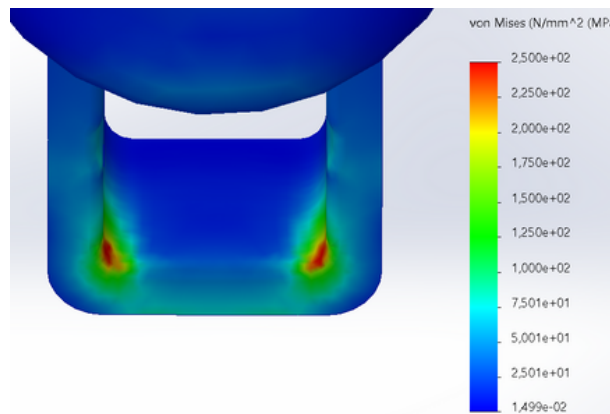


Figura 4.3.12: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Corazón. Vista 2

Índice

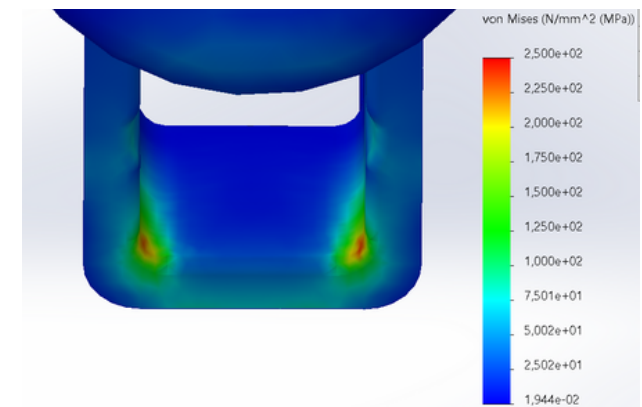


Figura 4.3.14: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Índice. Vista 2

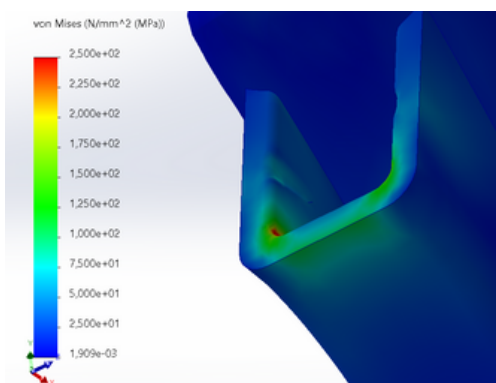


Figura 4.3.11: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Anular. Vista 3

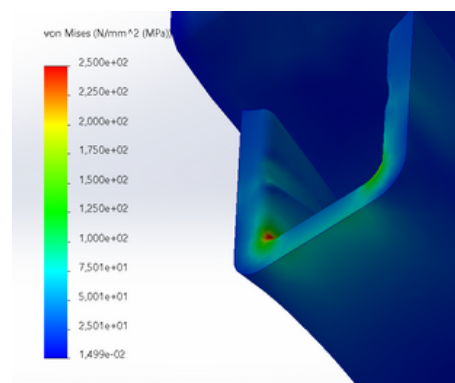


Figura 4.3.13: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Corazón. Vista 3

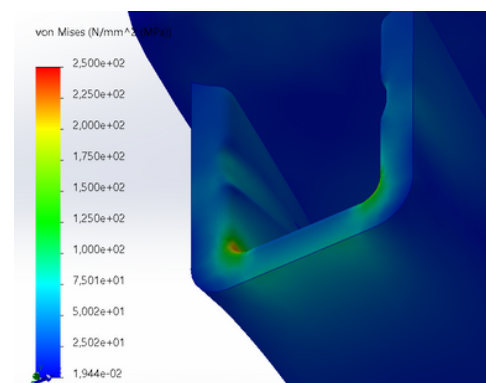


Figura 4.3.15: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Índice. Vista 3

# 4. SIMULACIONES

## 4.3 EJECUCIÓN DE CÁLCULOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Respecto a las **poleas A2, A3**, en comparación con las poleas A4 las tensiones son **muy pequeñas** y se concentran en los **bordes distales**. En **A3**, en general están en torno a **100 MPa**, aunque con **máximos de 180 MPa** (anular), **134 MPa** (corazón) y **101 MPa** (índice). En **A2** son **inferiores**, en torno a los **75 MPa**, con **máximas de 83 MPa** (anular), **85 MPa** (corazón) y **84 MPa** (índice). Se aprecian diferencias en las máximas tensiones entre dedos en el caso de la A3, pero en la A4 la diferencia no es significativa.

Anular

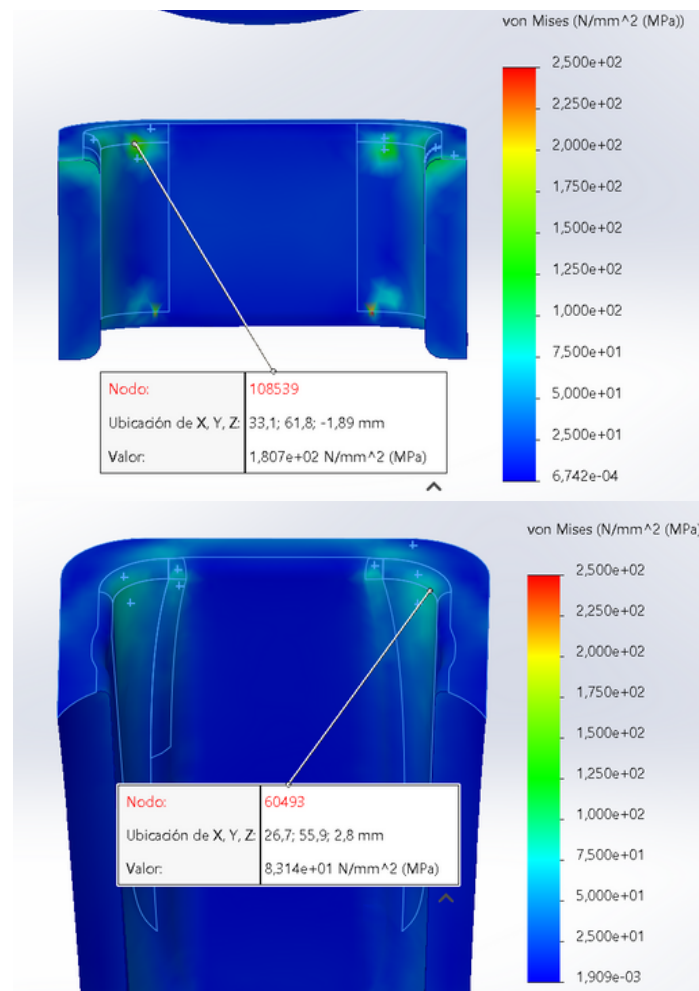


Figura 4.3.16: tensiones en polea A3 y borde distal de la A2, con valores máximos indicados (anular)

Corazón

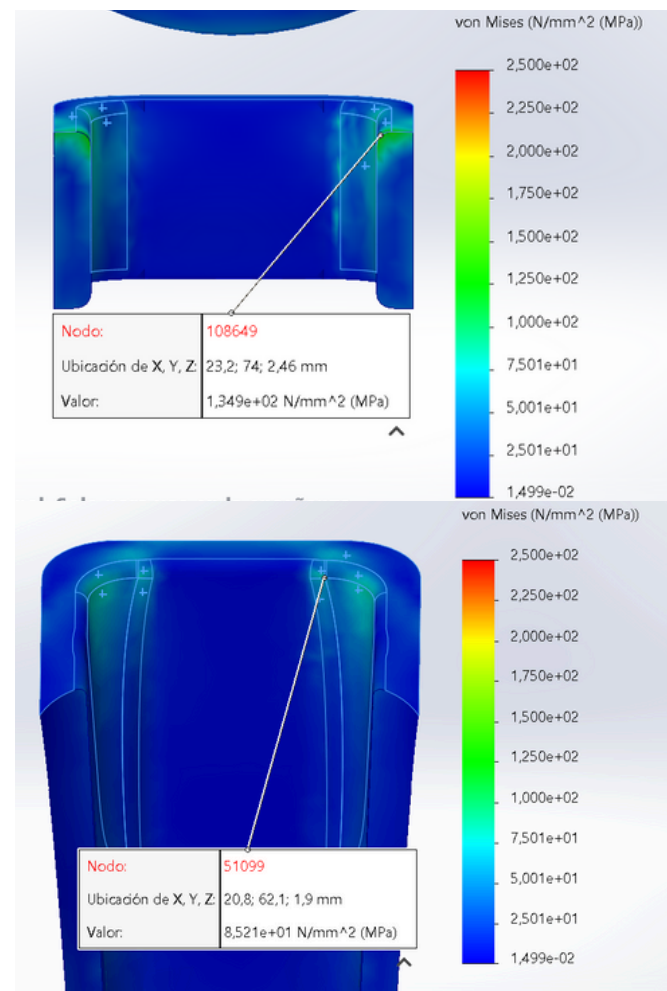


Figura 4.3.17: tensiones en polea A3 y borde distal de la A2, con valores máximos indicados (corazón)

Índice

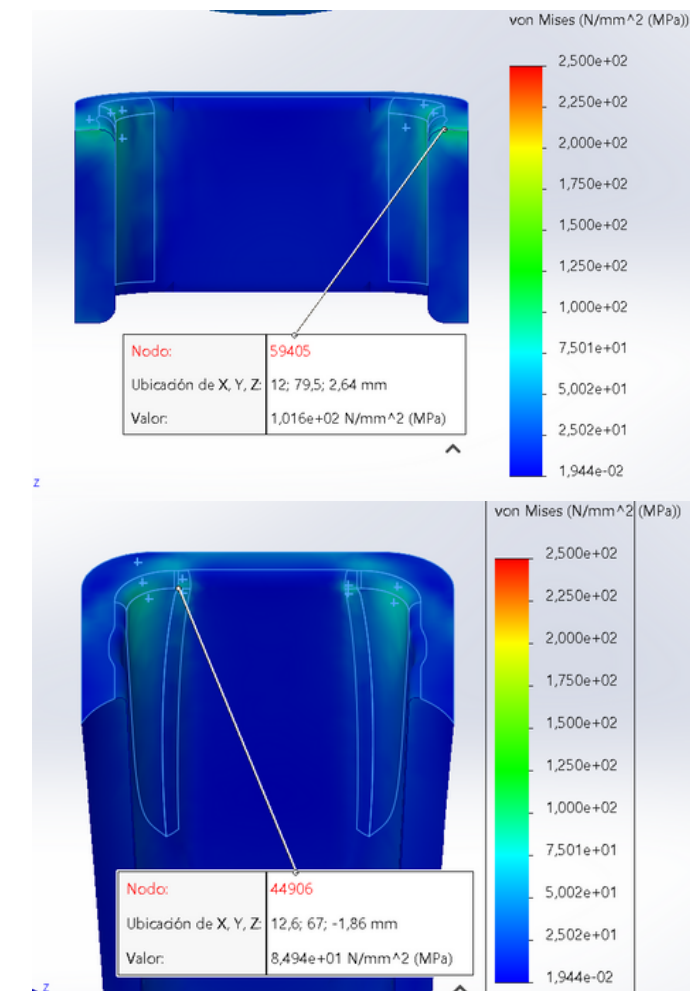


Figura 4.3.18: tensiones en polea A3 y borde distal de la A2, con valores máximos indicados (índice)

# 4. SIMULACIONES

## 4.3 EJECUCIÓN DE CÁLCULOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

### DEFORMACIÓN Y DESPLAZAMIENTOS

En los 3 casos se observa una deformada y desplazamientos similares. Las **deformaciones más apreciables** se encuentran en los elementos y partes de elementos situados en las articulaciones **IFP** y **MCF**: placas volares, tendones, poleas A2 (borde distal), A3 y A4 (borde proximal).

En cuanto a **desplazamientos** la resultante mayor se produce lógicamente en el **tendón profundo**, debido a la fuerza longitudinal externa ejercida sobre este. También se observan grandes desplazamientos en la zona de articulación **MCF** e **IFP** debido a la libertad de movimiento de las placas al solo estar sujetas por la inserciones distales, aunque en el caso de la IFP es más notorio en la posición **anular** (figura 4.3.19), donde la placa y la polea A1 se separan más del hueso.

Anular

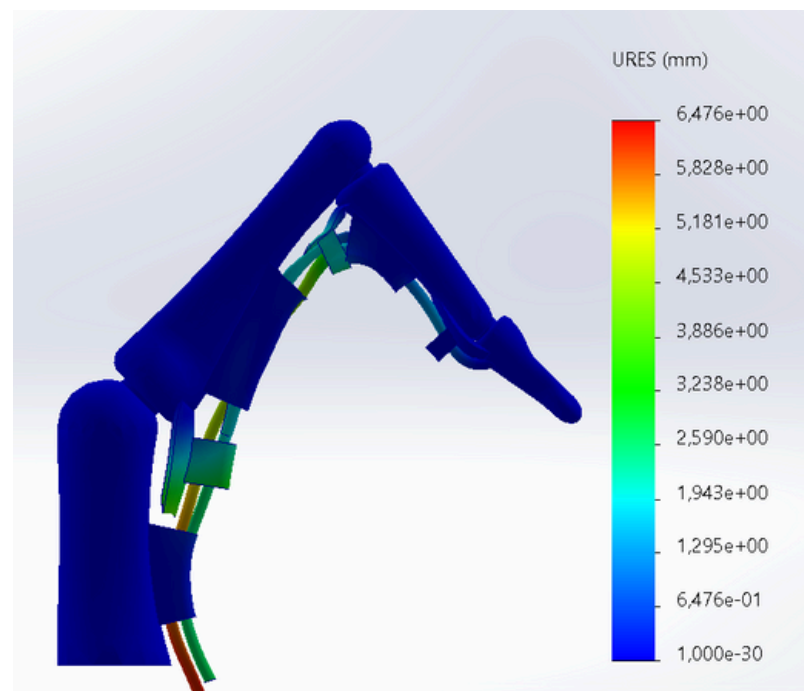


Figura 4.3.19: vista de la deformada del modelo con las resultantes de desplazamiento (anular)

Corazón

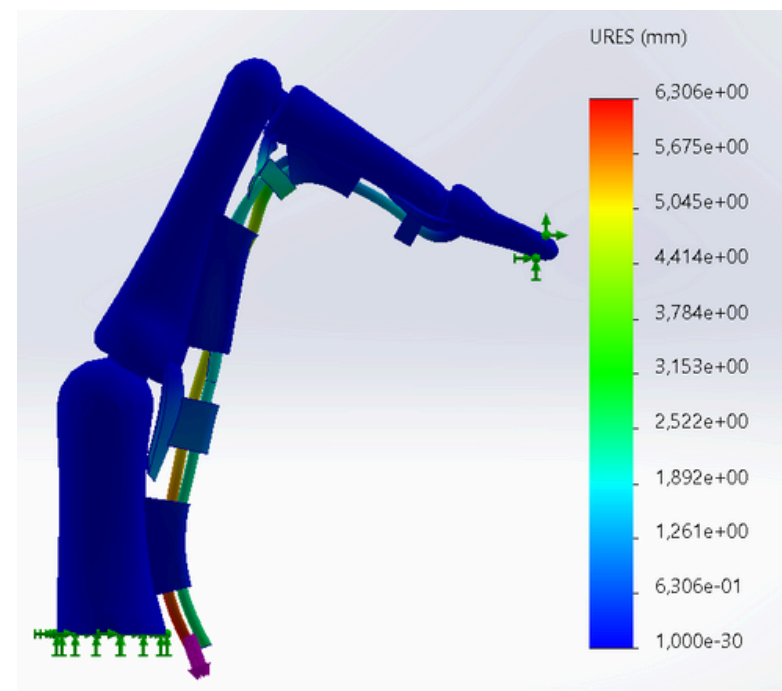


Figura 4.3.20: vista de la deformada del modelo con las resultantes de desplazamiento (corazón)

Índice

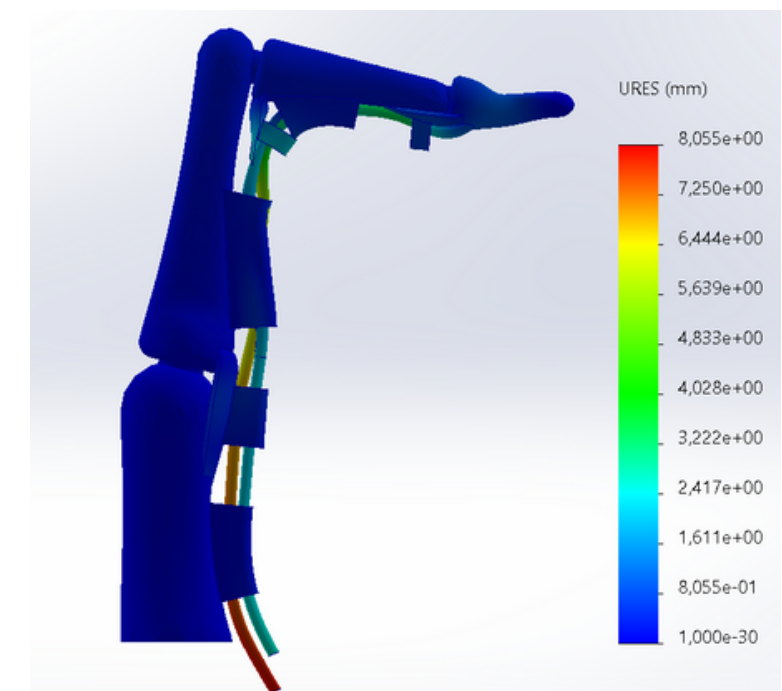


Figura 4.3.21: vista de la deformada del modelo con las resultantes de desplazamiento (índice)

# 4. SIMULACIONES

## 4.3 EJECUCIÓN DE CÁLCULOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

### 4.3.2 AGARRE FULL CRIMP - CONCLUSIONES

A continuación se resumen las observaciones más relevantes a cerca de los resultados obtenidos en la simulaciones FEM relacionándolos con las conclusiones del estudio de referencia [A34]

#### ESTUDIO MARCO RA [A34]

#### MODELO 3D PARAMÉTRICO

- La probabilidad de que se rompiera la polea A4 antes que la A2 fue considerablemente mayor pese a presentar fuerzas parecidas en el tendón en el momento de rotura.

- Los resultados sugieren que la polea A4 es la más requerida en el agarre full crimp, ya que presenta las mayores tensiones, concordando con los resultados del estudio [34], que revelaron la mayor frecuencia de la rotura aislada de la A4.

- La probabilidad de que la polea A3 se rompiera en último lugar fue significativamente mayor en los casos de rotura aislada pese a ser la más débil, lo cual se asocia a su mayor flexibilidad y capacidad de transmitir la tensión a las otras poleas

- En los estudios ejecutados, la polea A3 está anclada a la placa volar, la cual tiene un extremo prácticamente libre (inserción proximal), lo que permite mayor desplazamiento de la polea A3, reduciendo su tensión respecto a A4.

- La polea A2 falló desde el borde distal (el más lejano a la palma) al proximal (el más cercano a la palma), mientras que en la A4, esto ocurrió de manera inversa.

- La zona en la que se sitúan las mayores tensiones de la polea A4 se corresponde con el borde proximal, y en el caso de la A2, con el borde distal.

# 4. SIMULACIONES

## 4.3 EJECUCIÓN DE CÁLCULOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

### ESTUDIO MARCO RA [A34]

- Las fuerzas en el tendón en el momento de la primera rotura fueron significativamente más pequeñas en el dedo anular que en el índice y corazón, lo que puede explicar la prevalencia de roturas en el dedo anular como ya indican otros estudios.

- La secuencia más probable de rotura sugiere a fuerza ejercida en el tendón aumenta hasta que A4 rompe, disminuyendo la fuerza rápidamente y volviendo a aumentar hasta la rotura de A2 repitiendo el proceso con A3

### MODELO 3D PARAMÉTRICO

- Las mayores tensiones se han registrado en el dedo anular (modelo en posición de dedo anular), es decir, que la posición del anular es la menos favorable.

- La gran diferencia de tensiones observada entre la polea A4 y la A2, puede relacionarse con la secuencia de rotura que indica que la A4 rompe primero, luego la A2 y por último la A3.

Las siguientes simulaciones (half crimp y open grip) se ejecutaron manteniendo los parámetros del estudio FEM iguales (las fuerzas y su aplicación, las propiedades mecánicas de los materiales, interacciones entre componentes y mallado), a excepción de la posición del modelo, como es lógico. Se decidió mantener las mismas condiciones para poder ver las diferencias principalmente derivadas de la posición del dedo.

# 4. SIMULACIONES

## 4.3 EJECUCIÓN DE CÁLCULOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

### 4.3.3 AGARRE HALF CRIMP TENSIONES

Los resultados son similares a los obtenidos en el caso del dedo índice en full crimp, ya que la principal diferencia es la ausencia de hiperextensión. (Se estableció nuevamente como máximo de tensión 250 MPa)

Las mayores tensiones se concentran nuevamente en las esquinas del **borde proximal** de la polea **A4** aunque en menor medida, con valores en torno a los **150 MPa** (tonos verdes) y un **máximo de 191 MPa** (figura 4.3.22). Los picos de tensión visibles son muy altos y asimétricos, por lo que se excluyeron sus tensiones y la de los nodos muy cercanos (figura 4.2.6), atribuyéndolo a aspectos del suavizado o de ponderación del mallado o de las interacciones al realizar los cálculos.

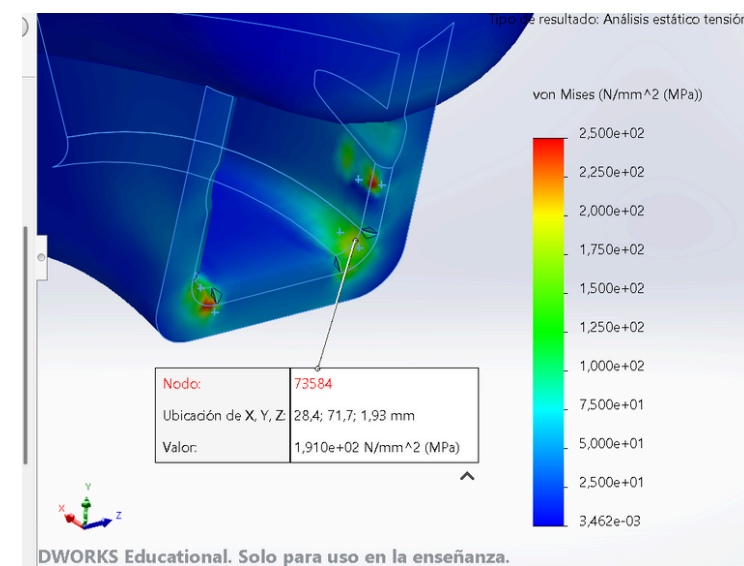


Figura 4.3.22: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en Half Crimp. Vista 1

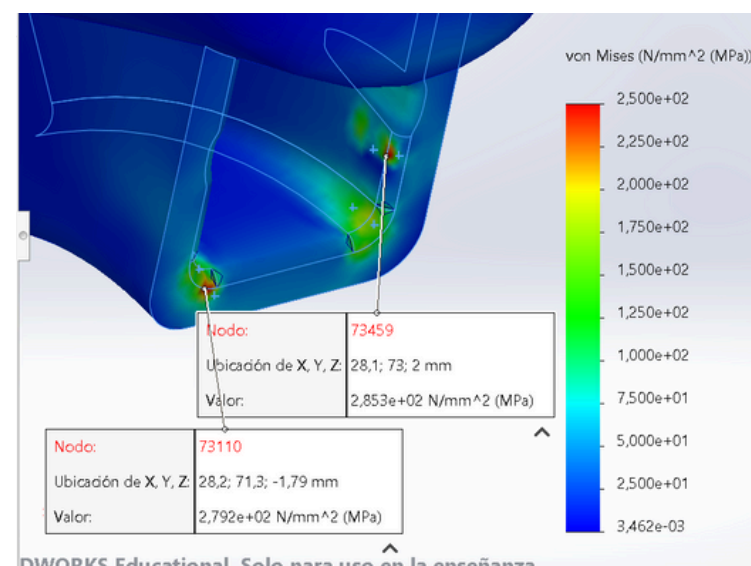


Figura 4.3.23: valores de los picos en la polea A4 en Half Crimp asociados a un fallo del programa

Nodo	Valor (N/mm <sup>2</sup> (MPa))	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
73584	1,910e+02	28,35090828	71,73992920	1,910
73770	1,883e+02	28,35090828	71,73992920	-1,910
72938	1,860e+02	28,20024109	71,20352936	-1,500
73583	1,803e+02	28,38925171	71,56346130	1,700
80847	1,734e+02	28,37263489	71,63987732	-1,800
80849	1,720e+02	28,17562103	71,32578278	-1,900
79322	1,719e+02	28,56751633	71,72041321	1,800
79117	1,714e+02	28,32556152	71,85685730	-1,900
80441	1,713e+02	28,32556152	71,85685730	1,900

Figura 4.3.24: listado de nodos en las zonas de mayor tensión en la polea A4 en Half Crimp

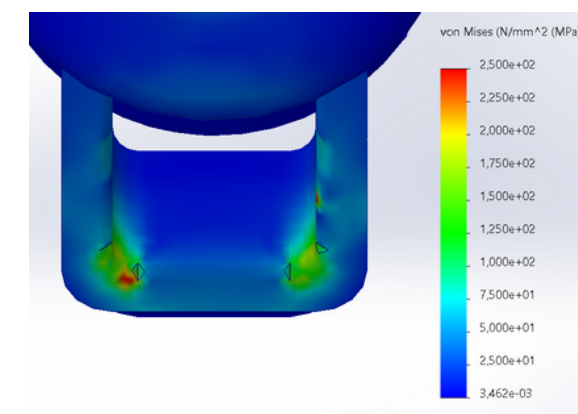


Figura 4.3.25: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en Half Crimp. Vista 2

# 4. SIMULACIONES

## 4.3 EJECUCIÓN DE CÁLCULOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

En las poleas **A2** y **A3** los resultados son bastante similares a los del full crimp, aunque con un **valor máximo** de **97 MPa** en la **A2** y de **120 MPa** en la **A3**, ligeramente por encima de los vistos en el full crimp. Aun así, en cuanto a las tensiones generales en A3 y A2 los resultados son prácticamente iguales que los del full crimp.

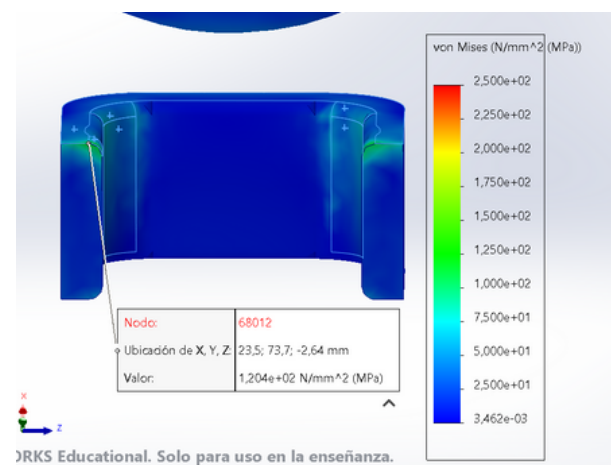


Figura 4.3.26: tensiones en polea A3 en Half Crimp. Vista 1

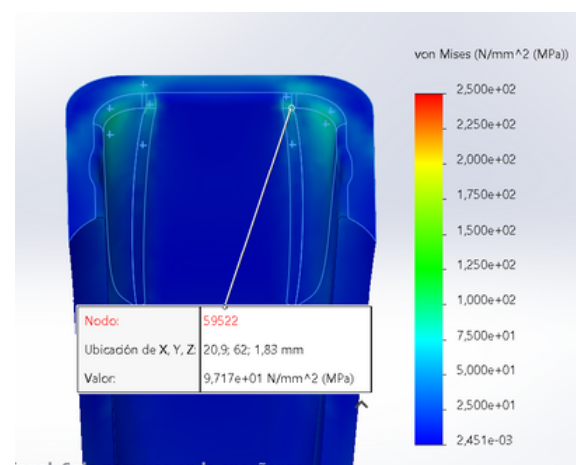


Figura 4.3.27: tensiones en borde distal de la polea A2 en Half Crimp. Vista 1

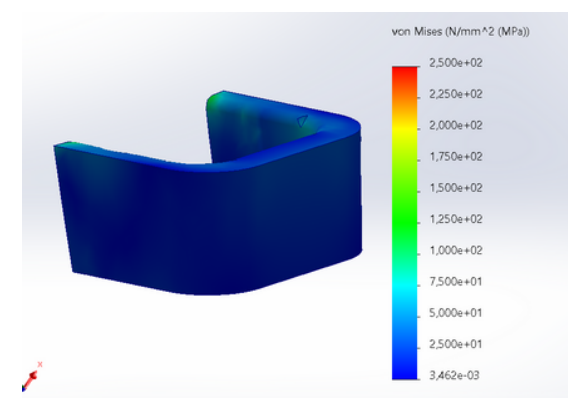


Figura 4.3.28: tensiones en polea A3 en Half Crimp. Vista 2

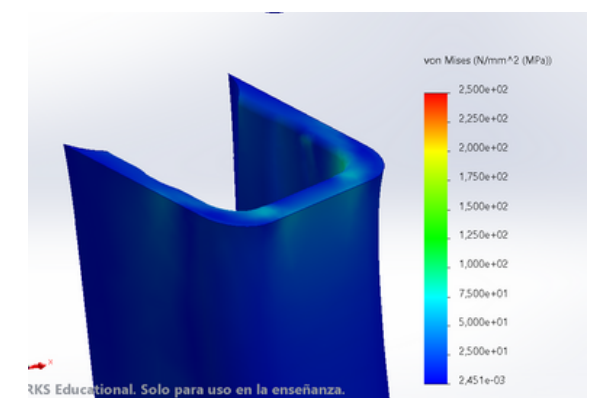


Figura 4.3.29: tensiones en borde distal de la polea A2 en Half Crimp. Vista 2

# 4. SIMULACIONES

## 4.3 EJECUCIÓN DE CÁLCULOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

### DEFORMACIONES Y DESPLAZAMIENTOS

El resultado se parece bastante al obtenido en el **full crimp** en el **dedo corazón**. Las resultantes de desplazamientos de mayor magnitud están en los **tendones**, especialmente en el **profundo**, debido a la fuerza externa. También se observan resultantes considerables en la zona de la **articulación IFP**, en la **placa volar** y la **polea A3**. En cuanto a deformaciones, se aprecian sobre todo en la **placa volar IFP** y ligeramente en los **bordes** distal y proximal de las poleas A2 y A4 respectivamente.

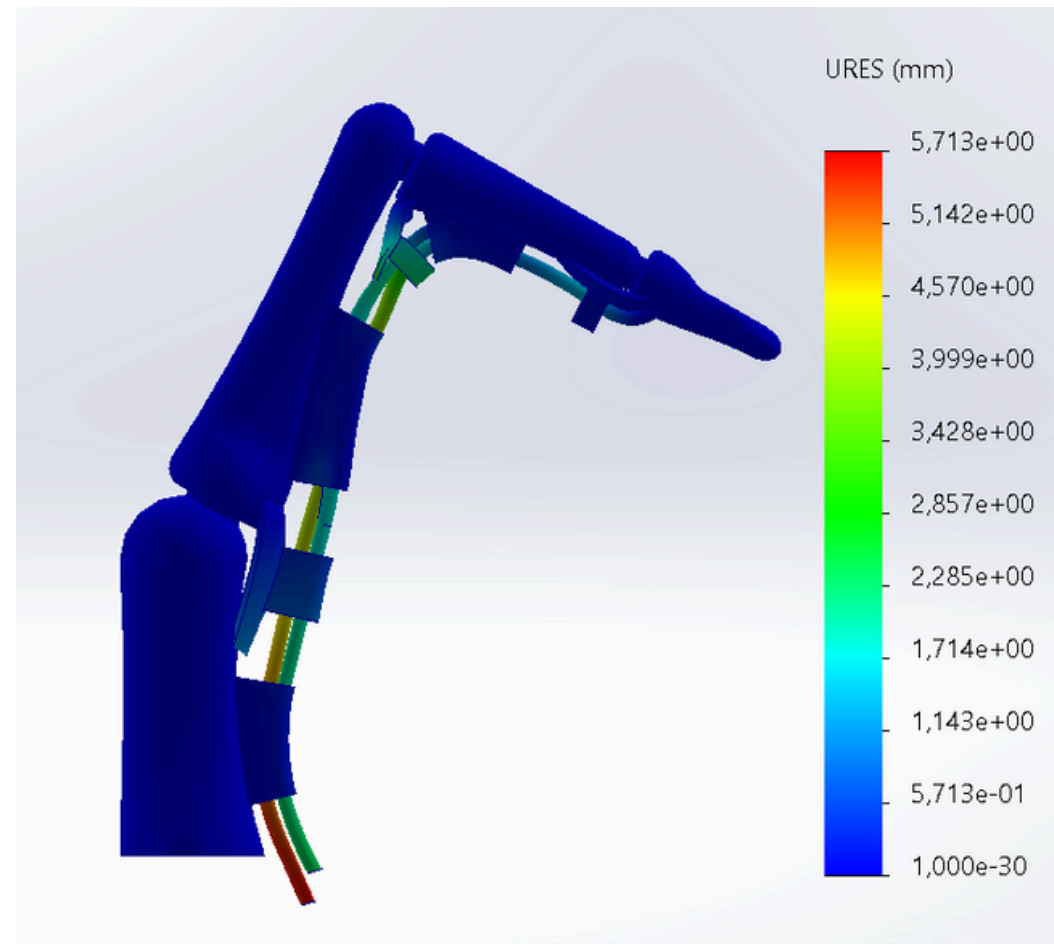


Figura 4.3.30: vista de la deformada del modelo con las resultantes de desplazamiento en Half Crimp

# 4. SIMULACIONES

## 4.3 EJECUCIÓN DE CÁLCULOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

### 4.3.4 AGARRE OPEN GRIP

#### TENSIONES

En este agarre presenta las mayores diferencias respecto al resto de casos. Estableciendo el mismo valor máximo de tensiones que en los otros agarres (250 MPa) se puede apreciar a simple vista se observa que las tensiones se han **reducido** considerablemente, pero se distribuyen de manera más **uniforme** entre la polea A2 y A4.

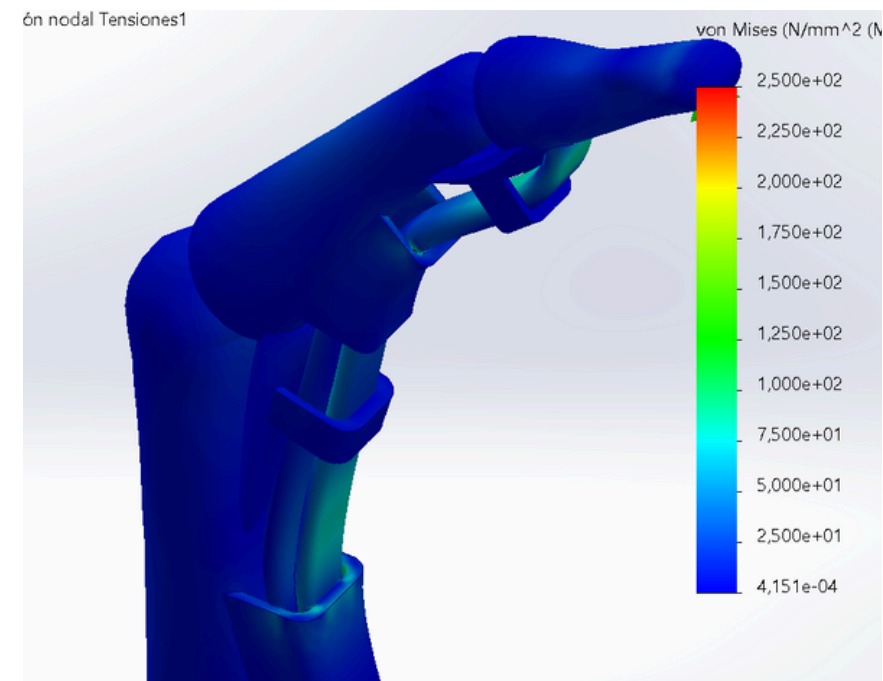


Figura 4.3.31: tensiones de Von Mises en Open grip

# 4. SIMULACIONES

## 4.3 EJECUCIÓN DE CÁLCULOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Las tensiones **más grandes** ahora se encuentran en el **borde distal** de la **A4**, con valores en torno a los **100-110 MPa** y un **máximo** de **149 MPa**. En la **A2**, las tensiones se hayan en el **borde distal** también, con valores en torno a los **90-100 MPa** y un **máximo** de **111 MPa**.

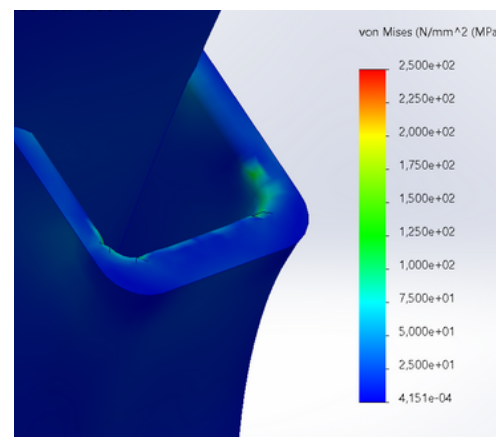


Figura 4.3.32: detalle de tensiones en polea A4 en Open grip

Nodo	Valor (N/mm <sup>2</sup> (MPa))	X (mm)	Y (mm)
52439	1,489e+02	33,41083908	92,85333252
56142	1,393e+02	33,09146118	93,43776703
52435	1,372e+02	33,17117310	93,28784943
58940	1,209e+02	33,11381912	93,59950256
58750	1,192e+02	33,41083908	92,85333252
57781	1,157e+02	33,26311493	93,12100983
59191	1,156e+02	33,39269638	92,88617706
59105	1,116e+02	33,19358826	93,44947815
52437	1,101e+02	33,41083908	92,85333252

Figura 4.3.34: lista de nodos con tensiones más grandes en polea A4 en Open grip

Nodo	Valor (N/mm <sup>2</sup> (MPa))	X (mm)	Y (mm)
67700	1,114e+02	15,45311737	65,59373474
67711	1,090e+02	15,45311928	65,59373474
67712	1,080e+02	15,24754715	65,67767334
74421	1,080e+02	15,35826492	65,63262177
73063	1,068e+02	15,35826206	65,63262177
73067	1,045e+02	15,35233593	65,44673157
74420	1,026e+02	15,24670887	65,48946381
72558	1,018e+02	15,35232544	65,44673157
72982	1,012e+02	15,44388390	65,40971375

Figura 4.3.36: lista de nodos con tensiones más grandes en polea A2 en Open grip

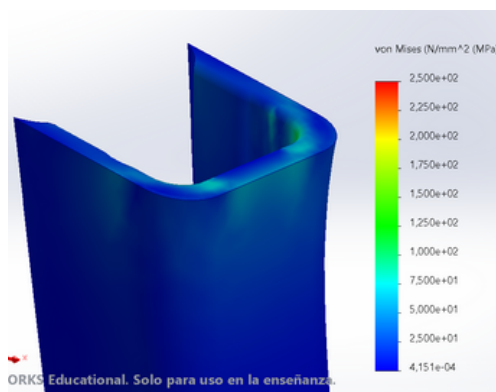


Figura 4.3.33: detalle de tensiones en polea A2 en Open grip

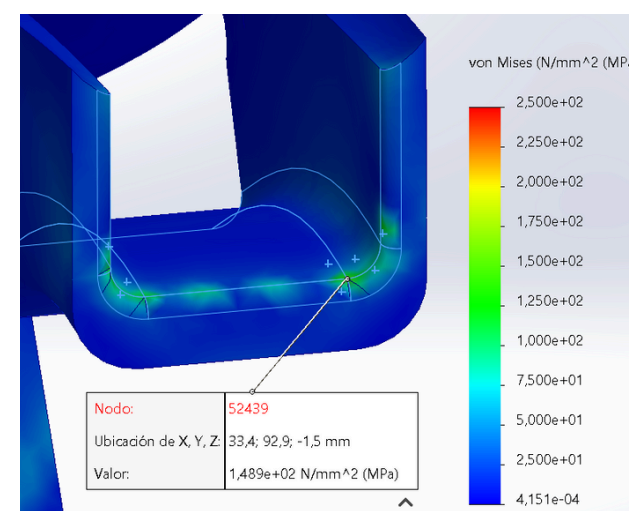


Figura 4.3.35: valor máximo de tensión en borde distal de polea A4 en Open grip

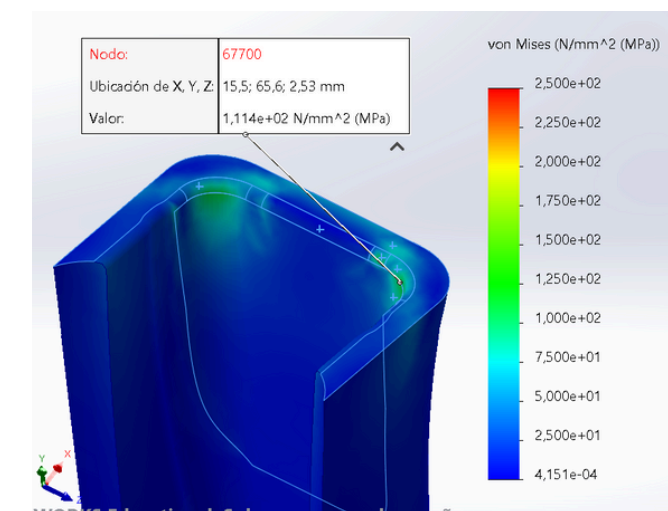


Figura 4.3.37: valor máximo de tensión en borde distal de polea A2 en Open grip

# 4. SIMULACIONES

## 4.3 EJECUCIÓN DE CÁLCULOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

En este agarre, las tensiones situadas en la polea **A3** son **insignificantes**, ya que las tensiones son soportadas prácticamente en su totalidad por las poleas A2 y A4.

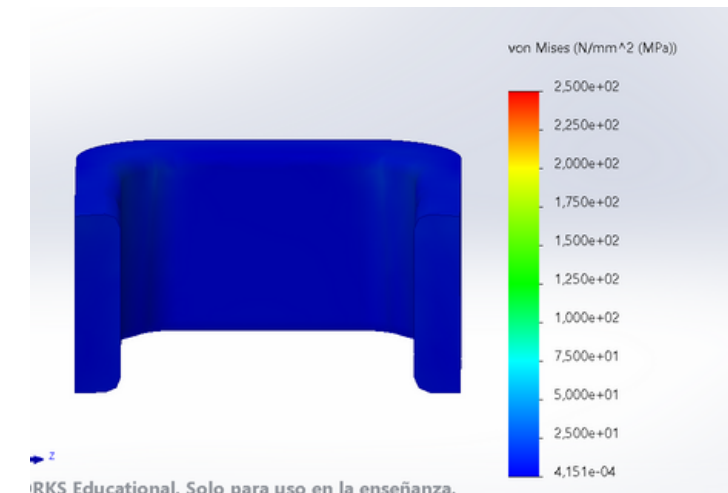


Figura 4.3.38: tensiones en polea A3 en Open grip

### DEFORMACIONES Y DESPLAZAMIENTOS

Se observan **pequeñas** deformaciones en las poleas A2 y A4, siendo la más apreciable la de la A2 en su borde distal. Por su parte, nuevamente los **tendones** presentan las resultantes de desplazamiento más **grandes**.

En la zona de la **articulación IFP** (placa, tendón, polea A3) las resultantes y las **deformaciones** son **menores** que en los casos anteriores. Las **placas MCF** y la **polea A1**, apenas presentan desplazamiento en comparación a los otros agarres.

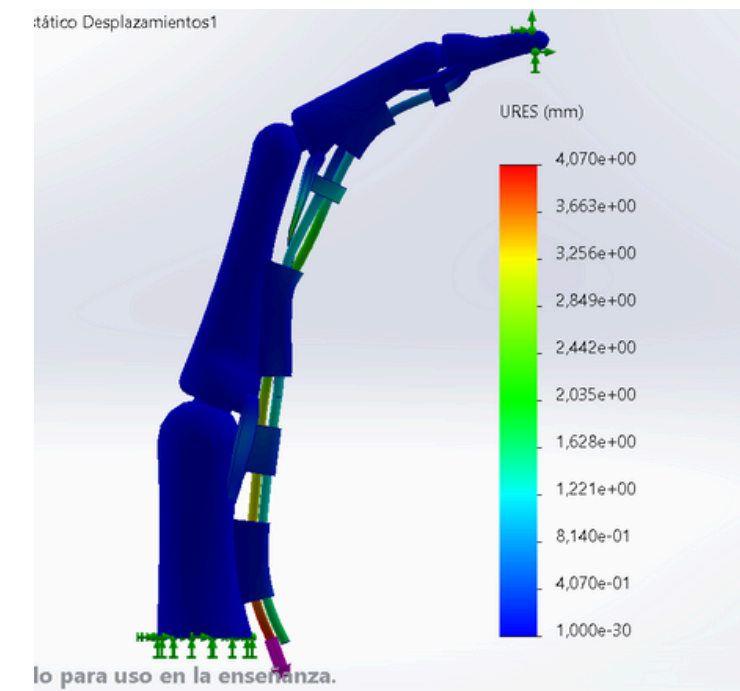


Figura 4.3.39: vista de la deformada del modelo con los resultantes de desplazamiento en Open grip

# 4. SIMULACIONES

## 4.3.5 CONCLUSIONES DE LOS CÁLCULOS

Tras realizar las distintas observaciones en relación a los resultados obtenidos, tanto numéricos como visuales, se ha llegado a las siguientes conclusiones en relación al comportamiento del modelo desarrollado:

- Se confirma que la polea **A4** es la **más solicitada** en agarres **cerrados**, y especialmente en los crimpados, ya que presenta las mayores tensiones, lo que es consistente con la mayor frecuencia de la rotura aislada de la A4 en el estudio de referencia [A34].
- La **zona** en la que se sitúan las **mayores tensiones** de la polea A4 (borde proximal) es congruente con la forma en que **rompe** la polea **A4** en el estudio, iniciando siempre desde el **borde proximal hasta el distal**. Lo mismo ocurre con la distribución de tensiones en la **A2**, si lo relacionamos con la forma en que rompe esta en el estudio, desde el **borde distal hasta el proximal**.
- La gran **diferencia** de tensiones observada entre la polea **A4** y la **A2**, puede relacionarse con la **secuencia** de rotura más probable que se obtiene en el estudio a partir de sus pruebas. En dicha secuencia, la fuerza ejercida en el tendón aumenta hasta que se produce la rotura de A4, disminuyendo la fuerza rápidamente y volviendo a aumentar hasta la rotura de la A2.
- Según el estudio la polea **A3** es la más **débil** pero más **flexible** de las tres (A2, A3 y A4) y su deformación permite **transmitir** las tensiones a las poleas A4 y A2. En los estudios ejecutados, no se observa una gran deformación en A3, lo que se atribuye a la libertad de movimiento de la inserción proximal de la placa volar, lo que permite el desplazamiento de la polea A3 en lugar de la deformación.
- En el **open grip**, las poleas **A2 y A4** presentan tensiones **reducidas** y más **repartidas** entre ellas en comparación al resto de agarres simulados, lo que tiene sentido, ya que según la biomecánica, las poleas en esta posición descansan más ya que por cómo se posiciona el dedo. En un **agarre abierto** el tendón sigue un **recorrido** más **recto** y sin desviaciones, tendiendo menos al arco y por tanto exigiendo menos a las poleas para mantenerlo cerca del hueso.

# 4. SIMULACIONES

## 4.4 CONCLUSIONES DE LOS CÁLCULOS

En la siguiente tabla se recogen los principales resultados de tensiones en las poleas A2, A3 y A4 en las distintas simulaciones para visualizar mejor las diferencias.

	FULL CRIMP			HALF CRIMP	OPEN GRIP
	Índice	Corazón	Anular		
<b>Tensiones A2 (MPa)</b>	<b>100 MPa</b> (Max 180 MPa)	<b>100 MPa</b> (Max 134 MPa)	<b>100 MPa</b> (Max 101 MPa)	<b>100 MPa</b> (Max 97 MPa)	<b>90-100 MPa</b> (Max 111 MPa)
<b>Tensiones A3 (MPa)</b>	<b>75 MPa</b> (Max 83 MPa)	<b>75 MPa</b> (Max 85 MPa)	<b>75 MPa</b> (Max 84 MPa)	<b>100 MPa</b> (Max 120 MPa)	-
<b>Tensiones A4 (MPa)</b>	<b>300 MPa</b> (Max 331 MPa)	<b>240 MPa</b> (Max 271 MPa)	<b>210 MPa</b> (Max 237 MPa)	<b>150 MPa</b> (Max 191 MPa)	<b>100-110 MPa</b> (149 MPa)

Tabla 4.4.1: vista de la deformada del modelo con las resultantes de desplazamiento en Open grip

# 5. BIBLIOGRAFÍA

## 5.1 REFERENCIAS VISUALES

[1.1.1]

**Kenhub “Falanges de la mano” (s.f.)**

**Kenhub; <https://www.kenhub.com> [imagen] disponible en:**

<https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/falanges-de-la-mano>

[1.3.1]

**Madrid Trauma “Tendones flexores de la mano” (s.f.)**

**Madrid Trauma; <https://madridtrauma.com> [imagen] disponible en:**

<https://madridtrauma.com/tendones-flexores-de-la-mano/>

[1.4.1]

**Wikipedia “Cartílago articular” (s.f.)**

**Wikipedia; <https://es.wikipedia.org> [artículo] disponible en:**

[https://es.wikipedia.org/wiki/Cart%C3%ADlago\\_articular](https://es.wikipedia.org/wiki/Cart%C3%ADlago_articular)

[1.5.1]

**Martí Domenech, M. R., Elias Mas, A., Juanico Termes, I., Alejandro González Tejada, J., Corbella Sala, C., & Dolz Jordi, J. L. “Valoración ecográfica del aparato flexor y extensor de la mano” (2018)**

**Seram; congreso SERAM [imagen] disponible en:**

<https://piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/view/8363>

[1.5.2]

**Lutter C, Kuerten S, Geppert C, Mittelmeier W, Klinder A, Söder S, Römer F, Uder M, Janka R, Bayer T. “Dynamic study of the finger interphalangeal joint volar plate-motion analysis with magnetic resonance cinematography and histologic comparison” (2023)**

**Skeletal Radiology; <https://www.springer.com> [artículo científico] disponible en:**

<https://doi.org/10.1007/s00256-023-04288-6>

# 5. BIBLIOGRAFÍA

## 5.1 REFERENCIAS VISUALES

[1.6.1]

**Hand Therapy BCN (s.f.)**

**Hand Therapy BCN; <https://handtherapybcn.com> [imagen] disponible en:**  
[https://handtherapybcn.com/page/2/?attachment\\_id=seuytgha](https://handtherapybcn.com/page/2/?attachment_id=seuytgha)

[2.1.1]

**Hand Clinics “Biomechanics of the Flexor Tendons” (s.f.)**

**Hand Clinics; <https://www.hand.theclinics.com> [imagen] disponible en:**  
[https://www.hand.theclinics.com/article/S0749-0712\(04\)00110-6/abstract](https://www.hand.theclinics.com/article/S0749-0712(04)00110-6/abstract)

[2.1.2]

**SportNetDoc “Climbing finger injuries” (s.f.)**

**SportNetDoc; <https://sportnetdoc.dk> [imagen] disponible en:**  
<https://sportnetdoc.dk/skader/climbing-finger/?lang=en>

[2.2.1]

**ResearchGate “Illustration of the slope: half crimp and full crimp grip techniques” (s.f.)**

**ResearchGate; <https://www.researchgate.net> [imagen] disponible en:**  
[https://www.researchgate.net/figure/Illustration-of-the-slope-a-half-crimp-b-and-full-crimp-c-grip-techniques-used\\_fig1\\_221837117](https://www.researchgate.net/figure/Illustration-of-the-slope-a-half-crimp-b-and-full-crimp-c-grip-techniques-used_fig1_221837117)

[2.3.1],[2.3.2]

**Scheibler A.G., Janig C., Schweizer A.**

**“Primarily conservative treatment for triple (A2–A3–A4) finger flexor tendon pulley disruption” (2021)**

**Hand Surgery & Rehabilitation; <https://www.journals.elsevier.com/hand-surgery-and-rehabilitation>**

**[artículo científico] disponible en:**

<https://doi.org/10.1016/j.hansur.2020.12.018>

# 5. BIBLIOGRAFÍA

## 5.1 REFERENCIAS VISUALES

[3.3.1]

**Morro Martí M.R., Llusá Pérez M., Carrera Burgaya A., Forcada Calvet P., Mustafa Gondolbeu A. “Anatomía aplicada a la cirugía de los tendones flexores” (2015)**

**Revista Iberoamericana de Cirugía de la Mano; <https://www.elsevier.es> [artículo científico] disponible en: [https://www.researchgate.net/publication/283285649\\_Anatomia\\_aplicada\\_a\\_la\\_cirurgia\\_de\\_los\\_tendones\\_flexores](https://www.researchgate.net/publication/283285649_Anatomia_aplicada_a_la_cirurgia_de_los_tendones_flexores)**

[3.7.2]

**Fisiolution “Dedo gatillo: causas y tratamiento” (s.f.)**

**Fisiolution; <https://fisiolution.com> [artículo] disponible en:**

<https://fisiolution.com/dedo-gatillo-causas-tratamiento/>

[3.8.43]

**El Rincón de la Medicina Interna “(entrada de blog)” (s.f.)**

**El Rincón de la Medicina Interna; <https://www.elrincondelamedicinainterna.com> [artículo/web] disponible en:**

[https://www.elrincondelamedicinainterna.com/search?updated-max=2024-04-16T06:03:00-03:00&max-results=50&reverse-paginate=true&start=7&by-date=false&m=0#google\\_vignette](https://www.elrincondelamedicinainterna.com/search?updated-max=2024-04-16T06:03:00-03:00&max-results=50&reverse-paginate=true&start=7&by-date=false&m=0#google_vignette)

[4.1.1], [4.1.2][4.1.3]

**Marco RA, Sharkey NA, Smith TS, Zissimos AG. “Pathomechanics of closed rupture of the flexor tendon pulleys in rock climbers” (1998)**

**Journal of Bone and Joint Surgery American; <https://journals.lww.com> [imagen] disponible en:**

<https://doi.org/10.2106/00004623-199807000-00010>

# 5. BIBLIOGRAFÍA

## 5.2 REFERENCIAS TEXTUALES

[A1]

**PasoClave “Lesiones de poleas en escaladores” (s.f.)**  
**PasoClave; <https://www.pasoclave.com> [artículo] disponible en:**  
<https://www.pasoclave.com/lesiones-poleas-escaladores/>

[A2]

**ReHand “Lesiones de poleas en escaladores: qué debo conocer” (s.f.)**  
**ReHand; <https://rehand.net> [artículo] disponible en:**  
<https://rehand.net/es/lesiones-de-poleas-en-escaladores-que-debo-conocer/>

[A3]

**Schöffl V, Hochholzer T, Winkelmann HP, Strecker W. “Pulley Injuries in Rock Climbers” (2003)**  
**Wilderness & Environmental Medicine; <https://www.wemjournal.org> [artículo científico] disponible en:**  
[https://doi.org/10.1580/1080-6032\(2003\)014\[0094:PIIRC\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1580/1080-6032(2003)014[0094:PIIRC]2.0.CO;2)

[A4]

**Cirugía Mano Bilbao “Lesión y rotura de poleas” (s.f.)**  
**Cirugía Mano Bilbao; <https://cirugiamanobilbao.com> [artículo] disponible en:**  
<https://cirugiamanobilbao.com/lesion-rotura-de-poleas/>

[A5]

**Elías Centro de Traumatología y Medicina Deportiva “Lesiones de poleas en escalada” (s.f.)**  
**Elías CTM; <https://eliasctm.com> [artículo] disponible en:**  
<https://eliasctm.com/lesiones-de-poleas-en-escalada/>

[A6]

**Schneeberger M, Schweizer A. “Pulley ruptures in rock climbers: outcome of conservative treatment with the pulley-protection splint—a series of 47 cases” (2016)**  
**Wilderness & Environmental Medicine; <https://www.wemjournal.org> [artículo científico] disponible en:**  
<https://doi.org/10.1016/j.wem.2015.12.017>

# 5. BIBLIOGRAFÍA

## 5.2 REFERENCIAS TEXTUALES

[A7]

**“Los Objetivos de Desarrollo Sostenible” (s.f.)**

**Naciones Unidas; <https://www.un.org> [página web] disponible en:**

<https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/>

[A8]

**Lectorio “Mano” (s.f.)**

**Lectorio; <https://www.lectorio.com> [artículo] disponible en:**

<https://www.lectorio.com/es/concepts/mano/>

[A9]

**Kenhub “Falanges de la mano” (s.f.)**

**Kenhub; <https://www.kenhub.com> [artículo] disponible en:**

<https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/falanges-de-la-mano>

[A10]

**Cigna “Osteoartritis de la mano” (s.f.)**

**Cigna; <https://www.cigna.com> [artículo] disponible en:**

<https://www.cigna.com/es-us/knowledge-center/hw/osteoartritis-de-la-mano-zm6124>

[A11]

**Wikipedia “Cartílago articular” (s.f.)**

**Wikipedia; <https://es.wikipedia.org> [artículo] disponible en:**

[https://es.wikipedia.org/wiki/Cart%C3%ADlago\\_articular](https://es.wikipedia.org/wiki/Cart%C3%ADlago_articular)

[A12]

**Madrid Trauma “Tendones flexores de la mano” (s.f.)**

**Madrid Trauma; <https://madridtrauma.com> [artículo] disponible en:**

<https://madridtrauma.com/tendones-flexores-de-la-mano/>

# 5. BIBLIOGRAFÍA

## 5.2 REFERENCIAS TEXTUALES

[A13]

**Revista Iberoamericana de Cirugía de la Mano “Anatomía aplicada a la cirugía de los tendones flexores” (2015)**

**Elsevier; <https://www.elsevier.es> [artículo] disponible en:**

<https://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-cirurgia-mano-134-articulo-anatomia-aplicada-cirurgia-los-tendones-S1698839615000304>

[A14]

**Wikipedia “Placa volar” (s.f.)**

**Wikipedia; <https://es.wikipedia.org> [artículo] disponible en:**

[https://es.wikipedia.org/wiki/Placa\\_volar#:~:text=La%20placa%20volar%20o%20ligamento,hiperextiende%20\(flexione%20hacia%20atr%C3%A1s\)](https://es.wikipedia.org/wiki/Placa_volar#:~:text=La%20placa%20volar%20o%20ligamento,hiperextiende%20(flexione%20hacia%20atr%C3%A1s))

[A15]

**Lutter C, Kuerten S, Geppert C, Mittelmeier W, Klinder A, Söder S, Römer F, Uder M, Janka R, Bayer T. “Dynamic study of the finger interphalangeal joint volar plate-motion analysis with magnetic resonance cinematography and histologic comparison” (2023)**

**Skeletal Radiology; <https://www.springer.com> [artículo científico] disponible en:**

<https://doi.org/10.1007/s00256-023-04288-6>

[A16]

**Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología “Ruptura de polea A2 luego de traumatismo” (2015)**

**Elsevier; <https://www.elsevier.es> [imagen] disponible en:**

<https://www.elsevier.es/en-revista-revista-colombiana-ortopedia-traumatologia-380-articulo-comprar-ruptura-polea-a2-luego-S0120884515000073>

[A17]

**SportNetDoc “Climbing finger injuries” (s.f.)**

**SportNetDoc; <https://sportnetdoc.dk> [artículo] disponible en:**

<https://sportnetdoc.dk/skader/climbing-finger/?lang=en>

# 5. BIBLIOGRAFÍA

## 5.2 REFERENCIAS TEXTUALES

- [A18]  
**Vitalia Salud “Hablemos de escalada: las poleas” (s.f.)**  
**Vitalia Salud; <https://www.vitaliasalud.es> [artículo] disponible en:**  
<https://www.vitaliasalud.es/hablemos-escalada-las-poleas/#:~:text=Las%20poleas%20son%20condensaciones%20sementar%C3%ADas,son%20solicitados%20por%20los%20m%C3%BAsculos>
- [A19]  
**Habib, A. H.; El-Azizi, H. M.; Hefny, S. H. et al. “Sonographic assessment of hand and wrist tendons abnormalities” (2024)**  
**Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine; <https://ejrnm.springeropen.com> [artículo] disponible en:**  
<https://doi.org/10.1186/s43055-024-01405-w>
- [A20]  
**Lee, S. A.; Kim, B. H.; Kim, S. J.; Kim, J. N.; Park, S. Y.; Choi, K. “Current status of ultrasonography of the finger” (2016)**  
**Ultrasonography; <https://www.e-ultrasonography.org> [artículo] disponible en:**  
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27066026/>
- [A21]  
**Chatzioglou, G. N.; Pinar, Y.; Govsa, F. “Biometric analysis hand parameters in young adults for prosthetic hand and ergonomic product applications” (2024)**  
**Anatomy & Cell Biology; <https://www.anatcell.org> [artículo] disponible en:**  
<https://doi.org/10.5115/acb.23.310>
- [A22]  
**Burianov, A. & Kotiuk, V. “Proportions of Hand Segments” (2010)**  
**International Journal of Morphology; <https://www.scielo.cl> [artículo] disponible en:**  
[http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0717-95022010000300015&lng=es&nrm=iso](http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-95022010000300015&lng=es&nrm=iso)
- [A23]  
**Doyle, J. R. “Anatomy of the finger flexor tendon sheath and pulley system” (1988)**  
**Journal of Hand Surgery (American Volume); <https://www.jhandsurg.org> [artículo] disponible en:**  
[https://doi.org/10.1016/s0363-5023\(88\)80082-0](https://doi.org/10.1016/s0363-5023(88)80082-0)

# 5. BIBLIOGRAFÍA

## 5.2 REFERENCIAS TEXTUALES

[A24]

**Mow V.C., Gu W., Chen F.H.**

**“Structure and function of articular cartilage and meniscus” (2005)**

**Semantic Scholar; <https://www.semanticscholar.org> [artículo / comunicación en congreso] disponible en:**

<https://api.semanticscholar.org/CorpusID:137661790>

[A25]

**Korhonen, R. K. et al. “Depth-dependent mechanical properties of articular cartilage” (2002)**

**Elsevier; <https://www.journals.elsevier.com/medical-engineering-and-physics> [artículo] disponible en:**

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12031689/>

[A26]

**Currey, J. D. “Bones: Structure and Mechanics” (2002)**

**Princeton University Press; <https://press.princeton.edu> [libro] disponible en:**

<https://press.princeton.edu/books/paperback/9780691128046/bones>

[A27]

**Reilly, D. T. & Burstein, A. H. “The elastic and ultimate properties of compact bone tissue” (1975)**

**Elsevier; <https://www.journals.elsevier.com/journal-of-biomechanics> [artículo] disponible en:**

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1206047/>

[A28]

**Woo, S. L. et al. “Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex” (1982)**

**ASME; <https://asme.org> [artículo] disponible en:**

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7152777/>

[A29]

**Ker, R. F. “Dynamic tensile properties of the plantaris tendon of sheep” (1981)**

**Journal of Experimental Biology; <https://journals.biologists.com/jeb> [artículo] disponible en:**

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7316876/>

# 5. BIBLIOGRAFÍA

## 5.2 REFERENCIAS TEXTUALES

[A30]

**Maganaris, C. N. & Paul, J. P. “Tensile properties of the human gastrocnemius tendon” (2002) Elsevier; <https://www.journals.elsevier.com/journal-of-biomechanics> [artículo] disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12445620/>**

[A31]

**Wang, J. C. et al. “Biomechanics of the finger flexor tendon pulley system” (2003) Elsevier; <https://www.journals.elsevier.com/journal-of-hand-surgery> [artículo] disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12877855/>**

[A32]

**Schuind, F. et al. “Biomechanics of the finger flexor tendon pulley system” (1992) LWW Journals; <https://journals.lww.com/clinorthop> [artículo] disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1735210/>**

[A33]

**Nakamura, K. et al. “Anatomical and biomechanical analysis of the volar plate of the proximal interphalangeal joint” (2001) Elsevier; <https://www.journals.elsevier.com/journal-of-hand-surgery> [artículo] disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11172365/>**

[A34]

**Marco RA, Sharkey NA, Smith TS, Zissimos AG. “Pathomechanics of closed rupture of the flexor tendon pulleys in rock climbers” (1998) Journal of Bone and Joint Surgery American; <https://journals.lww.com> [artículo científico] disponible en: <https://doi.org/10.2106/00004623-199807000-00010>**

[A35]

**Martí Domenech, M. R., Elias Mas, A., Juanico Termes, I., Alejandro González Tejada, J., Corbella Sala, C., & Dolz Jordi, J. L. “Valoración ecográfica del aparato flexor y extensor de la mano” (2018) Seram; congreso SERAM [imagen] disponible en: <https://piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/view/8363>**